

UNIVERZA V LJUBLJANI

FAKULTETA ZA ELEKTROTEHNIKO

Andraž Rihar

**ZDRUŽEVANJE SENZORNIH INFORMACIJ
PRITISKOVNE MERILNE PODLOGE TER
INERCIALNIH IN MAGNETNIH MERILNIH
ENOT**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Ljubljana, 2016

UNIVERZA V LJUBLJANI

FAKULTETA ZA ELEKTROTEHNIKO

Andraž Rihar

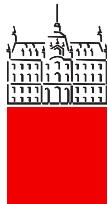
**ZDRUŽEVANJE SENZORNIH INFORMACIJ
PRITISKOVNE MERILNE PODLOGE TER
INERCIALNIH IN MAGNETNIH MERILNIH
ENOT**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor: prof. dr. Marko Munih

Ljubljana, 2016

Univerza v Ljubljani
Fakulteta za elektrotehniko



IZJAVA

Spodaj podpisani/-a, ANDRAŽ RIHAR, z vpisno številko 64070400 s svojim podpisom izjavljam, da sem avtor/-ica zaključnega dela z naslovom:

ZDRUŽEVANJE SENZORNIH INFORMACIJ PRITISKOVNE MERILNE PODLOGE TER INERCIALNIH IN MAGNETNIH MERILNIH ENOT

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, 12. 5. 2016

Podpis avtorja/-ice:

Zahvala

Iskreno se zahvaljujem mentorju prof. dr. Marku Munihu za strokovno pomoč, smiselno usmerjanje ter številne nasvete tako med raziskovanjem kot tudi pri izdelavi doktorske disertacije.

Prav tako se lepo zahvaljujem prof. dr. Matjažu Mihlju za vsakodnevne pogovore, številne uporabne nasvete ter nepogrešljivo pomoč med reševanjem še tako kompleksnih problemov.

V nadaljevanju gre posebna zahvala sodelavcu Juretu Pašiču, sosedu na delovnem mestu, za neprecenljive pripombe, nasvete in pomoč med raziskovanjem. Prav tako lepa hvala za krajšanje včasih dolgih delovnih dni.

Raziskovalno delo je bilo tesno vpeto v EU FP7 projekt CareToy in potrebno je priznati, da bi bila izdelava doktorske disertacije precej težja, če ne celo nemogoča, brez pomembne pomoči CareToy konzorcija, katerega članom gre posebna zahvala. Mag. Janko Kolar je izdelal glavne programe CareToy okolja in skrbel za nemoteno delovanje sistemov, dr. Francesca Cecchi ter prof. dr. Paolo Dario (SSSA) pa sta projekt uspešno vodila in veliko pripomogla k razvoju strojne opreme. Prof. dr. Giovanni Cioni in dr. Giuseppina Sgandurra (FSM) sta nadzorovala klinični del projekta, predvsem slednji pa gre velika zahvala za prepotrebno sodelovanje, številne pogovore ter razlage, ki so mi osvetlike sprva nerazumljivo področje razvoja motoričnih sposobnosti otrok. Pomembno so k uspehu pripomogli tudi sodelavci drugih članic konzorcija, torej ustanov UHAM, HEC, MR&D in STMicroelectronics.

Nadalje se zahvaljujem tudi vsem ostalim sodelavcem Laboratorija za robotiko na Fakulteti za elektrotehniko v Ljubljani za topel sprejem v delovni kolektiv, prijetno počutje tekom zadnjih let in dobro družbo, ki je pričarala nasmeh ob še tako napornih dnevih.

Rad bi se zahvalil tudi Republiki Sloveniji in Javni agenciji za raziskovalno dejavnost RS, ki sta mi omogočili nadaljnje izobraževanje in me finančno podpirali med študijem.

Končno bi se rad iskreno zahvalil tudi svojim staršem in punci Niki Nemec za vso podporo, spodbude, razumevanje in pomoč v času študija in nastanka doktorskega dela.

Kazalo

Seznam uporabljenih kratic	xi
Seznam uporabljenih simbolov	xiii
Povzetek	1
Abstract	5
1 Uvod	9
1.1 Analiza vzorcev psihofizičnega razvoja otrok	9
1.2 Senzorno podprt merilni sistemi	10
1.3 Metodološki pristopi obdelave in združevanja podatkov	12
1.4 Cilji	14
2 Senzorno podprt merilni sistem CareToy	17
2.1 Strojna oprema	18
2.1.1 Pritiskovna merilna podloga	19
2.1.2 Inercialne in magnetne merilne enote	20
2.1.3 Video kamere	21
2.2 Klinično podprt protokol vadbe	22
2.3 Prispevki udeležencev projekta CareToy	24
3 Obdelava in združevanje senzornih podatkov	25

3.1	Predobdelava senzornih podatkov	25
3.2	Združevanje podatkov za določanje tridimenzionalne orientacije trupa dojenčka	34
3.3	Senzorno podprt računalniški model za analizo in oceno gibanja glave dojenčka	41
3.3.1	Algoritem zornega kota	42
3.3.2	Algoritem sledenja gibanju odtisa glave	43
3.3.3	Metoda analize dvodimenzionalnega intenzitetnega profila	44
3.4	Ocena parametrov motoričnih sposobnosti	44
3.4.1	Analiza gibanja trupa	44
3.4.2	Ocena lege in gibanja rok	47
3.4.3	Ocena orientacije podlakti	54
3.4.4	Gibanje glave	55
3.4.5	Analiza prijemanja in igranja z igračo	58
3.4.6	Gibanje točke središča tlaka	60
3.5	Razpoznavanje delov telesa iz video posnetkov dojenčkov	61
3.6	Prispevki udeležencev projekta CareToy	70
4	Evaluacija sistema za ocenjevanje motoričnih sposobnosti dojenčkov	73
4.1	Preliminarna študija uporabe merilnega sistema za analizo gibanja otrok . .	74
4.1.1	Metodologija	74
4.1.2	Rezultati in razprava	77
4.2	Validacija z optoelektronskim merilnim sistemom Optotrak	81
4.2.1	Metodologija	81
4.2.2	Rezultati in razprava	85
4.3	Naključna kontrolna študija na prezgodaj rojenih otrocih	101
4.3.1	Metodologija	101
4.3.2	Rezultati in razprava	103
4.3.3	Omejitve študije	117

4.4 Prispevki udeležencev projekta CareToy	118
5 Sklepne ugotovitve	121
Izvirni prispevki doktorske disertacije	125
Literatura	127
Dodatek A: Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2014	141
Dodatek B: Medical & Biological Engineering & Computing, 2015	157

Slike

2.1	Senzorno podprt merilni sistem CareToy	18
2.2	Senzorizirane igrače sistema CareToy	19
2.3	Pritiskovna merilna podloga	20
2.4	Inercialne in magnetne merilne enote	21
3.1	Blokovna shema postopkov obdelave in združevanja senzornih podatkov . .	26
3.2	Podatki neobremenjenih merilnih podlog	27
3.3	Odmik izhodnih vrednosti od ničle in superponiran šum merilnih podlog . .	28
3.4	Predobdelava podatkov merilnih podlog	30
3.5	Izmik IME iz osnovne lege	35
3.6	Vpliv izmika IME na trupu iz osnovne lege na izračun orientacije trupa . .	37
3.7	Določitev orientacije trupa na merilni podlogi	38
3.8	Iskanje odtisa glave na merilni podlogi	42
3.9	Iskanje odtisa glave z metodo analize dvodimenzionalnega intenzitetnega profila	45
3.10	Določitev razpona obračanja trupa okoli Ca-Cr osi	46
3.11	Ocena kinematike človeške roke	48
3.12	Določitev delovnega prostora roke	50
3.13	Sprotni prikaz rezultatov obdelave podatkov	52
3.14	Lega in gibanje rok znotraj igralnice	53
3.15	Določitev zemljevida orientacije podlakti	55

3.16 Gibanje točke težišča odtisa glave na merilni podlogi	56
3.17 Izmik odtisa glave iz središčne lege	57
3.18 Analiza prijemanja, dotikanja in igranja z igračo	59
3.19 Odstranitev vpliva luči	63
3.20 Primer slik video posnetkov	64
3.21 Rezultati filtriranja slik video posnetkov	65
3.22 Rezultat obdelave video posnetkov	67
4.1 Eksperimentalna postavitev merilnega sistema	75
4.2 Rezultat obdelave podatkov merilne podlage in IME	76
4.3 Škatlični diagram podatkov izmika odtisa glave iz središčne lege	80
4.4 Eksperimentalna postavitev merilnega sistema	83
4.5 Določitev orientacije trupa brez izmika IME iz osnovne lege na trupu	86
4.6 Določitev orientacije trupa ob konstantnem izmiku IME iz osnovne lege na trupu	87
4.7 Določitev orientacije trupa ob naključno spremenljajočem se izmiku IME iz osnovne lege na trupu	89
4.8 Škatlični diagram absolutne napake določitve orientacije trupa okoli Ca-Cr osi	90
4.9 Rezultati validacije določitve pozicije odtisa glave	91
4.10 Stolpični diagram vrednosti ε_{RMS}	92
4.11 Rezultati določitve ovojnice delovnega prostora leve in desne roke	94
4.12 Rezultati določitve prostornine in površine delovnega prostora rok	95
4.13 Primerjava vrednosti parametra <i>SAL</i> za določitev z merilnim sistemom Opto-trak in podatki IME	97
4.14 Rezultati določitve ovojnice delovnega prostora desne roke zdravega otroka	100
4.15 Primer rezultatov aktivnosti obračanja okoli Ca-Cr osi trupa	104
4.16 Primer rezultatov določitve zemljevida orientacije podlakti	106
4.17 Primerjava rezultatov analize igranja z igračo ob različnih načrtovanih vajah	107

4.18 Rezultati ocene gibanja točke COP	108
4.19 Parameter območja zasuka ROM_φ	110
4.20 Parametra orientacije podlakti za vadbo z in brez igrač	111
4.21 Parametra orientacije podlakti za vadbo ob različnih pozicijah igrač	112
4.22 Delež igranja in delež prijemanja igrače ob različnih pozicijah igrač	114
4.23 Parametri gibanja COP v sedečem položaju z in brez igrač	115

Tabele

4.1	Rezultati analize dvigov glave (GL) z merilne podloge. t_{mer} , t_{dvig} in t_{spust} predstavljajo čas trajanja meritev, čas dvignjene ter čas trajanja spuščene glave. NHT označuje prepoznavanje odtisa glave brez uporabe algoritma sledenja položaju, HT pa označuje uporabo omenjenega algoritma. \star označuje nepravilno prepoznan odtis glave. IME, PCA predstavljata uporabo algoritma združevanja podatkov IME in merilne podloge.	77
4.2	Rezultati analize gibanja odtisa glave (GL) na merilni podlogi. t_{mer} predstavlja čas trajanja meritev, HT označuje prepoznavanje odtisa glave z dodatno uporabo algoritma sledenja položaju, IME, PCA pa predstavljata uporabo algoritma združevanja podatkov IME in merilne podloge. $d_{GL,l,maks.}$ in $d_{GL,d,maks.}$ označujeta maksimalni vrednosti izmika v levo in desno, $d_{GL,med.}$, $d_{GL,sr.vred.}$ in $d_{GL,st.odklon}$ pa mediano, srednjo vrednost ter vrednost standarnega odklona odmika odtisa glave iz središčne lege v lateralni smeri trupa ($d_{GL,M-L}$). $d_{GL,splosc.}$ in $d_{GL,asim.}$ predstavljata sploščenost in asimetrijo porazdelitve podatkov, medtem ko $d_{GL,RMS}$ in $d_{GL,apr.ent.}$ označujeta vrednost RMS (kvadratnega korena srednje vrednosti kvadratov) in aproksimirane entropije. Parametra s_{GL} in \bar{v}_{GL} predstavljata prepotovano pot in povprečno hitrost položaja odtisa glave na merilni podlogi (\mathbf{p}_{GL}).	79
4.3	Parametri motoričnih sposobnosti, izračunani na podlagi pospeška, odvoda pospeška in hitrosti, določenih z referenčnim sistemom Optotrak in podatki IME na podlakti.	95
4.4	Rezultati dosegljivega prostora roke za referenčni merilni sistem Optotrak in principa namestitve IME.	98
4.5	Rezultati prepotovanih poti s_H in povprečne hitrosti dlani \bar{v}_H za referenčni merilni sistem Optotrak in različice namestitve IME.	98

4.6 Parametri motoričnih sposobnosti za meritve zdravega otroka.	100
--	-----

Seznam uporabljenih kratic

KRATICA	OPIS
A	koordinatni sistem roke (angl. Arm)
A-P	anteroposteriorna os (angl. Anteroposterior axis)
AIMS	angl. Alberta Infant Motor Scale
ANT	anteriorna smer (angl. Anterior direction)
Ca-Cr	kaudokranialna os (angl. Caudocranial axis)
CAU	kaudalna smer (angl. Caudal direction)
COP	koordinate točke središča tlaka (angl. Center-of-Pressure)
COR	koronalna ravnina trupa (angl. Coronal plane)
Cr-Ca	kraniokaudalna os (angl. Craniocaudal axis)
CRA	kranialna smer (angl. Cranial direction)
CT	igralnica CareToy
D	desna roka
E	koordinatni sistem Zemlje (angl. Earth)
EL	komolec (angl. Elbow)
EMG	elektromiografija (angl. Electromyography)
FA	koordinatni sistem podlakti (angl. Forearm)
FSM	Fondazione Stella Maris, Pisa, Italija
GL	glava
H	dlan (angl. Hand)
HT	uporabljena metoda sledenja gibanju položaja odtisa glave (angl. Head Tracking)
IME	inercialna in magnetna merilna enota (angl. Inertial and Magnetic Measurement Unit)
kNN	metoda najbližjih sosedov (angl. k-Nearest Neighbours method)

KRATICA	OPIS
KS	koordinatni sistem
L	leva roka
L-M	lateromedialna os (angl. Lateromedial axis)
LAT	lateralna smer (angl. Lateral direction)
MAT	pritiskovna merilna podloga (angl. Pressure mattress)
M-L	mediolateralna os (angl. Mediolateral axis)
MED	medialna smer (angl. Medial direction)
NHT	metoda brez sledenja položaju odtisa glave (angl. No Head Tracking)
OPTO	optoelektronski merilni sistem Optotrak Certus
P-A	posteroanteriorna os (angl. Posteroanterior axis)
PCA	metoda glavnih komponent (angl. Principal Component Analysis)
POS	posteriorna smer (angl. Posterior direction)
RGB	RGB barvni prostor
RMS	kvadratni koren srednje vrednosti kvadratov (angl. Root-Mean-Square)
SAG	sagitalna ravnina trupa (angl. Sagittal plane)
SAL	dolžina spektralnega loka signala hitrosti (angl. Spectral Arc Length)
SH	rama (angl. Shoulder)
SSSA	Scuola Superiore St. Anna, Pisa, Italija
SVM	metoda podpornih vektorjev (angl. Support Vector Machines)
T	koordinatni sistem trupa (angl. Trunk)
UA	koordinatni sistem nadlakti (angl. Upper arm)
UKF	nepristranski Kalmanov filter (angl. Unscented Kalman filter)
Ve-Do	ventrodorzalna os (angl. Ventrodorsal axis)
YC _b C _r	YC _b C _r barvni prostor

Seznam uporabljenih simbolov

SIMBOL	ENOTA	OPIS
i		diskretni časovnik korak
N		število izvedenih simulacij
n_H		število vzorcev podatkov
t	s	čas
$t_{mer}, t_{dvig}, t_{spust}$	s	trajanje meritve, dvignjene in spuščene glave
$\mathbf{R}_{ref}, \mathbf{R}_T, \mathbf{R}_{EL}, \mathbf{R}_A,$ $(\mathbf{R}_{UA}, \mathbf{R}_{FA})$		referenčni KS in KS trupa, komolca, roke (nadlakti oziroma podlakti)
${}^T \mathbf{R}_{IME}$		orientacija IME izražena v KS trupa
${}^T \mathbf{R}'_{IME}$		orientacija rotirane IME izražena v KS trupa
${}^T \mathbf{R}_E, {}^T \mathbf{R}_A, {}^T \mathbf{R}_{UA},$ ${}^T \mathbf{R}_{FA}$		orientacija KS Zemlje (E), roke (A), nadlakti (UA), podlakti (FA) izražena v KS trupa (T)
φ	°	kot rotacije trupa okoli Ca-Cr osi trupa (angl. Roll)
ϑ	°	kot rotacije trupa okoli M-L osi trupa (angl. Pitch)
ψ	°	kot rotacije trupa okoli P-A osi trupa (angl. Yaw)
α	°	orientacija trupa v koronalni ravnini, določena z izračunom centralnih momentov podatkov pritislovne merilne podlage
β	°	kot v komolcu
$ \delta_\psi $	°	absolutna vrednost napake kota ψ
ROM_φ	°	razpon obračanja trupa v transverzalni ravnini oziroma okoli Ca-Cr osi (angl. Range-of-Motion)
\bar{v}_φ	°/s	povprečna hitrost obračanja trupa
ω_{UA}, ω_{FA}	°/s	vektor kotne hitrosti IME na nadlakti (UA) oz. podlakti (FA)

SIMBOL	ENOTA	OPIS
x, y, z	cm	osi KS
$x_{H,CT,i}, y_{H,CT,i}, z_{H,CT,i}$	cm	koordinate dlani (H) glede na KS igralnice v i-tem časovnem koraku
$s_{H,CT}$	cm	prepotovana pot dlani znotraj igralnice
x_{GL}, y_{GL}	cm	koordinate odtisa glave (GL) na merilni podlogi
L, L'_T	cm	dolžina in mejna dolžina odtisa trupa na merilni podloge (angl. Length)
l_{UA}, l_{FA}	cm	dolžina nadlakti (UA) oziroma podlakti (FA)
$\mathbf{l}_{UA}, \mathbf{l}_{FA}$	cm	smerni vektor nadlakti (UA) oziroma podlakti (FA)
$\mathbf{p}_{SH}, \mathbf{p}_{EL}, \mathbf{p}_H, \mathbf{p}_{GL}$	cm	vektor pozicije rame, komolca, dlani in glave
$d_{GL,M-L}$	cm	izmik odtisa glave v M-L smeri trupa oziroma pravokotna oddaljenost odtisa glave od Ca-Cr osi trupa
$d_{GL,l,maks.}, d_{GL,d,maks.}$	cm	maksimalen dosežen izmik odtisa glave iz središčne lege v levo oziroma desno
$d_{GL,med.}, d_{GL,sr.vred.},$	cm	mediana, srednja vrednost in standardni odklon iznika odtisa glave iz središčne lege
$d_{GL,st.odklon}$		
$d_{GL,splosc.}, d_{GL,asim.},$	cm	vrednosti sploščenosti, asimetrije, RMS in aproksimirane entropije iznika odtisa glave iz središčne lege
$d_{GL,RMS}, d_{apr.ent.}$		
$ \delta_{GL} $	cm	absolutna vrednost razlike podatkov pozicije oziroma iznika odtisa glave iz središčne lege, ocenjenih z Optotrak sistemom ter kombinacijo pritiskovne merilne podlage in IME
$\varepsilon_{H,UA}, \varepsilon_{H,FA}$	cm	razdalja določitve pozicije dlani v primeru uporabe zgolj IME na UA oziroma FA
ε_{RMS}	cm	RMS vrednost razdalje (napake) določitve pozicije
$ROM_{COP,A-P},$	cm	razpon območja gibanja točke COP v A-P oziroma M-L osi trupa
$ROM_{COP,M-L}$		
$RMSd_{COP}$	cm	RMS vrednost premikov gibanja točke COP
P_{COP}	cm ²	površina najbolje prilegajočega se kroga, ki pokriva 95 % podatkov gibanja točke COP

SIMBOL	ENOTA	OPIS
P_{del}	%	povprečna vrednosti površine delovnega prostora leve in desne roke, normirana na maksimalno površino sprednje hemisfere delovnega prostora
$V_{dos,OPTO}, V_{dos,2IME}, V_{dos,1UA}, V_{dos,1FA}$	cm ³	povprečna vrednost prostornine dosegljivega delovnega prostora leve in desne roke, določena z Optotrap sistemom ali uporabo 2 IME na roki, zgolj 1 IME na nadlakti (1UA) oziroma podlakti (1FA)
V_{del}	%	povprečna vrednost prostornine delovnega prostora leve in desne roke, normirana na maksimalno prostornino sprednje hemisfere delovnega prostora
$\mathbf{v}_H, \mathbf{v}_{H,CT}$	cm/s	vektor translatorne hitrosti dlani glede na KS trupa oziroma igralnice
$\bar{v}_H, \bar{v}_{H,CT}$	cm/s	povprečna hitrost dlani (H) glede na KS trupa oziroma igralnice
$ \bar{v}_{H,CT} $	%	povprečna hitrost dlani glede na KS igralnice, normirana na povprečno vrednost hitrosti, določeno z Optotrap sistemom
$SAL_{OPTO}, SAL_{IME}, SAL_{Gyro\ 2}, (SAL_{Acc}, SAL_{Gyro\ 1})$		vrednosti SAL izračunane iz podatkov hitrosti, določenih z Optotrap sistemom ali podatki IME, pri čemer je možna določitev s podatki kotnih hitrosti 2 IME (Gyro 2) ter kotnih hitrosti (Gyro 1) ali vektorja pospeška (Acc) 1 IME na podlakti
$ \delta_{SAL} $		absolutna vrednost razlike podatkov SAL, določenih na podlagi hitrosti dlani, ocenjene s sistemom Optotrap in IME
$a_{H,RMS}$	m/s ²	RMS vrednost pospeška dlani
$j_{H,RMS}$	m/s ³	RMS vrednost odvoda pospeška dlani
$ \bar{j}_H $	m/s ³	povprečje absolutnih vrednosti odvoda pospeška dlani
P_I	kPa	izhodni tlak senzorja tlaka v igrači
P_{LAT}, P_{MED}	%	površina, ki jo podatki orientacije FA pokrivajo v kvadrantu ANT-LAT oziroma ANT-MED, normirana s površino pripadajočega kvadranta

SIMBOL	ENOTA	OPIS
I_{MED}	%	intenziteta oziroma čas trajanja, ko ima otrok roko orientirano v MED smeri trupa, normiran na trajanje celotne meritve (angl. Intensity)
$PCC_{a,OPTO-H1FA},$ $PCC_{j,OPTO-H1FA},$ $PCC_{v,OPTO-H1FA},$ $PCC_{v,OPTO-H2IME}$		Pearsonov koreacijski koeficient pospeška, odvoda pospeška in hitrosti dlani, določenih s sistemom Optotrek, zgolj 1 IME na podlakti (FA) in 2 IME
$PCC_{Gyro\ 2}, PCC_{Gyro\ 1},$ PCC_{Acc}		Pearsonov koreacijski koeficient, ki opisuje korelacijski podatkov SAL, določenih na podlagi hitrosti dlani, ocnjene s sistemom Optotrek in uporabo podatkov žiroskopa 2 IME (Gyro 2), 1 IME (Gyro 1) in pospeškometra 1 IME na FA (Acc)
$PCC_{x,GL}, PCC_{y,GL},$ $PCC_{d,GL,M-L}$		Pearsonov koreacijski koeficient položaja in odmika glave od središčne lege na merilni podlogi
M_{pq}, μ_{pq}		pq-ti moment slike
F, F'_T		obremenitev in mejna obremenitev odtisa trupa na merilni podlogi (angl. Force, Load)
χ_F, χ_L		stopnji zaupanja (obremenitve in dolžine) v kot α
p		vrednost, ki opisuje statistično signifikanco podatkov
R, G, B		rdeča (angl. Red), zelena (angl. Green) in modra (angl. Blue) komponenta barvnega prostora RGB
Y, C_b, C_r		komponente svetlosti (angl. Luminance Y), modre (angl. Blue C_b) in rdeče (angl. Red C_r) barvne razlike barvnega prostora YC_bC_r
$\mathbf{x}_i, \mathbf{p}_i, \mathbf{m}_i$		slučajne spremenljivke stanja sistema, šuma procesa in šuma meritev
$\hat{\mathbf{x}}_i^a$		razširjena slučajna spremenljivka stanja za i -ti trenutek
$\mathbf{P}_{\mathbf{x}}, \mathbf{P}_{\mathbf{p}}, \mathbf{P}_{\mathbf{m}}$		kovariančne matrike stanja, šuma procesa in šuma meritev
\mathbf{P}_i^a		razširjena kovariančna matrika za i -ti trenutek
\mathbf{S}_i^a		razširjen set sigma točk
\mathbf{K}_i		ojačanje Kalmanovega filtra (angl. Kalman Gain)

Povzetek

Spremljanje poteka razvoja motoričnih in kognitivnih sposobnosti otrok je posebej pomembno v zgodnjem otroštvu, ko otroci vzpostavljajo temelje za nadaljnje življenje. Klinične metode, kot so ocenjevanja, testiranja in vprašalniki, so lahko podvržene subjektivnosti in netočnosti, zato so večkrat uporabljane v kombinaciji s senzorno podprtimi meritnimi sistemmi, ki so točnejši, zanesljivejši in objektivnejši. Na področju analize drže in gibanja otrok so poznani primeri uporabe video kamer, optoelektronskih sistemov, inercialnih in magnetnih meritnih sistemov, pritiskovnih plošč ter pritiskovnih meritnih podlog. Ti pristopi imajo poleg prednosti lahko tudi pomanjkljivosti, kot so zastiranje pogleda, ozičenje in časovna potratnost priprave sistema. Konzorcij projekta CareToy je zasnoval in izdelal namensko senzorizirano meritno igralnico za vzpodbujanje in ocenjevanje aktivnosti dojenčkov.

V prvem delu je predstavljena sestava CareToy okolja, ki obsega tehnični in klinični del. V sklopu tehničnega dela je podan opis sestavnih delov senzorno podprtega meritnega sistema, kot so pritiskovne meritne podlage, IME, video kamere ter igrače, opremljene z senzorji tlaka, sile in IME. Ti senzorji so v preteklosti že bili uspešno uporabljeni samostojno, aplikacije v predlagani kombinaciji pa so redke. V sklopu kliničnega dela je nadalje podana predstavitev klinično podprtrega protokola vadbe dojenčkov, ki se osredotoča na opis ciljev vadbe (treninga) in pripravljenih načrtovanih vaj. Te so oblikovane za različne položaje otroka in upoštevajo osnovne mejnike psihofizičnega razvoja.

V drugem delu je podana zasnova metodologije obdelave in združevanja senzornih podatkov. Zaporedoma je predstavljen potek analize podatkov od surovih, neobdelanih informacij do končnih parametričnih rezultatov. Naslavljajoč pomanjkljivosti novo predlagane kombinacije senzorjev, kot so odmik podatkov meritne podlage od ničle, superponiran šum ter možni nepredvidljivi izmiki IME iz osnovne lege na trupu med meritvijo, so opisani algoritmi predobdelave in združevanja senzornih podatkov IME in meritnih podlog. To med drugim obsega metode, kot so nepristranski Kalmanov filter, izračun centralnih momentov podatkov pritiskovnih odtisov in uteženo vrednotenje, pri čemer sta pripravljeni različici

združevanja senzornih podatkov v realnem času in med naknadno obdelavo. Predstavljena je zasnova senzorno podprtga računalniškega modela za oceno gibanja glave, ki vključuje algoritom zornega kota, algoritmom sledenja gibanju pozicije glave in metodo analize dvodimenzionalnega intenzitetnega profila. V nadaljevanju so podani pristopi k oceni parametrov motoričnih sposobnosti, kot so ocena gibanja trupa, koordinacije rok, seganja v prostor in stabilnosti telesne drže. Končno sledi opis algoritmov za razpoznavo delov telesa iz video posnetkov dojenčkov s pomočjo filtrov v različnih barvnih prostorih. Slednji na uporabljenem naboru video posnetkov delujejo uspešno, rezultati pa razkrijejo pomembne pomanjkljivosti video kamер, kot sta omejen zorni kot in zastiranje pogleda.

Tretji del se osredotoča na evalvacijo sistema za ocenjevanje motoričnih sposobnosti dojenčkov. V ta namen je najprej opisana preliminarna študija uporabe meritnega sistema, torej kombinacije meritne podlage in IME, za analizo gibanja zdravih otrok. Rezultati so izračunani s pomočjo algoritmov obdelave in združevanja senzornih podatkov v realnem času in se osredotočajo na določanje optimalne kombinacije algoritmov obdelave podatkov ter oceno primernosti računalniškega modela za analizo gibanja glave dojenčka. Računalniški model v kombinaciji z algoritmi senzorne obdelave deluje zanesljivo in točno ter uspešno zazna vse izvedene gibe glave. Analizi izredno pripomore metoda združevanja podatkov, oceni gibanja pa numerični parametri, ki celovito opišejo porazdelitev podatkov položaja in izmika odtisa glave. Temu sledi opis validacije meritnega sistema z referenčnim optoelektronskim meritnim sistemom Optotrak. Meritve so bile izvedene na namenski lutki dojenčka, za izračun rezultatov pa uporabljeni algoritmi naknadne obdelave in združevanja senzornih podatkov meritnih podlog in IME. Študija je obsegala oceno vpliva poenostavitve meritnega sistema prek uporabe zgolj 1 IME na roki na točnost določitve parametrov motoričnih sposobnosti ter dodatno validacijo točnosti delovanja računalniškega modela za oceno gibanja glave. V podporo podatkom validacijske študije so podani tudi rezultati pilotne študije na zdravem otroku. Končno je predstavljena naključna kontrolna študija. Podane so vrednosti parametrov motoričnih sposobnosti otrok za analizo gibanja trupa, oceno lege in gibanja podlakti, analizo prijemanja igrač in oceno gibanja točke COP, izračunane z zasnovanimi algoritmi naknadne obdelave. Izvedena je bila tudi statistična analiza korelacije numeričnih parametrov s kliničnimi ocenami AIMS ter primerjave podatkov različnih ciljev vadbe in skupin motoričnih sposobnosti.

Izkaže se, da je predlagan meritni sistem v kombinaciji z zasnovanimi algoritmi senzorne obdelave podatkov in izbranimi numeričnimi parametri primeren za uporabo v namen vzpodbujanja in hkratnega ocenjevanja aktivnosti otrok. Odstranjevanje vplivov pomanjkljivosti

senzornega sistema deluje uspešno, izbrani numerični parametri pa so ustrezeni za opis dogajanja in razlikovanje odzivov med izvajanjem posamezne načrtovane vaje (scenarija). Ocenjeni numerični parametri prav tako večinoma dobro korelirajo z vrednostmi kliničnih ocen in tako lahko omogočijo celovit opis kot tudi zgolj oceno posameznih področij motoričnih sposobnosti. Podatki potrjujejo, da so predlagane načrtovanje vaje primerne za vzpodbujaњe aktivnosti otrok v smislu obračanja trupa, lege rok, seganja s prijemanjem in stabilnosti telesne drže. Predlagana CareToy igralnica v kombinaciji z zasnovanimi metodami ima torej velik potencial v smislu uporabe kot objektiven, točen pripomoček pri neintruzivnem senzorno podprttem spremeljanju razvoja motoričnih sposobnosti otrok.

Ključne besede: združevanje senzornih informacij, brezžične inercialne in magnetne meritne enote, pritiskovna meritna podloga, meritna igralnica CareToy, dojenčki, ciljna terapevtska vadba, ocenjevanje motoričnih sposobnosti

Abstract

Reliable assessment of infant motor patterns and cognitive development is especially important during early infancy, as it is during the first year that infants set the foundations for their upcoming life. Typically applied clinical methods are various assessment scales, tests and questionnaires, which can lack objectivity and precision. In the field of infant posture and movement analysis, clinical methods are often used in combination with sensor-supported measurement systems, such as video cameras, optoelectronic measurement systems, inertial measurement systems, force plates, and pressure mattresses. These approaches are usually more accurate, reliable and objective, but can be subject to shortcomings, such as view angle limitations, self-occlusion, wiring, and complex system setup procedures. CareToy project Consortium has recently proposed and developed a dedicated sensor-supported gym for stimulation and assessment of infant activity.

First part of dissertation focuses on presentation of technical and clinical aspects of CareToy environment. The technical part provides a description of the included sensor modules, comprising pressure mattresses, IMUs, video cameras, and sensorized toys. Individually these sensors were already used successfully, but applications of the proposed sensor combination are rare. The clinical part of CareToy environment gives a description of the clinically supported infant rehabilitation protocol, focusing on training goals and training scenarios. These were prepared for various body positions in accordance with general developmental milestones of infants.

Second part of dissertation provides a description of the developed data processing and sensor fusion algorithms. Data analysis flow is presented sequentially, ranging from raw, unprocessed data to final numerical parameter results. First are presented data pre-processing and sensor fusion algorithms of pressure mattress and IMU data, addressing the shortcomings of the newly proposed sensor combination, such as pressure mattress data bias, superposed noise, and possible trunk IMU displacements. Various methods are described, such as unscented Kalman filtering, pressure imprint data moment calculation, and weighted valuation, whereas two separate versions of sensor fusion algorithms are prepared for real-time

processing and the post-processing approach. Following this, the development of sensor-supported computer model for head movement analysis is presented. The model includes line-of-sight algorithm, head-tracking algorithm, and two-dimensional intensity profile analysis. Furthermore, methods for motor pattern parameter assessment are provided, comprising analysis of rolling and toy grasping activity, as well as postural stability evaluation. Finally, a description of algorithms for body parts recognition using colour space filters in video recordings of infants is given. Results confirm accuracy and suitability of proposed algorithms on the selected data set of video recordings, but reveal certain shortcomings, such as limited view-angle of cameras and self-occlusion.

The third part of dissertation covers validation of the proposed sensor system for infant motor pattern parameter assessment. First the preliminary study, focusing on using the measurement system, namely combination of pressure mattress and IMUs, for movement analysis of healthy infants is presented. Results were acquired by means of real-time data processing and sensor fusion algorithms. Evaluation was focused on determination of optimal combination of data processing algorithms and assessment of suitability of the developed computer model for infant head movement analysis. Data comparison to results of the reference video review confirmed reliability and accuracy of the developed computer model in combination with sensor data processing algorithms, successfully detecting all performed head movements. The sensory fusion algorithms contributed to the robustness and precision of the system, while the numerous statistical parameters provided a complete description of head imprint position and displacement data distribution. Following this, validation of CareToy system and implemented algorithms was performed with a reference optoelectronic measurement system Optotrak and a dedicated baby doll. Data post-processing and sensor fusion algorithms were applied on pressure mattress and IMU data for calculation of numerical parameters. Study comprised influence evaluation of measurement system simplifications by using only 1 IMU per each arm on the accuracy of motor pattern parameter estimation and additional accuracy validation of the developed computer model for head movement assessment. To support data of the validation study, a pilot study on a healthy infant was performed. Finally the randomised-controlled trial study (RCT) is presented. Motor pattern parameter values were calculated using the developed sensor data post-processing algorithms and were provided for trunk movement analysis, forearm posture and movement evaluation, toy grasping analysis, and COP movement assessment. Statistical analysis of correlation among numerical parameters and AIMS clinical assessment scores was performed, along with statistical comparison of data for various training goals and motor ability

levels.

Study results verify that the proposed measurement system in combination with the developed sensory data processing and fusion algorithms, and the chosen numerical motor pattern parameters is appropriate as a device for stimulation and simultaneous assessment of infant activity. The applied techniques remove the effects of aforementioned drawbacks well. The chosen numerical parameters are appropriate for description of infant activity and discrimination of infant stimulation-based responses. Correlation of numerical parameters and clinical scores implies adequacy for full, all-round description, as well as single motor pattern subfield evaluation. Results confirm suitability of designed training scenarios for infant activity stimulation, including trunk rotation, arm posture, reach-to-grasp manoeuvres, and posture stability subfields. The combination of the proposed CareToy gym and developed data processing methods thus has great potential and represents an important step on the route towards developing an objective, accurate tool for unobtrusive sensor-supported assessment of infant motor pattern development.

Key words: multi-sensory fusion, wireless inertial and magnetic measurement units, pressure mattress, instrumented CareToy gym, infants, rehabilitation, motor pattern assessment

1 Uvod

Zgodnje otroštvo predstavlja pomemben del otrokovega življenja, saj prav v prvem letu otroci dosegajo pomembne življenjske mejnike in tako vzpostavijo temelje za nadaljnji psihofizični razvoj [1]. Otroci korakoma napredujejo k višjim stopnjam kognitivnega razvoja, hkrati pa postopoma razvijajo svoje motorične sposobnosti. Pri tem so posebej pomembne veščine stabilizacija drže glave in trupa [1, 2], osvojitev gibov seganja in prijemanja objektov [2–5] ter zmožnost stabilnega sedenja brez opore [6]. Razvojni mejniki so medsebojno močno povezani [7–10], potek zgodnjega otroštva pa se zrcali tudi v kasnejših zmogljivostih [11–13].

1.1 Analiza vzorcev psihofizičnega razvoja otrok

Temeljito spremeljanje psihofizičnega razvoja otrok je pomembno predvsem s stališča umeščanja otroka glede na potek trajektorije normalnega razvoja. Natančna umestitev omogoči tudi prepoznavanje nenormalnih motoričnih vzorcev oziroma razvojnih zaostankov [14], ki so običajno posledica razvojnih motenj [15]. Te prizadanejo nezanemarljivo število otrok po vsem svetu [16–18], pri čemer so še posebej ogroženi nedonošenčki [19]. Razvojne motnje lahko vplivajo na več področij psihofizičnega razvoja, v sklopu razvoja motoričnih sposobnosti pa se običajno kažejo kot asimetrija v gibanju in telesni drži [13, 20–22], pomanjkanje stabilnosti in spremembe v gibanju točke središča tlaka (COP, angl. Centre-Of-Pressure) [23, 24] ter odsotnost drencanja (angl. General Movements) [25, 26]. Poleg ostalih parametrov so informativni lahko tudi pojav spastičnosti rok in nog, spremembe pri gibanju glave ter asimetrični položaj glave [27–30]. Ocena vpliva in pravočasno prepoznavanje pojava omenjenih sprememb lahko izdatno doprineseta k čimprejšnji diagnozi [15], zgodnjemu zdravljenju [31, 32] ter tako omogočita optimalen razvoj [33].

Pediatri z ekspertnim znanjem in dolgoletnimi izkušnjami si pri analizi normalnosti otrokovega razvoja pomagajo z ocenjevanjem [34, 35], testiranjem [36–38], uporabo

vprašalnikov [39] ter kombinacijo naštetih pristopov [40, 41]. Klinične metode, kot so Alberta Infant Motor Scale (AIMS) [34], Test of Infant Motor Performance (TIMP) [37] ter Bayley Scales of Infant and Toddler Development (Bayley-III) [40, 41] so med pogosteje uporabljenimi in na tem področju veljajo za zlati standard ocenjevanja razvoja. Pomanjkljivosti takih pristopov so predvsem subjektivnost in nenatančnost opazovalcev, omejenost na izvedbo v kliničnem okolju ter dolge čakalne vrste v zdravstvu, zaradi česar so tovrstni pregledi redki in dragi. Z namenom izogniti se naštetim slabostim in zagotoviti zanesljive, ponovljive in natančne rezultate, se zdi smiselna in upravičena uporaba senzorno podprtih meritnih sistemov, predvsem v kombinaciji z interpretacijo podatkov uveljavljenih kliničnih metod.

1.2 Senzorno podprti meritni sistemi

Analize razvojnih motenj, drže in gibanja so najpogosteje podprte z video posnetki [21, 42–44] in računalniško video analizo [45, 46]. Dodatno so običajno uporabljeni tudi ostali senzorni sistemi, kot so aktivni in pasivni optični sistemi [47–49], inercialni in magnetni sistemi [50], ožičeni pospeškometri [51], pritiskovne plošče [9, 24], podloge za merjenje porazdelitve tlaka [23, 52] ter slikanje z magnetno resonanco [20, 53]. Uporaba senzorno podprtih meritnih sistemov v namene ocenjevanja razvoja motoričnih sposobnosti v zadnjih desetletjih narašča [54], širšo uporabo pa omejujejo predvsem specifične antropometrične lastnosti otrok, kot so kratke dolžine delov telesa, majhna teža ter nedovzetnost (angl. In-tolerance) za dolge, intruzivne meritve gibanja s kompleksnimi postopki priprave meritnih sistemov [55].

Digitalne video kamere so bile uporabljene predvsem v kombinaciji s kodiranjem in klasifikacijo video posnetkov (Observer kodirni program) za raziskave vpliva stabilnosti drže na seganje in prijemanje [43] ter raziskave povezav med načini seganja in dominantnostjo rok [56]. Dodatna uporaba odbojnih (angl. Reflexive) markerjev in sistema za analizo slik Dvideov omogoči višjo natančnost in je bila uporabljena pri analizi tridimenzionalnega gibanja glave [57] in ciljno orientiranega seganja [58]. Kljub cenovni dostopnosti video kamer so taki sistemi problematični zaradi zastiranja pogleda, omejenega vidnega polja in potrebe po kompleksni kalibraciji kamer. Veliko pomanjkljivost predstavlja tudi potrebe po dolgotrajnem pregledovanju video posnetkov, zahtevni osvetlitvi markerjev ter točnih nastavitevah povečave in fokusa [57].

Optoelektronski sistemi z več kamerami (Optotrak, Northern Digital, Waterloo, Ontario,

Kanada; Vicon, Oxford, Velika Britanija; Qualisys, Göteborg, Švedska) izkoriščajo prednosti infrardečega spektra (infrardeče diode) in omogočajo točnosti do 0,1 mm tudi pri visokih frekvencah vzorčenja [59, 60]. Sočasna uporaba video kamer s kodiranjem video posnetkov omogoča enostavnejše, hitro razpoznavanje otrokovih gibov. Opisana kombinacija je bila uporabljena v študijah seganja in prijemanja [8] ter gibanja glave [49], rok in trupa [47, 61]. Pomanjkljivosti takega pristopa so predvsem visoka cena, potreba po namestitvi velikega števila markerjev ter intruzivnost. Zaradi večjih dimenzij sistemi običajno praktično niso prenosljivi in so torej primerni le za laboratorijske postavitve, pri čemer pa je predpriprava kontroliranega laboratorijskega okolja, merilnega sistema in merjenega subjekta časovno potratna. Kompleksnost sistema je sicer možno zmanjšati z združevanjem več markerjev (angl. Marker Clustering) [48], kar pa ne odpravi problematike občasnega pomanjkanja podatkov zaradi nepričakovanega otrokovega gibanja in zastiranja pogleda [55, 62].

Elektromiografske (EMG) meritve so bile uporabljene za raziskave telesne drže otrok med seganjem in so s pridobivanjem dodatnih informacij o aktivnosti mišic služile predvsem kot dopolnilo optičnim sistemom [63, 64].

Pritiskovne plošče so bile uporabljene v kombinaciji s sistemi za analizo gibanja v namen raziskav vpliva stabilizacije drže na ciljno orientirane gibe pri zdravih otrocih v hrbtnem položaju [9]. Kyvelidou in sodelavci so analizirali stabilizacijo drže v sedečem položaju, pri čemer so gibanje točke COP merili izključno s pritiskovnimi ploščami [24]. Žal pa samostojna uporaba pritiskovnih plošč precej omejuje vpogled v stanje telesne drže.

Uporaba elektromagnetnih sistemov odpravlja pomanjkljivost zastiranja pogleda optičnih sistemov, potreba po ozičenju pa v določeni meri omejuje gibanje [65]. Nujno so potrebne metode odpravljanja izmika senzorjev iz referenčne lege segmenta [66].

Pospeškometri so bili uporabljeni za analizo spontanih otroških gibov zgornjih [67] in spodnjih [68] ekstremitet, vendar ne dajejo informacij o telesni drži otroka [51].

Na področju ocenjevanja telesne drže, gibanja in aktivnosti otrok se je pred kratkim pojavila popolna novost. Konzorcij EU FP7 projekta CareToy je namreč predlagal zasnov povsem novega senzorno podprtga merilnega sistema, ki naj bi služil za vzpodbujanje (stimulacijo) in ocenjevanje aktivnosti dojenčkov ter naj bi z namenskimi vajami omogočal izboljšanje gibalnih vzorcev (telerehabilitacijo) nedonošenčkov [69]. Merilni sistem, ki je zasnovan kot namenska igralnica, vključuje povsem novo kombinacijo senzorjev in sicer pritiskovno merilno podlogo na dnu igralnice ter brezštevne inercialne in magnetne merilne enote na trupu in rokah dojenčkov. Predlagana kombinacija senzorjev naj bi služila za ana-

lizo otrokovega gibanja ter ocenjevanje motoričnih sposobnosti. Komplementarnost senzorjnih sistemov naj bi omogočala tudi odpravo pomanjkljivosti uporabe posameznih senzorjev.

Brezžične inercialne in magnetne meritne enote (IME) [70] so prenosen, cenovno dostopen in s stališča oviranja gibanja praktično nemoteč (angl. Unobtrusive) senzorni sistem. Vključujejo triosni žiroskop, triosni pospeškometer in triosni magnetometer, ki so uporabljeni za meritve tridimenzionalne kotne hitrosti, vektorja pospeška in magnetnega polja. Za analizo gibanja in razvoja motoričnih vzorcev otrok so v preteklosti že bile uporabljene [71, 72], je pa uporaba v namene analize gibanja odraslih precej pogostejša [73–75].

Pritiskovne meritne podlage so matrike običajno piezoresistivnih senzorjev in so v preteklosti prav tako že bile uporabljene za analizo gibanja otrok [23, 52] ter odraslih [76]. V primerjavi s pritiskovnimi ploščami imajo običajno manjšo, a kljub temu sprejemljivo točnost [77], pri čemer pa lahko ponudijo večji nabor možnosti ocenjevanja motoričnih sposobnosti, ki niso omejene zgolj na analizo gibanja točke COP.

1.3 Metodološki pristopi obdelave in združevanja podatkov

Oblika podatkov pritiskovnih meritnih podlog kot tudi IME narekuje uporabo različnih konceptov obdelave in združevanja podatkov, s katerimi lahko iz surovih senzornih signalov izluščimo informacije višjega pomena v smislu opisa motoričnih sposobnosti in telesne drže.

Senzorni podatki IME, torej vektorji kotnih hitrosti, pospeška in magnetnega polja so za analizo gibanja in telesne drže običajno združeni z namenom ocenjevanja orientacije. Zahvaljujoč komplementarnosti podatkov je v ta namen možno uporabiti različne pristope. Najpogostejši je uporaba Kalmanovega filtra [78], prednjačita pa predvsem različici za nelinearne sisteme, torej razširjeni Kalmanov filter (EKF, angl. Extended Kalman Filter) [73, 79] ter nepristranski Kalmanov filter (UKF, unscented Kalman filter) [80, 81] oziroma Kalmanov filter s sigma točkami (angl. Sigma-point Kalman Filter) [82]. Ime slednjega izvira iz dejstva, da se v izračunu uporabljajo srednje vrednosti in variance nabora sigma točk, ki so razširjene skozi nelinearni sistem matematičnega modela. Osnovni princip delovanja je v bistvu dvokoračen (napoved-popravek), pri čemer se v prvem koraku izvede ocena spremembe orientacije z integracijo izmerjenih kotnih hitrosti, v drugem koraku pa je orientacija popravljena z orientacijo, ocenjeno z vektorjema izmerjenega pospeška in magnetnega polja. Na tak način je možno doseči točnost določitve orientacije reda velikosti nekaj kotnih stopinj [73, 80].

Senzorni podatki pritiskovnih merilnih podlog opisujejo porazdelitev tlaka na stiku med merilno podlogo in analiziranim objektom. Boughorbel in sodelavci so poročali o osnovni, za gibanje nemoteči analizi telesne drže dojenčkov z uporabo izbire značilk podatkov. Postopek klasifikacije je bil izveden s kombinacijo linearnih in kvadratičnih klasifikatorjev ter metod podpornih vektorjev (SVM, angl. Support Vector Machines) in k-najbližjih sosedov (kNN, angl. k-Nearest Neighbours method) [83]. Dusing in sodelavci so z merilnimi podlogami ocenjevali tako stabilnost trupa v smislu gibanja točke COP [23] kot tudi gibanje trupa otrok v smislu analize ekstenzije in fleksije trupa v hrbtnem položaju [52]. Več obstoječih primerov uporabe pritiskovnih merilnih podlog je na področju analize telesne drže odraslih, pri čemer prednjačijo neintruzivna analiza vzorcev spanja [84, 85], metode preprečevanja preležanin [76] in klasifikacija telesne drže med diagnostično računalniško tomografijo [86].

Metsis v [85] uporabi kombinacijo pritiskovne merilne podlage in globinske kamere Microsoft Kinect, njegova študija pa se osredotoča na dva osrednja dela in sicer zaznavanje premikanja ter zaznavanje drže med spanjem. Za zaznavanje premikanja uporabi metodo odštevanja slik in potrdi prednost uporabe več tipov senzorjev. Klasifikacijo vrste premikanja izvede z uporabo skritega modela Markova v kombinaciji z Baum-Welch in Forward-Backward algoritmoma, ki služita za izračun in izbiro parametrov (verjetnosti prehodov) modela. Drugi del študije, torej prepoznavanje telesne drže med spanjem izvede z dvema pristopoma. Najprej preizkusi metodo ujemanja predlog (angl. Template Matching), ki je sicer pogosto uporabljana pri zaznavanju obrazov [87], je pa zaradi večjega števila iteracij relativno časovno potratna. Zatem preizkusi še uporabo določitve vektorja značilk podatkov z metodami izračuna glavnih komponent (PCA, angl. Principal Component Analysis), izračuna osnovnih (angl. Raw Image Moments) ter centralnih momentov slike (angl. Central Image Moments). Temu sledi klasifikacija drže z metodama kNN in SVM.

O podobni aplikaciji poroča tudi Huang v [88], ki prav tako za klasifikacijo na podlagi podatkov videa in merilne podlage uporabi metodi PCA in SVM. Avtor izračun značilk nadgradi z metodo določitve najbolje prilegajoče se elipse odtisa trupa na merilni podlogi, oceno smeri objekta in adaptivnim nastavljanjem pragov za izboljšanje občutljivosti in kakovosti metode. O uporabi SVM poročata tudi Foubert v [89] ter Grimm v [86]. Slednji za določitev orientacije odtisa človeka uporabi tudi izračun dvodimenzionalnega intenzitetnega profila podatkov merilne podlage ter dinamično, adaptivno nastavitev pragov, kar mu omogoči določitev položaja bokov, glave ter nog.

Primeri kombinacije oziroma združevanja podatkov IME ter pritiskovnih merilnih podlog so zaenkrat še izredno redki, še posebej na področju analize vzorcev spanja, kjer se uporaba

video kamer ali pa globinskih senzorjev izkaže za primernejšo v smislu neintruzivnosti. Na drugih področjih, kot so analiza telesne drže in gibanja v smislu hoje ali vstajanja pa je omenjena kombinacija senzorjev primerna in precej zanimiva [90, 91]. Šlajpah in sodelavci so v [73] za analizo telesne drže in vzorcev hoje uporabili kombinacijo IME in pritiskovnih meritnih podlog v obliki meritnih vložkov v čevljih, pri čemer so podatke združili z uporabo namenskega EKF z vgrajenim kinematičnim modelom [92]. Uporaba kombinacije IME in meritnih vložkov je opisana tudi v [90], [91] in [93].

Kombinacija IME in pritiskovne meritne podlage za razliko od kombinacije IME z meritnimi vložki še ni bila širše uporabljenata analizo gibanja, telesne drže ter motoričnih sposobnosti odraslih ali otrok [94, 95]. Prednosti posameznih senzorjev, kot so prenosljivost, neintruzivnost, relativno nizka cena, neomejenost na laboratorijsko okolje in točnost so pomembne in nezanemarljive. Žal pa predvsem na področju analize motoričnih sposobnosti otrok samostojno širšo uporabo omenjenih senzorjev spremljajo sledeče pomanjkljivosti. Uporaba IME na tem področju je zaradi majhnega števila obstoječih aplikacij relativno slabo preizkušena in ovrednotena, pritiskovne meritne podlage pa so bile na tem področju uporabljene večinoma zgolj za analize gibanja točke COP in osnovne analize telesne drže. Primerov napredne analize gibanja odraslih je sicer precej več, vendar zaradi antropometrične specifičnosti otrok predstavljenate metode niso neposredno prenosljive na omenjeno področje.

1.4 Cilji

Kombinacija IME in pritiskovne meritne podlage se zaradi številnih prednosti zdi primerna in izredno zanimiva ne le za področje senzorno podprtne analize motoričnih sposobnosti otrok, temveč tudi širše. Primerov aplikacij zaenkrat praktično še ni, kar v povezavi z naštetimi pomanjkljivostmi omenjenih senzorjev poziva po zasnovi metodologije in primernih algoritmov za obdelavo in združevanje podatkov IME ter pritiskovne meritne podlage. S tem bi lahko zmanjšali vpliv slabosti senzorjev ter pridobili dodatne informacije o motoričnih sposobnostih otrok. Metodologija mora biti seveda dovolj splošna, da bo lahko implementirana tudi v ostale meritne sisteme s podobnimi senzornimi podatki in primerljivim pristopom.

Disertacija združuje tri večje sklope. Prvi del se nanaša na senzorno podprt meritni sistem CareToy, razvit s strani konzorcija EU FP7 projekta CareToy. Opis sistema zaobjema pregled samega ogroda in sestavnih delov, torej pritiskovne meritne podlage, IME, video kamer in ostalih pripadajočih senzorjev. Dodatno je predstavljen tudi klinično podprt protokol vadbe otrok v predstavljenem meritnem sistemu, ki je pomemben za razumevanje ter interpretacijo

koncepta analize in rezultatov.

Drugi del predstavlja zasnova metodologije obdelave in združevanja senzornih podatkov. Sosledno je predstavljen potek analize podatkov od surovih informacij do končnih parametričnih rezultatov. Opisani so predobdelava senzornih podatkov z UKF in algoritmi odstranjevanja nepravilnosti podatkov meritnih podlog. Temu sledi opis metode za združevanje podatkov IME in meritnih podlog za določanje tridimenzionalne orientacije trupa dojenčka, ki je nujno potrebna za izboljšanje kakovosti rezultatov in odpravljanje vpliva morebitnih izmikov IME na trupu med meritvijo. V nadaljevanju je predstavljena zasnova senzorno podprtega računalniškega modela za analizo in oceno gibanja glave, s katerim je možno prepoznati odtis glave na meritni podlogi in oceniti pripadajoče gibanje. Nadalje so predstavljene metode in pristopi k oceni parametrov motoričnih sposobnosti, kot so ocena obračanja trupa, lege rok in ostale. Končno je predstavljena tudi uporaba video posnetkov dojenčkov med meritvami in pripadajoča metodologija razpoznavne delov telesa na podlagi kožne barve.

Tretji del se osredotoča na evalvacijo sistema za ocenjevanje motoričnih sposobnosti dojenčkov. Ta je najprej izvedena v obliki preliminarne študije, ki se osredotoča na evalvacijo računalniškega modela za oceno gibanja glave s pomočjo meritnega sistema in pregleda referenčnih video posnetkov meritev. Nadalje je izvedena validacija z referenčnim optoelektronским meritnim sistemom Optotrac v smislu analize ustreznosti predlagane metode združevanja podatkov IME in pritiskovne meritne podlage, analize ustreznosti različnih principov namestitve IME za oceno motoričnih sposobnosti rok ter dodatno validacijo delovanja računalniškega modela za oceno gibanja glave. Nato so predstavljene metode, aplicirane na izmerjene senzorne podatke večje množice prezgodaj rojenih otrok. Ti podatki so bili pridobljeni v okviru meritev, izvedenih s strani kliničnih partnerjev v okviru projekta CareToy. Nadalje so izračunani številni parametri motoričnih sposobnosti in primerjani s kliničnimi rezultati. Na koncu je ocenjena primernost predlaganega pristopa in kombinacije senzorjev, skupaj z ustreznostjo zasnovanih algoritmov obdelave in združevanja senzornih podatkov.

2 Senzorno podprt merilni sistem CareToy

Senzorno podprt merilni sistem CareToy je zasnoval in izdelal konzorcij EU FP7 projekta CareToy. Konzorcij sestavlja sedem evropskih partnerjev in sicer Scuola Superiore Sant'Anna (SSSA, Italija), IRCCS Fondazione Stella Maris (FSM, Italija), STMicroelectronics (STM, Italija), Universität Hamburg (UHAM, Nemčija), Fonden for Helene Elsass Center (HEC, Danska), Marketing Research & Development SPA (Italija) ter Univerza v Ljubljani (UL, Fakulteta za elektrotehniko, Laboratorij za robotiko, Slovenija). Projekt CareToy je aktivno potekal med letoma 2012 in 2015, v letu 2016 pa potekajo vrednotenja izvedenih meritev in pridobljenih rezultatov. Med predstavnike ustanov članic konzorcija z najvidnejšimi doprinosi k poteku projekta spadajo dr. Francesca Cecchi, prof. dr. Cecilia Laschi, prof. dr. Paolo Dario (SSSA), dr. Giuseppina Sgandurra, Elena Beani, Emanuela Inguaggiato, prof. dr. Giovanni Cioni (FSM), Luiza Mici, dr. Eugen Richter, prof. dr. Jianwei Zhang (UHAM), dr. Jakob Lorentzen, prof. dr. Jens Bo Nielsen (HEC), Andraž Rihar, Jure Pašič, mag. Janko Kolar, prof. dr. Matjaž Mihelj in prof. dr. Marko Munih (UL). Ostali pomembni člani ustanov so navedeni v [96].

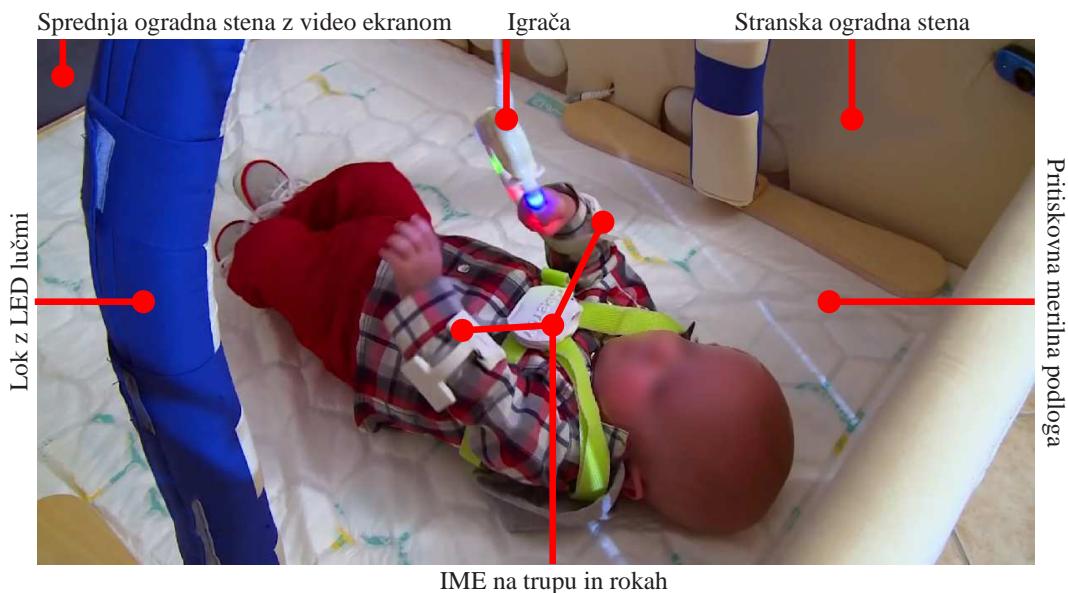
Osnovna ideja namensko zasnovanega strukturiranega okolja je vzpodbjati gibanje oziroma izzvati intenzivno interakcijo otroka z igralnico. Poleg vadbe sistem služi tudi za ocenjevanje motoričnih sposobnosti. Zanesljiva, natančna ocena lahko omogoči prilagoditev načrtovanih vaj, ki služijo za vzpodbujanje posameznih odzivov in s tem razvojno nevrološko obravnavo dojenčkov ter napredek v smislu razvoja motoričnih in kognitivnih sposobnosti. Projekt je v osnovi namenjen populaciji nedonošenčkov, mlajših od enega leta, ki so lahko podvrženi razvojnim zaostankom. Ob primerni prilagoditvi pripravljenih vaj pa bi igralnico seveda lahko uporabljale tudi populacije starejših otrok, otrok rojenih v normalnem roku, kot tudi otrok z motnjami v razvoju.

To poglavje predstavlja sestavo senzorno podprtga merilnega sistema CareToy, pri

čemer sta v podpoglajih sosledno opisana tehnični in klinični del CareToy okolja. Prvi se osredotoča na ogrodje sistema in vgrajeno strojno opremo s poudarkom na lastnostih pritiskovnih meritnih podlog, IME in video kamer. Klinični del okolja zajema opis protokola vadbe, ter namen in generalno zasnovno posameznih načrtovanih vaj.

2.1 Strojna oprema

Meritni sistem CareToy je oblikovan z namenom omogočiti raznovrstno vzpodbujanje gibanja otrok v hrbtnem, trebušnem in sedečem položaju. V ta namen ogrodje igralnice sestoji iz štirih leseni ogradnih sten ter dna velikosti približno $1\text{ m} \times 1\text{ m}$ (glej sliko 2.1). Stranski ogradni steni služita predvsem za zvočno in vizualno vzpodbujanje in sta v ta namen opremljeni z zvočniki ter različno velikimi okroglimi LED lučmi zelene, modre in rdeče barve.

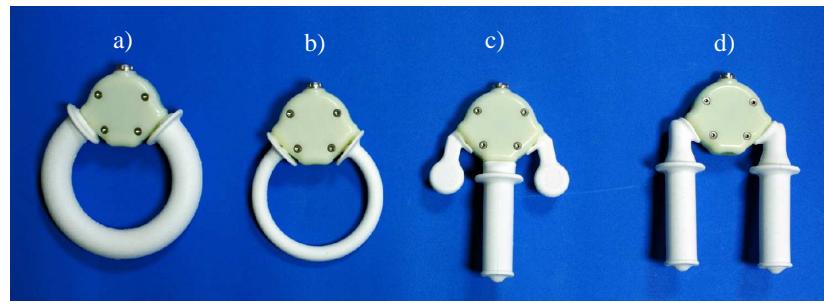


Slika 2.1: **Senzorno podprt meritni sistem CareToy.** Meritni sistem je modularen in opremljen z LED lučmi ter zvočniki v stranskih ogradnih stenah, s pritiskovno meritno podlogo in senzorjem tlaka ter IME v igračah. Sestavni deli sistema so označeni z rdečimi pikami in opisani s tekstrom.

Za vizualno vzpodbujanje so lahko uporabljeni tudi video ekran, vgrajen v sprednjo ogradno steno ter LED luči, vgrajene v premičen lesen lok (angl. Arch). Zadnja ogradna stena služi za pritrdirtev namenske blazine, ki je lahko uporabljena za dodatno podporo otrokom v sedečem položaju. Igralnica je zasnovana modularno, kar pomeni, da je lahko v določenih

primerih vadbe aktiviran zgolj posamezen del sistema, kot so na primer luči. Nekateri deli so lahko tudi povsem odstranjeni iz sistema, kot na primer namenska blazina ali osrednji lok.

Za vzpodbujanje seganja in prijemanja so v igralnico vključene namenske senzorizirane igrače [97], ki jih lahko pritrdimo bodisi na lok (na sredino ali lateralno), bodisi na eno od stranskih ogradnih sten. Z različno pozicijo in prižiganjem raznobarvnih LED luči v igračah je možno izzvati različne manevre seganja in prijemanja, podobno kot v [98]. Igrače so različnih oblik, kar omogoča vzpodbujanje različnih vrst prijema, kot sta pincetni prijem (angl. Pincer, Precision grasp) ter močan prijem s celo roko (angl. Power, Cylindrical grasp). Uporabljene igrače so veliki obroč (angl. Large Ring), mali obroč (angl. Small Ring), miki (angl. Mickey Toy) in podkvica (angl. U Toy) [99, 100].



Slika 2.2: **Senzorizirane igrače sistema CareToy.** Prikazane so igrače veliki obroč (a), mali obroč (b), miki (c) in podkvica (d). Slika je objavljena z dovoljenjem avtorjev [69].

Vse igrače so opremljene s senzorji tlaka (LPS331AP, STMicroelectronics, Italija) in IME (iNemo, STMicroelectronics, Italija), miki pa tudi z dvema senzorjema sile (FSR, Interlink Electronics). Senzor tlaka je vgrajen v silikonske zračne komore, ki so v velikem in malem obroču okrogle cilindrične oblike, v podkvici in mikiju pa podolgovate cilindrične oblike (glej sliko 2.2). Območje senzorjev je prilagojeno možnostim prijemanja otrok v prvem letu starosti in znaša za senzor tlaka 0 – 35 kPa ter za senzor sile 0 – 20 N. Priključni konektor iz aluminija (model DBPC 102 A053-13, Fischer Connectors SA) in priključni kabel sta bila izbrana in uporabljena v skladu z varnostnimi zahtevami. Več podrobnosti je na voljo v [69].

2.1.1 Pritiskovna meritna podloga

V meritnem sistemu CareToy sta nameščeni dve pritiskovni meritni podlogi (CONFORMat System, Model 5330, Tekscan, Inc., ZDA) za merjenje porazdelitve tlaka (glej sliko 2.3). Ena meritna podloga ima dimenzijs 47,1 cm × 47,1 cm in v matriki 32 × 32 elementov združuje



Slika 2.3: **Pritiskovna merilna podloga.** Delno prekrivajoči se pritiskovni merilni podlogi sta nameščeni na dno igralnice CareToy in sta uporabljeni za ocenjevanje porazdelitve tlaka ob stiku otrokovega telesa z dnem igralnice ter posredno ocenjevanje otrokove drže.

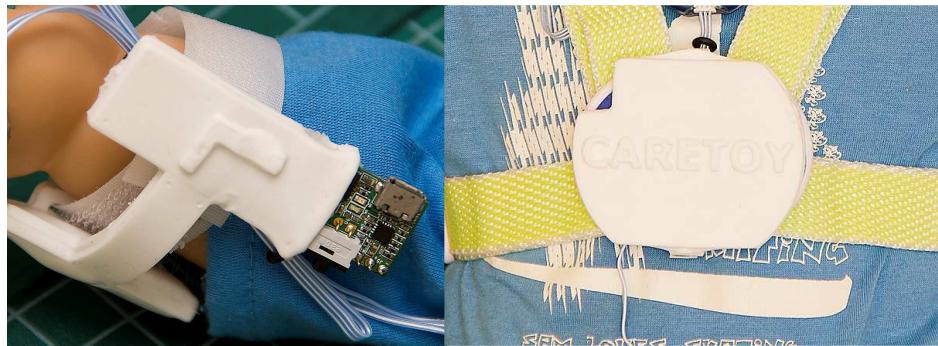
1024 piezoresistivnih senzorjev tlaka. Ločljivost merilne podlage je približno 0,5 senzorja na cm^2 . Debelina senzorja tlaka znaša 0,8 mm, njegovo merilno območje tlaka pa 34 kPa. Obe merilni podlogi se delno prekrivata in s skupno 1760 (55×32) senzorji pokrivata približno $80 \text{ cm} \times 47 \text{ cm}$ površine dna igralnice. Razpon izhoda posameznega senzorja je predstavljen z nepredznačenim 8-bitnim številom in znaša od 0 do 255. Ob upoštevanju privzetje kalibracije ločljivost senzorja znaša približno 132 Pa. Specificirana nelinearnost senzorjev je manjša od $\pm 3\%$, raztros (neponovljivost) je manjši od $\pm 3,5\%$, histereza pa znaša približno $\pm 4,5\%$ celotnega razpona. Frekvenca zajemanja senzornih podatkov pritiskovne merilne podlage je 30 Hz.

2.1.2 Inercialne in magnetne merilne enote

Brezžične inercialne in magnetne merilne enote so v sistemu CareToy uporabljene za oceno orientacije ter gibanja trupa in rok dojenčkov. IME so integrirane v namenskih silikonskih zapestnicah (glej sliko 2.4) in pred začetkom meritve nameščene na otrokov trup in podlakti. Referenčna IME je integrirana v stranski ogradni steni in služi za določitev orientacije igral-

nice. Princip senzornega sistema IME je podrobno predstavljen v [70]. V sklopu projekta CareToy sta v senzornem sistemu bili uporabljeni dve različici IME.

Prvo različico IME je razvil dr. Tadej Beravs v Laboratoriju za robotiko, Fakultete za elektrotehniko Univerze v Ljubljani in je podrobno predstavljena v [70] in [101]. IME sestoji iz triosnega žiroskopa (IMU-3000, InvenSense, Inc., ZDA), triosnega pospeškomетra (LISLV02DL, STMicroelectronics, Italija) in triosnega magnetometra (HMC5843, Honeywell, ZDA). Nastavljena merilna območja so za žiroskop $\pm 500^\circ/\text{s}$, za pospeškometer $\pm 2 \text{ g}$ in za magnetometer $\pm 140 \cdot 10^{-6} \text{ T}$. Ločljivost žiroskopa in pospeškometa je 16-bitna, ločljivost magnetometra pa 12-bitna. Senzorni sistem ima frekvenco zajemanja 100 Hz.



Slika 2.4: **Inercialne in magnetne merilne enote.** Brezžične inercialne in magnetne merilne enote so integrirane v namenske silikonske zapestnice in nameščene na rokah (levo) in trupu (desno) za ocenjevanje otrokove drže in gibanja.

Drugo različico IME je namensko za projekt CareToy razvil STMicroelectronics, Italija. Senzorni sistem sestoji iz triosnega žiroskopa (L3GD20), triosnega pospeškometa in magnetometra (LSM303DLHC). Frekvenca zajemanja senzornega sistema je 100 Hz. Uporabljen žiroskop ima merilno območje $\pm 250^\circ/\text{s}$ in ločljivost $\pm 8,75 \cdot 10^{-3}^\circ/\text{s}$. Specificirana gostota šuma je $0,03^\circ/(s \cdot \sqrt{\text{Hz}})$, kar pri uporabljeni zajemalni frekvenci znaša $0,3^\circ/\text{s}$. Merilno območje pospeškometa je $\pm 2 \text{ g}$ z občutljivostjo $1 \cdot 10^{-3} \text{ g}$. Gostota šuma je $220 \cdot 10^{-6} \text{ g}/\sqrt{\text{Hz}}$, kar pri uporabljeni zajemalni frekvenci znaša $2,2 \cdot 10^{-3} \text{ g}$. Merilno območje magnetometra je $\pm 130 \cdot 10^{-6} \text{ T}$, ločljivost pa $1 \cdot 10^{-7} \text{ T}$.

2.1.3 Video kamere

V merilnem sistemu CareToy so v vsakega od štirih kotov nameščene video kamere, ki služijo kot vir dodatnih informacij o dogajanju v igralnici med meritvijo [102]. Video posnetki namreč lahko dobro služijo ne le za ugotovitev morebitnih nepravilnosti med vadbo,

temveč tudi kot referenčni sistem za oceno smiselnosti izračunanih parametrov motoričnih sposobnosti. Digitalne USB video kamere (Webcam C210, Logitech, ZDA) imajo največjo ločljivost 640 slikovnih točk \times 480 slikovnih točk, video posnetki pa so zaradi velike količine podatkov zajeti in shranjeni z ločljivostjo 320 slikovnih točk \times 240 slikovnih točk. Zorni kot kamere je 53° , frekvenca zajemanja pa 10 Hz.

2.2 Klinično podprt protokol vadbe

Sistem CareToy je poleg dejstva, da predstavlja namensko igralnico za otroke, lahko tudi večnamenska terapevtska naprava [103]. Uporabo lahko razdelimo na več faz in sicer:

- *Vzpodbujanje.* Spodbujanje motoričnih in kognitivnih sposobnosti otrok s konceptom vzpodbujanje (stimulacija) - povratna informacija. Obračanje otroka lahko na primer vzpodbjamo s prižigom lučk na stranski steni in če se otroku uspe obrniti, ga nagradimo s krajšim zaporedjem zvočnih signalov ali prižigom drugih lučk.
- *Ocenjevanje sposobnosti.* S pomočjo izvedenih meritev gibanja in aktivnosti ter posledično izračunanih numeričnih parametrov je možno oceniti motorične sposobnosti otroka in odzive na predstavljene dražljaje. Upoštevajoč rezultate vadbe je možno ocenjevati napredek otroka in primerjati spremembe gibalnih vzorcev glede na krivuljo normalnega razvoja.
- *Celovita ciljna vadba.* S pomočjo ocene motoričnih sposobnosti je otroka možno primerjati s pričakovano stopnjo gibalnega razvoja za otrokovo korigirano starost in smiselno prilagoditi vadbo v smislu spreminjanja zahtevnosti posameznih vaj. Možne so tudi prilagoditve v smislu ciljne vadbe posameznih slabše razvitih motoričnih sposobnosti s pomočjo namenskega vzpodbujanja in posledične intenzivne interakcije.

Z namenom zagotoviti primerno celovito vadbo so terapeuti pripravili klinično podprt protokol vadbe v igralnici CareToy, ki je za potrebe otrok ciljne množice najbolj primeren [96]. Vadba mora biti intenzivna in primerno zahtevna ter tako otroku ves čas predstavljati izziv in motivacijo. Poleg intenzivnosti je za doseganje primerno hitrega napredka pomembno tudi število ponovitev posamezne vaje, ki pa ne sme biti ponavljana v smislu avtomatizacije. Pomembno je načelo raznovrstnosti oziroma večosnosti v smislu vzpodbujanja in krepitve parvilih motoričnih vzorcev ter zaviranja neustreznih z različnimi pristopi več

področij motoričnega in kognitivnega razvoja, kot so na primer vadba stabilnosti, obračanja in seganja.

Upoštevajoč poglavitev razvojne mejnike je bila vadba razdeljena na tri glavne položaje s pripadajočimi osnovnimi cilji vadbe.

Hrbtni položaj:

- *Prijemanje igrač na sredini.* Na sredino osrednjega loka so pritrjene različne igrače s ciljem izzvati seganje s prijemanjem igrač in vaditi različne principe prijemanja.
- *Spodbujanje obračanja trupa.* S pomočjo igrač, luči in zvokov na stranskih ogradnih stenah izzvati obračanje trupa proti eni od stranskih sten.
- *Stabilizacija drže in gibanje glave.* S prižiganjem luči na osrednjem loku in stranskih ogradnih stenah izzvati gibanje glave in pogleda z ene strani na drugo in nazaj.
- *Prijemanje igrač lateralno na loku.* Lateralno na loku so pritrjene različne igrače s ciljem izzvati seganje s prijemanjem igrač, vaditi delno obračanje trupa ter sčasoma seganje s kontralateralno roko preko sredine trupa.
- *Prijemanje igrač na stranskih ogradnih stenah.* Na ogradne stene so pritrjene igrače s ciljem izzvati obračanje proti stranski steni s prijemanjem igrač ter vaditi različne principe prijemanja.

Trebušni položaj:

- *Stabilizacija drže.* Predvajanje počasi spreminjačih se slik na sprednji ogradni steni v kombinaciji z zvočnimi signali z namenom izzvati koncentracijo na oddaljen objekt in stabilizacijo drže.
- *Gibanje trupa.* S prižiganjem luči na stranskih ogradnih stenah in zvočnim vzpodbujanjem izzvati premikanje in rotacijo v trebušnem položaju.

Sedeči položaj:

- *Stabilizacija drže.* S predvajanjem počasi spreminjačih se slik na sprednji ogradni steni izzvati koncentracijo na oddaljen objekt in stabilizacijo drže.
- *Prijemanje igrač.* Igrače so pritrjene na različne pozicije na osrednjem loku ali pa stranske ogradne stene z namenom izzvati seganje s prijemanjem igrač in vplivati na aktivnost otrok.

Za naštete cilje vadbe so bile pripravljene namensko načrtovane vaje z različnimi dolžinami trajanja, intenzivnostjo, zahtevnostjo in aktivnimi koncepti vzpodbujanja, s katerimi je možno vplivati na aktivnost otrok in zagotoviti raznovrstnost ozziroma večosnost vadbe.

2.3 Prispevki udeležencev projekta CareToy

Senzorno podprt merilni sistem CareToy ne bi mogel biti izdelan brez izdatne pomoči in pomembnega sodelovanja vseh članov konzorcija. Inženirji ustanove SSSA so pomembno doprinesli k strojni opremi sistema. Izdelali so ogrodje sistema, tiskana vezja v stranskih ogradnih stenah, senzorizirane igrače in silikonske zapestnice. Člani konzorcija so skupaj poskrbeli za nakup preostale strojne opreme, kot so pritiskovne merilne podloge in video kamere. Člani Laboratorija za robotiko FE UL smo le deloma skrbeli za strojno opremo, precej bolj pa za programsko opremo. Dr. Tadej Beravs je izdelal prvo različico IME, vključno s pripadajočo programsko opremo. Mag. Janko Kolar je izdelal programsko opremo za zanesljivo, natančno delovanje sistema CareToy in zajem ter učinkovito shranjevanje vseh vrst senzornih signalov. Jure Pašič je pripravil programsko opremo za delovanje CareToy shem vzpodbujanje (stimulacija) - povratni odziv in izvedel številna pomembna testiranja delovanja sistema. Andraž Rihar je pomagal pri testiranju delovanja sistema ter pripravil programsko opremo za obdelavo in združevanje podatkov merilnih podlog in IME v realnem času. Prof. dr. Marko Munih in prof. dr. Matjaž Mihelj sta izdatno doprinesla k zasnovi merilnega sistema in sodelovala pri izbiri senzorjev. STMicroelectronics je izdelal drugo različico IME. Člani ustanove UHAM so poskrbeli za programsko opremo koncepta telerehabilitacije, ki je omogočila povezavo CareToy sistemov s CareToy strežniki, prenos in shranjevanje velike količine podatkov. Dodatno so implementirali zajem in shranjevanje video posnetkov. Italijanska ustanova FSM in danska HEC sta skrbeli za pripravo kliničnega protokola vadbe.

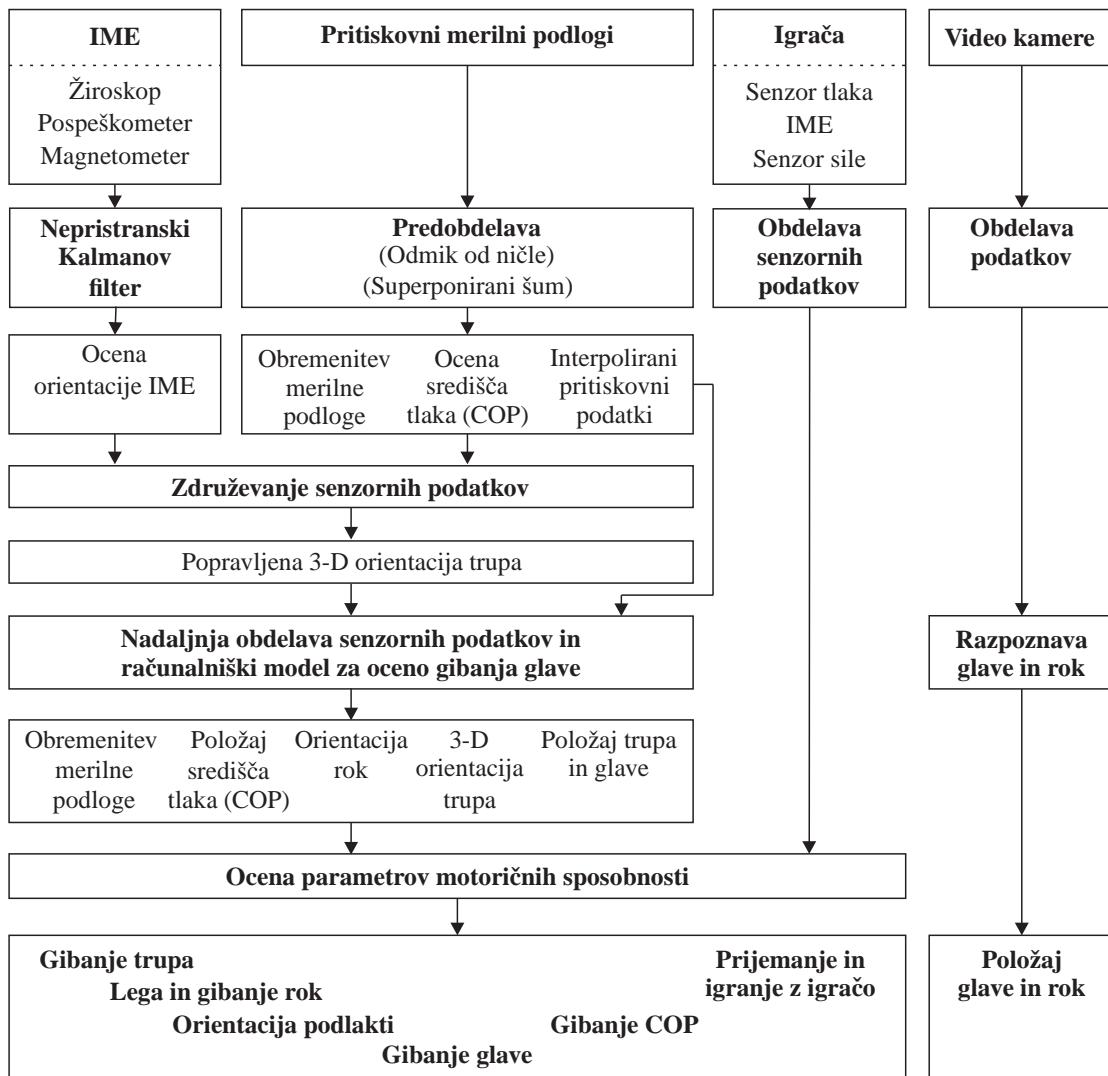
3 Obdelava in združevanje senzornih podatkov

Ogromne količine senzornih podatkov, pridobljenih z namenskim merilnim sistemom CareToy, so v surovi obliki same po sebi brez pomena. Podrobnejše informacije o otrokovem gibanju in motoričnih sposobnostih ter splošnem dogajanju znotraj sistema CareToy med meritvijo je iz osnovnih, surovih podatkov možno pridobiti zgolj z uporabo primernih preračunov senzornih podatkov. V tem poglavju je predstavljena metodologija obdelave in združevanja senzornih podatkov (glej sliko 3.1). Delovanje sistema in postopek analize podatkov sta podana v več podpoglavljih in zajemata predobdelavo surovih senzornih podatkov, združevanje podatkov za določanje orientacije trupa, opis senzorno podprtega računalniškega modela za oceno gibanja glave ter predstavitev sistematičnega pristopa za oceno parametrov motoričnih sposobnosti. Nadalje je predstavljen pristop k statistični analizi. Končno je podan opis razpoznavne delov telesa iz video posnetkov dojenčkov, pridobljenih med izvajanjem meritev s sistemom CareToy.

3.1 Predobdelava senzornih podatkov

Predobdelava senzornih podatkov predstavlja izredno pomemben del postopka določitve motoričnih sposobnosti. Osredotoča se predvsem na določitev odtisa telesa dojenčka iz podatkov merilnih podlog ter na določitev začetne ocene orientacije trupa z IME na trupu. V namen obdelave podatkov merilne podlage so zasnovani novi algoritmi, za obdelavo podatkov IME pa so uporabljeni že uveljavljeni pristopi.

Pritiskovni merilni podlogi v sistemu CareToy služita za ocenjevanje porazdelitve tlaka ob stiku otroka z dnem igralnice. Skupaj imata 1760 piezoresistivnih senzorjev in pokrivata približno $0,4 \text{ m}^2$ površine dna igralnice. Izhodni podatki senzorjev so neke vrste sivinske

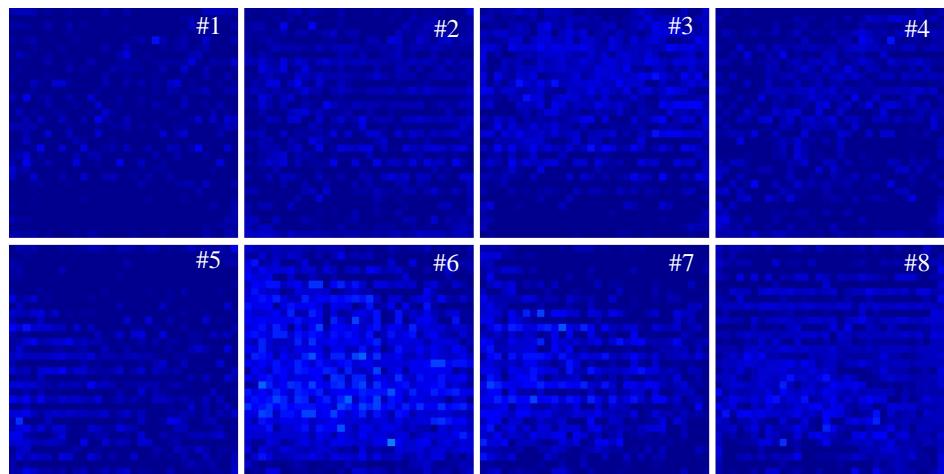


Slika 3.1: **Blokovna shema postopkov obdelave in združevanja senzornih podatkov.** Prikazan je potek obdelave od surovih signalov prek vmesnih postopkov do končnih rezultatov analize motoričnih sposobnosti, pri čemer so senzori sistemi, postopki obdelave in področja končnih rezultatov označeni s krepko pisavo.

slike z razponom vrednosti od 0 do 255 in dimenzijo 55 slikovnih točk \times 32 slikovnih točk. Senzorji implementirani v merilno podlogo imajo precej pomanjkljivosti, ki jih je potrebno odpraviti z implementacijo metod obdelave podatkov.

Prva izmed pomembnejših slabosti merilne podlage je odmik izhodnih vrednosti od ničle (ang. Bias, Offset) v neobremenjenem stanju. Izvedene so bile meritve izhodnih vrednosti osmih neobremenjenih merilnih podlog. Izkaže se, da je odmik izhodnih vrednosti od ničle povsem naključen in unikaten za vsako merilno podlogo (glej sliko 3.2). Nekatere vrednosti

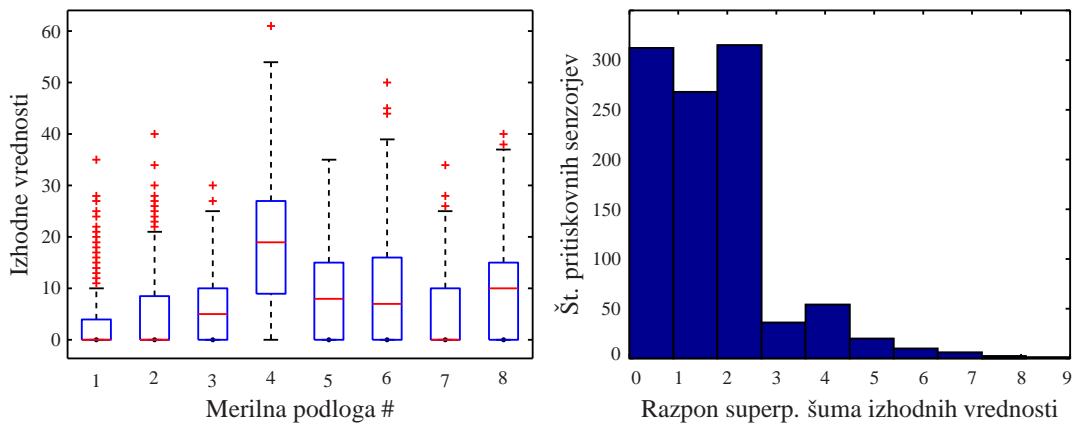
so sicer enake ali vsaj blizu vrednosti 0, izhod senzorjev pa lahko v neobremenjenem stanju doseže tudi vrednost 50 ($50/255 \approx 20\%$), kot je razvidno iz škatličnega diagrama izhodnih vrednosti (glej levi del slike 3.3). Srednje vrednosti izhoda neobremenjene podlage so od podlage do podlage različne, dodatno se razlikujeta tudi raztros vrednosti senzorjev in maksimalna vrednost izhoda. Časovno so sicer matrike odmika od ničle precej stabilne in se v obdobju nekaj dni občutno ne spreminja.



Slika 3.2: Podatki neobremenjenih meritnih podlog. Surovi izhodni podatki osmih meritnih podlog v neobremenjenem stanju (#1 - #8) predstavljajo primere odmika izhodnih vrednosti od ničle.

Druga pomembnejša slabost meritnih podlog je superponiran dinamični šum senzorjev, ki je bil določen kot razlika med maksimalno in minimalno vrednostjo izhoda vsakega senzorja pritiskovne meritne podlage. Poleg osnovnega odmika vrednosti od ničle namreč izhodne vrednosti senzorjev tudi neprestano nihajo okoli srednje vrednosti. Histogram vrednosti razpona dinamičnega šuma za eno od podlog kaže, da vrednost nihanja surovih izhodnih vrednosti večinoma znaša manj kot 3 ($3/255 \approx 1\%$), lahko pa razpon doseže tudi vrednost 9, torej do ($9/255$) 3,5 % maksimalne vrednosti senzorja (glej desni del slike 3.3). Ta vrsta šuma vpliva predvsem na metode določanja posameznih odtisov telesa, vpliv na izračun koordinat točke COP pa je minimalen. Razpona določitve COP v smereh x in y znašata namreč približno 0,14 in 0,06 slikovne točke, kar je zanemarljivo.

Tretja pomembna slabost piezoresistivnih senzorjev je temperaturna odvisnost izhodnih vrednosti senzorjev. Izhod meritne podlage je namreč praktično linearno odvisen od temperaturе senzorja oziroma temperature okolice. Meritvi dveh meritnih podlog pokažeta, da je linearnost temperaturne odvisnosti praktično enaka za obe podlogi, pri čemer lahko dvig



Slika 3.3: **Odmik izhodnih vrednosti od ničle in superponiran šum meritnih podlog.**

Levo je podan škatlični diagram matrike podatkov izhodnih vrednosti osmih neobremenjenih meritnih podlog. Rdeče črte predstavljajo vrednosti mediane, spodnji in zgornji robovi škatel pa 25-te in 75-te percentile. Skrajni spodnji in zgornji deli diagrama prikazujejo najmanjše oziroma največje vrednosti v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom, vrednosti izven tega obsega so predstavljene z rdečimi točkami. Desno je predstavljen histogram superponiranega šuma za meritno podlogo #1.

temperature s 25°C na 35°C dvigne vsoto izhodnih vrednosti oziroma obremenitve za približno 20 %. Primerjava poteka izhoda ob dvigu in spustu temperature okolice potrdi tudi manjšo histerezo izhoda. Izkaže se tudi, da Pampers prevleka, ki je znotraj igralnice uporabljena kot dodatna zaščita pred neželeno vlago in je tako nameščena preko meritnih podlog, dodatno vpliva na temperaturno odvisnost izhoda meritne podlage. Uporaba Pampers prevleke namreč podaljša časovno konstanto temperature, kar pomeni, da se podloga ohlaja in segreva počasneje.

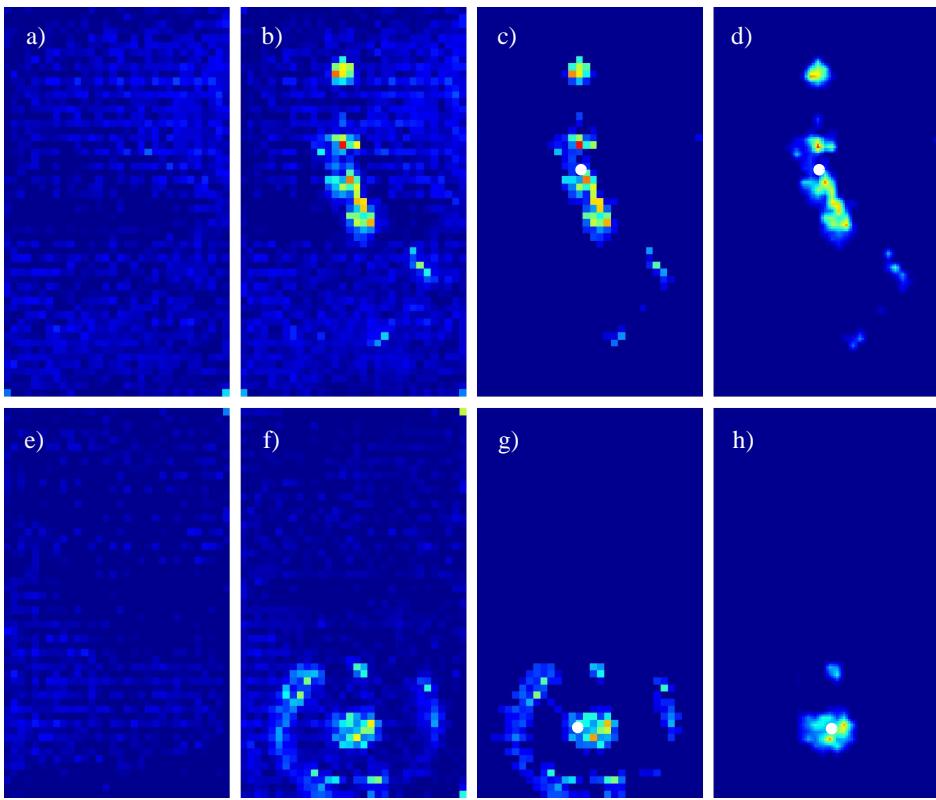
Pomembna prednost pritiskovnih meritnih podlog je majhna nelinearnost obremenilne karakteristike posameznih senzorjev, ki je po specifikacijah sodeč manjša od $\pm 3\%$. Prejšnjo linearnost obremenilne karakteristike pri manjših in večjih obremenitvah potrdijo tudi rezultati meritev. V zasnovanih algoritmih sicer dejanske vrednosti obremenitve v smislu mase (v kilogramih) oziroma tlaka (v pascalih) niso potrebne, kljub temu pa linearnost načeloma omogoča preračun dejanske obremenitve, ki bi lahko bila potrebna pri drugih aplikacijah (preprečevanje preležanin). V predstavljeni študiji so zasnovani algoritmi prilagojeni na osnovne vrednosti pritiskovnih meritnih podlog, torej na vrednosti nepredznačenih 8-bitnih števil (0 do 255).

Naštete slabosti torej onemogočajo enostavno določitev odtisa telesa dojenčka na meritni

podlogi in nadaljnjo obdelavo podatkov, saj so podatki meritnih podlog pred obdelavo precej popačeni (glej sliko 3.4b,f). Potrebna je predobdelava podatkov meritnih podlog, ki sestoji iz več korakov. Podatki meritnih podlog so v bistvu digitalna sivinska slika, kar omogoča uporabo nekaterih učinkovitih tehnik obdelave digitalnih slik. V prvem koraku je vsakih nekaj dni pred začetkom izvajanja meritev izveden nekaj minutni zajem podatkov meritnih podlog v neobremenjenem stanju. Izvajanje postopka zgolj vsakih nekaj dni je možno zaradi dejstva, da se vplivi odmika vrednosti od ničle časovno ne spreminjajo občutno. Na podlagi shranjenih podatkov so določene maksimalne izhodne vrednosti vsakega od senzorjev v matriki meritnih podlog in pripravljena je matrika odmika vrednosti od ničle (glej sliko 3.4a,e). To matriko se med obdelavo podatkov meritne podlage preprosto odšteje od podatkov in s tem doseže odstranitev vplivov odmika podatkov od ničle in temperturnih sprememb.

Odstranitev vpliva superponiranega šuma oziroma oscilacij izhodnih vrednosti se doseže s primerjavo podatkov meritne podlage s predhodno nastavljenimi pragovi (angl. Thresholding). V nadaljevanju je uporabljena dvodimenzionalna metoda združevanja sosednjih povezanih elementov matrike v skupine večjih objektov oziroma odtisov (funkcija *bwconncomp*, MATLAB R2013b). Metoda za vsak element matrike, čigar vrednost je pozitivna, preveri vrednosti sosednjih osmih elementov. Slikovne točke, katerih vrednosti so večje od 0, označi kot del enakega objekta. Tako je omogočena združitev vseh neničelnih elementov v pripadajoče objekte. Temu sledi izračun lastnosti posameznih objektov, kot so površina, obremenitev, težišče ter minimalna in maksimalna vrednost obremenjenih slikovnih točk (funkcija *regionprops*, MATLAB R2013b). Površina objekta je enaka številu pripadajočih slikovnih točk, obremenitev je seštevek vrednosti vseh slikovnih točk objekta, težišče pa je izračunano z upoštevanjem položajev slikovnih točk in pripadajočih obremenitev. Primerjava lastnosti, kot so obremenitev, površina ter razpon obremenitve objekta, ki je enak razlike maksimalne in minimalne obremenitve, s predhodno nastavljenimi pragovi omogoči odstranitev odtisov, ki so posledica presluhov (angl. Cross-Talk), neodstranjenega superponiranega šuma in drugih popačenj. Uspešna odstranitev šuma oziroma popačenosti podatkov omogoči določitev odtisa telesa dojenčka (glej sliko 3.4c,g).

V nadaljevanju je izvedena začetna ocena središča tlaka podatkov odtisa telesa dojenčka, upoštevajoč vrednosti obremenitve in položaje obremenjenih slikovnih točk. Ko je vrednost določene skupne obremenitve v primerjavi s predhodno določenim pragom in uteženo srednjo vrednostjo obremenitve premajhna, je meritna podloga očitno neobremenjena, oziroma se otrok ne nahaja ali pa zgolj delno nahaja na meritni podlogi. V sklopu predobdelave podatkov je izvedena tudi ocena orientacije trupa znotraj igralnice s pomočjo določitve orientacije



Slika 3.4: **Predobdelava podatkov meritnih podlog.** a) in e) prikazujeta podatke neobremenjene meritne podlage. b) in f) predstavljata surove podatke obremenjene pritiskovne meritne podlage, ko je otrok v hrbtnem oziru v sedečem položaju. Primera obdelanih podatkov meritne podlage, ki kažeta odtis otrokovega telesa sta podana za hrbtni c) in sedeči položaj g). d) predstavlja linearno interpolirane podatke za otroka v hrbtnem položaju, h) pa interpoliran odtis otrokovega telesa v sedečem položaju po odstranitvi odtisa namenske blazine. Bele točke označujejo izračunano pozicijo točke središča tlaka.

IME na trupu. Orientacija IME v CareToy sistemu je določena z UKF, ki je implementiran podobno kot v [70]. UKF je algoritem združevanja podatkov in je različica Kalmanovega filtra za ocenjevanje nelinearnih sistemov [82]. V osnovi je UKF metoda z dvokoračnim pristopom v smislu napovedi in popravka na podlagi izvedenih meritov.

Implementiran algoritem je zasnovan iz več korakov. Na začetku izvajanja meritve vadbe so IME še nepremične, kar omogoči izvedbo postopka inicializacije sistema, ki traja eno sekundo. Med inicializacijo se najprej izvede določitev in odstranitev odmika vrednosti kotnih hitrosti od ničle v mirovanju. Odmik vrednosti je nemogoče popolnoma odstraniti, saj je močno odvisen od temperature senzorja. Temu sledi postopek normiranja podatkov vektorjev kotnih hitrosti, pospeška in magnetnega polja ter preračun v SI enote in upoštevanje

kalibracijskih podatkov. Nadalje je začetna orientacija IME senzorja (začetno stanje sistema) določena preko vektorskih produktov med vektorjem pospeška in magnetnega polja, ki sta izražena v koordinatnem sistemu (KS) IME, sicer pa potrebna za določitev orientacije KS Zemlje (E). V tem koraku je poleg pričakovanega, ocjenjenega začetnega stanja sistema $\hat{\mathbf{x}}_0$ (glej enačbo 3.1) določena tudi začetna kovariančna matrika stanja $\mathbf{P}_{\mathbf{x}_0}$ (glej enačbo 3.2), podobno pa tudi kovariančni matriki šuma procesa \mathbf{P}_p in šuma meritev \mathbf{P}_m .

$$\hat{\mathbf{x}}_0 = E[\mathbf{x}_0] \quad (3.1)$$

$$\mathbf{P}_{\mathbf{x}_0} = E[(\mathbf{x}_0 - \hat{\mathbf{x}}_0)(\mathbf{x}_0 - \hat{\mathbf{x}}_0)^T] \quad (3.2)$$

V UKF so sicer slučajne spremenljivke stanja sistema \mathbf{x}_i , šuma procesa \mathbf{p}_i in šuma meritev \mathbf{m}_i združene v razširjeno (nadpisano *a* - angl. augmented) slučajno spremenljivko stanja $\hat{\mathbf{x}}_i^a$, ki je za i -ti trenutek definirana kot

$$\hat{\mathbf{x}}_i^a = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_i \\ \mathbf{p}_i \\ \mathbf{m}_i \end{bmatrix}. \quad (3.3)$$

Podobno so kovariančne matrike združene v razširjeno kovariančno matriko \mathbf{P}_i^a kot

$$\mathbf{P}_i^a = \begin{bmatrix} \mathbf{P}_{\mathbf{x}_i} & 0 & 0 \\ 0 & \mathbf{P}_p & 0 \\ 0 & 0 & \mathbf{P}_m \end{bmatrix}. \quad (3.4)$$

V tem koraku je izvedena tudi določitev parametrov, potrebnih za izračun uteži $\mathbf{w}^{(m)}$ in $\mathbf{w}^{(c)}$, kjer indeksa (m) in (c) označujeta, da gre za izračun ocene stanja oziroma kovariance stanja. Inicializaciji sledi iterativna (indeks $i = 1, \dots, \infty$) obdelava podatkov IME in že omenjeni dvokoračni pristop.

Na začetku vsake iteracije (i) se izvede izračun seta sigma točk \mathbf{S}^a , kjer je γ skalirni parameter (glej enačbo 3.5).

$$\mathbf{S}_{i-1}^a = \left[\hat{\mathbf{x}}_{i-1}^a \quad \hat{\mathbf{x}}_{i-1}^a + \gamma \sqrt{\mathbf{P}_{i-1}^a} \quad \hat{\mathbf{x}}_{i-1}^a - \gamma \sqrt{\mathbf{P}_{i-1}^a} \right] \quad (3.5)$$

V prvem koraku napovedi (procesni model) se izvede transformacija sigma točk za stanja \mathbf{S}_{i-1}^x in šum procesa \mathbf{S}_{i-1}^p s funkcijo f , tako transformirane sigma točke pa so s pripadajočimi

utežmi \mathbf{w} uporabljene za izračun ocene stanja in kovariančne matrike napake ocene stanj (glej enačbe 3.6 do 3.8).

$$\mathbf{S}_{i|i-1}^x = f(\mathbf{S}_{i-1}^x, \mathbf{S}_{i-1}^p, \mathbf{u}_{i-1}) \quad (3.6)$$

$$\hat{\mathbf{x}}_i^- = \sum_{j=0}^{2L} \mathbf{w}_j^{(m)} \mathbf{S}_{j,i|i-1}^x \quad (3.7)$$

$$\mathbf{P}_{\mathbf{x}_i}^- = \sum_{j=0}^{2L} \mathbf{w}_j^{(c)} (\mathbf{S}_{j,i|i-1}^x - \hat{\mathbf{x}}_i^-) (\mathbf{S}_{j,i|i-1}^x - \hat{\mathbf{x}}_i^-)^T \quad (3.8)$$

V enačbi (3.6) indeks $i|i-1$ označuje oceno za i -ti trenutek na podlagi podatkov $(i-1)$ -ega trenutka, L označuje število elementov razširjene spremenljivke, funkcija f pa je v bistvu integracija vrednosti kotnih hitrosti, izmerjenih s triosnim žiroskopom. Novo ocenjeno stanje je v bistvu ocena nove orientacije IME glede na določen zasuk. Integracija kotnih hitrosti je podvržena lezenju (angl. Drift), zato je potreben drugi korak algoritma UKF.

V koraku popravljanja (merilni model) so sigma točke iz procesnega modela $\mathbf{S}_{i|i-1}^x$ in šuma meritve $\mathbf{S}_{i|i-1}^p$ transformirane s funkcijo h . Tako transformirane sigma točke izhodov $\mathbf{S}'_{i|i-1}$ so nato uporabljene za izračun ocenjenih vrednosti meritve $\hat{\mathbf{y}}_i^-$, kovariance napake ocenjenih vrednosti meritve $\mathbf{P}_{\tilde{\mathbf{y}}_i}$ in kovariance med napako ocene stanj in napako ocenjenih vrednosti meritve $\mathbf{P}_{\mathbf{x}_i \mathbf{y}_i}$ (glej enačbe 3.9 do 3.12).

$$\mathbf{S}'_{i|i-1} = h(\mathbf{S}_{i|i-1}^x, \mathbf{S}_{i|i-1}^m) \quad (3.9)$$

$$\hat{\mathbf{y}}_i^- = \sum_{j=0}^{2L} \mathbf{w}_j^{(m)} \mathbf{S}'_{j,i|i-1} \quad (3.10)$$

$$\mathbf{P}_{\tilde{\mathbf{y}}_i} = \sum_{j=0}^{2L} \mathbf{w}_j^{(c)} (\mathbf{S}'_{j,i|i-1} - \hat{\mathbf{y}}_i^-) (\mathbf{S}'_{j,i|i-1} - \hat{\mathbf{y}}_i^-)^T \quad (3.11)$$

$$\mathbf{P}_{\mathbf{x}_i \mathbf{y}_i} = \sum_{j=0}^{2L} \mathbf{w}_j^{(c)} (\mathbf{S}'_{j,i|i-1} - \hat{\mathbf{y}}_i^-) (\mathbf{S}'_{j,i|i-1} - \hat{\mathbf{y}}_i^-)^T \quad (3.12)$$

V funkciji h je v bistvu ocenjena orientacija IME uporabljena za oceno vrednosti vektorja pospeška in magnetnega polja pri tej orientaciji. Izračunane vrednosti kovarianc so uporabljene za izračun faktorja ojačanja Kalmanovega filtra \mathbf{K}_i (angl. Kalman gain) (glej enačbo 3.13). Le-ta je zatem uporabljen v kombinaciji z razliko med ocenjenimi vrednostmi meritev in realnimi vrednostmi, izmerjenimi s triosnim pospeškomometrom in magnetometrom IME za

določitev novega stanja sistema $\hat{\mathbf{x}}_i$ (popravljanje ocenjene orientacije IME) ter izračun nove kovariance stanj $\mathbf{P}_{\mathbf{x}_i}$ (glej enačbe 3.14 do 3.15).

$$\mathbf{K}_i = \mathbf{P}_{\mathbf{x}_i \mathbf{y}_i} \mathbf{P}_{\tilde{\mathbf{y}}_i}^{-1} \quad (3.13)$$

$$\hat{\mathbf{x}}_i = \hat{\mathbf{x}}_i^- + \mathbf{K}_i (\mathbf{y}_i - \tilde{\mathbf{y}}_i^-) \quad (3.14)$$

$$\mathbf{P}_{\mathbf{x}_i} = \mathbf{P}_{\mathbf{x}_i}^- - \mathbf{K}_i \mathbf{P}_{\tilde{\mathbf{y}}_i} \mathbf{K}_i^T \quad (3.15)$$

Končno stanje, torej popravljena orientacija, določa trenutno orientacijo IME, izraženo glede na orientacijo E. Dodatne podrobnosti principa UKF so sicer izčrpno opisane v [82] na straneh 49 do 61.

Nadalje je upoštevajoč orientaciji referenčne IME v ogradni steni igralnice (${}^E\mathbf{R}_{ref}$) in IME na trupu (${}^E\mathbf{R}_T$) izvedena določitev orientacije IME na trupu znotraj igralnice (${}^{ref}\mathbf{R}_T$). Dodatno so preračunani koti rotacije trupa okoli kaudokranialne (Ca-Cr) (φ , angl. Roll), mediolateralne (M-L) (ϑ , angl. Pitch) in posteroanteriorne (P-A) osi trupa (ψ , angl. Yaw). Našteti koti namreč predstavljajo precej bolj razumljiv princip opisa orientacije IME na trupu znotraj igralnice.

V nadaljevanju se predobdelava podatkov glede na položaj trupa loči na dva različna pristopa. Določitev ozziroma potrditev položaja otroka (hrbtni/trebušni, sedeči) je izvedena z upoštevanjem kombinacije podatkov o cilju izvajane načrtovane vaje, položaju točke COP, orientaciji IME na trupu in priklopnem signalu namenske blazine za dodatno podporo v sedečem položaju. Kadar je zadoščenih večina pogojev, torej da je izvajana načrtovana vaja za sedeči položaj, vključena namenska blazina, položaj točke COP blizu zadnji ogradni steni ali kot ϑ blizu vertikalne smeri igralnice, lahko smatramo, da je otrok v sedečem položaju. V ostalih primerih je otrok bodisi v hrbtnem, bodisi v trebušnem položaju.

V kolikor je otrok v hrbtnem ali trebušnem položaju, se predobdelava nadaljuje z uporabo linearne interpolacijske metode tretjega reda (funkcija *griddata*, MATLAB 2013b) [104], ki deluje na podlagi trikotnikov, določenih z Delaunay-evo triangulacijo [105]. Interpolacija podatkov izboljša ločljivost in natančnost obdelave podatkov meritnih podlog, ki so sedaj predstavljeni kot matrike porazdelitve tlaka dimenzij 165 slikovnih točk \times 96 slikovnih točk (glej sliko 3.4d).

V kolikor je otrok v sedečem položaju, je odtis trupa ozziroma zadnjice ter nog dojenčka še vedno popačen zaradi odtisa namenske blazine, ki otrokom služi kot dodatna opora (glej sliko 3.4g). Podatki meritne podlage so v tem primeru najprej linearno interpolirani, čemur

sledi izračun skupne obremenitve odtisa na pritiskovni meritni podlogi (angl. Full Load Value). Kadar so otroci v relativno stabilnem sedečem položaju, bi naj položaj točke COP bil znotraj oziroma vsaj blizu površini poligona pritiskovnega odtisa telesa, ta pa naj bi bil blizu središča krajšega roba meritne podlage. Interpolaciji podatkov tako sledi uporaba algoritma odstranjevanja odtisa namenske blazine. Ta glede na položaj točk COP in sredine meritne podlage, oddaljenost posameznih odtisov od točk COP in središča meritne podlage ter velikosti posameznih odtisov določi in odstrani slikovne točke pritiskovnega odtisa blazine iz nadaljnje obdelave. Odstranjeni so torej odtisi, ki so preveč oddaljeni od točk središča meritne podlage in COP, se v lateralni smeri nahajajo predaleč od sredinskega odtisa, ali pa so preprosto premajhni. Tako je za nadaljnjo obdelavo podatkov pripravljena matrika zgolj s pritiskovnim odtisom zadnjice in nog dojenčka (glej sliko 3.4h). Zatem je izračunana delna obremenitev odtisa na pritiskovni meritni podlogi (angl. Partial Load Value).

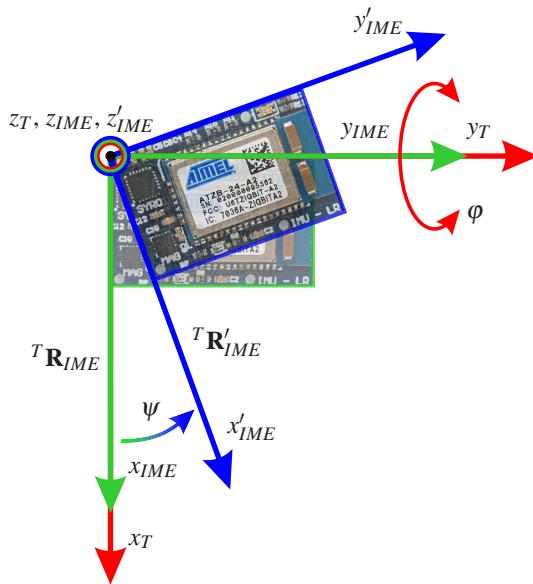
Interpolirane matrike pritiskovnih odtisov telesa so uporabljene za ponovni izračun točke COP.

3.2 Združevanje podatkov za določanje tridimenzionalne orientacije trupa dojenčka

Naslednji korak v postopku obdelave izmerjenih podatkov za oceno motoričnih sposobnosti otrok je določitev točne tridimenzionalne orientacije trupa dojenčka. Ta je nujno potrebna za oceno gibanja in telesne drže ter interpretacijo pritiskovnih odtisov na meritnih podlagah. Teoretično bi naj za določitev orientacije zadoščala zgolj uporaba IME na trupu. V drugih raziskavah s podobnimi aplikacijami so namreč zgolj z uporabo IME že uspeli doseči točnost določitve orientacije delov telesa reda velikosti nekaj kotnih stopinj [73, 80].

Žal pa se je ob izvajanju preliminarnih meritev izkazalo, da se IME na trupu zaradi principa pritrditve s silikonsko zapestnico med samo meritvijo lahko izmakne iz osnovne lege. Običajno pride do izmika v smislu rotacije okoli osi z_{IME} , ki pa je enaka P-A osi trupa z_T . S tem orientacija IME ni več poravnana s Ca-Cr osjo trupa y_T oziroma KS trupa (T). Izmiki v smislu rotacije okoli drugih osi so zaradi zasnove zapestnice precej manj verjetni in praktično zanemarljivi. Enostavna rešitev bi bila pritrditev IME na trup z lepilnim trakom, vendar rešitev ni primerna v kolikor želimo zagotoviti neintruzivnost sistema, enostavnost uporabe, hitro namestitev in neboleče odstranjevanje.

V primeru izmika IME torej določitev orientacije IME z algoritmom UKF ne zadošča več



Slika 3.5: **Izmik IME iz osnovne lege.** Primer izmika IME za kot ψ in sprememba orientacije IME iz ${}^T \mathbf{R}_{IME}$ v ${}^T \mathbf{R}'_{IME}$, pri čemer x_T , y_T in z_T označujejo osi KS trupa, x_{IME} , y_{IME} , z_{IME} , x'_IME , y'_IME in z'_IME pa osi KS IME pred in po rotaciji. Rotacija trupa okoli osi y_T je predstavljena s kotom φ .

za točno oceno orientacije trupa dojenčka. Ocena tega izmika je zelo pomembna ne le zaradi že omenjenih potreb za interpretacijo podatkov merilnih podlog, temveč tudi zaradi dejstva, da izmik IME okoli ene osi vpliva na določitev orientacije v vseh treh oseh. Teoretična izpeljava (3.16) pokaže, da se izhodna orientacija IME ${}^T \mathbf{R}_{IME}$ pri izmiku IME okoli osi z_T za kot ψ , torej okoli P-A osi trupa (z_T), spremeni v ${}^T \mathbf{R}'_{IME}$. Ob dodatni rotaciji okoli osi y_T za kot φ , torej obračanju okoli Ca-Cr osi trupa (y_T), pa se spremeni v orientacijo IME ${}^T \mathbf{R}''_{IME}$ (glej sliko 3.5 in enačbo 3.17).

$${}^T \mathbf{R}'_{IME} = \text{rot}(z_T, \psi) \cdot {}^T \mathbf{R}_{IME} \quad (3.16)$$

$$\begin{aligned} {}^T \mathbf{R}''_{IME} &= \text{rot}(y_T, \varphi) \cdot {}^T \mathbf{R}'_{IME} = \text{rot}(y_T, \varphi) \cdot \text{rot}(z_T, \psi) \cdot {}^T \mathbf{R}_{IME} = \\ &= \begin{bmatrix} \cos \varphi & 0 & \sin \varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \varphi & 0 & \cos \varphi \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{1,1} & r_{1,2} & r_{1,3} \\ r_{2,1} & r_{2,2} & r_{2,3} \\ r_{3,1} & r_{3,2} & r_{3,3} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.17)$$

To pomeni, da je v izračunu orientacije IME, torej kotov φ' , ϑ' , ψ' , prisoten še dodaten člen zaradi kota ψ (glej enačbe 3.18). Izkaže se, da novo izračunani koti φ' , ϑ' , ψ' niso več

enaki izhodiščnim kotom in imajo ob spremjanju kota φ , torej obračanju trupa okoli Ca-Cr osi (y_T), nelinearen potek (glej sliko 3.6).

$$\varphi' = \frac{180}{\pi} \left(\arccos \left(\begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} r_{1,1} \\ r_{2,1} \\ r_{3,1} \end{bmatrix} \right) - \frac{\pi}{2} \right) = \frac{180}{\pi} \left(\arccos ((-\sin \varphi) \cdot (\cos \psi)) - \frac{\pi}{2} \right)$$

(3.18a)

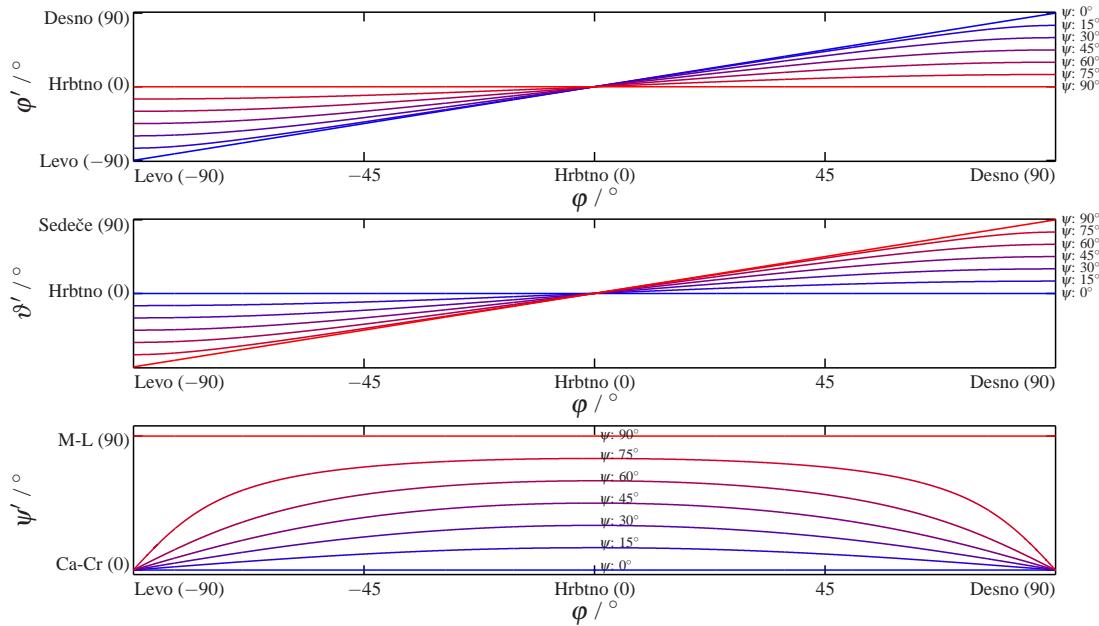
$$\vartheta' = -\frac{180}{\pi} \left(\arccos \left(\begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} r_{1,2} \\ r_{2,2} \\ r_{3,2} \end{bmatrix} \right) - \frac{\pi}{2} \right) = \frac{180}{\pi} \left(\arccos ((-\sin \varphi) \cdot (-\sin \psi)) - \frac{\pi}{2} \right)$$

(3.18b)

$$\psi' = \frac{180}{\pi} \arccos \left(\frac{\begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} r_{1,3} \\ r_{2,3} \\ r_{3,3} \end{bmatrix}}{\begin{vmatrix} r_{1,1} \\ r_{2,1} \end{vmatrix}} \right) = \frac{180}{\pi} \arccos \left(\frac{\begin{matrix} \cos \varphi \\ ((\cos \varphi) \cdot (-\sin \psi)) \\ \cos \psi \end{matrix}}{\begin{vmatrix} \cos \varphi \\ ((\cos \varphi) \cdot (-\sin \psi)) \\ \cos \psi \end{vmatrix}} \right)$$

To lahko pomeni neustrezno ocenjevanje ne zgolj drže, temveč tudi gibanja okoli posameznih osi trupa in nepravilno oceno motoričnih sposobnosti otrok, kot je na primer sposobnost obračanja trupa proti stranskim ogradnim stenam. Zahvaljujoč redundantnosti in celovitosti podatkov IME ter pritiskovnih merilnih podlog pa je možno oba tipa podatkov združiti in tako določiti točnejšo tridimenzionalno orientacijo trupa dojenčka. Zasnovani sta bili dve različici pristopa k popravljanju orientacije trupa dojenčka z upoštevanjem podatkov pritiskovnih merilnih podlog in sicer združevanje podatkov v realnem času ter združevanje podatkov med naknadno obdelavo. Koncepta imata sicer nekaj podobnih korakov, obstajajo pa pomembne medsebojne razlike.

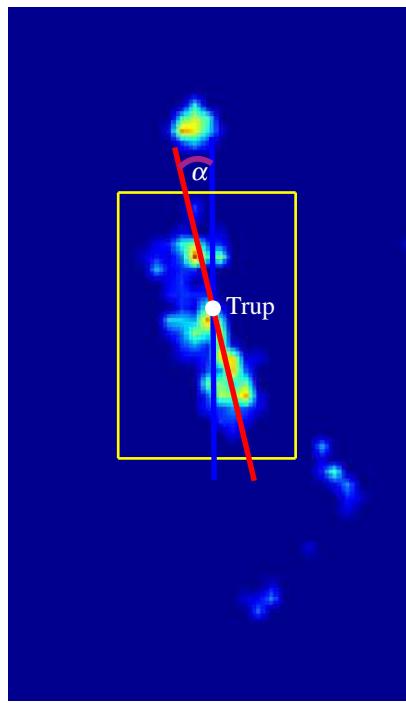
Prva različica, torej združevanje podatkov v realnem času, je izredno pomembna, saj omogoča sprotno oceno orientacije trupa, ki je lahko tako že med izvajanjem vadbe uporabljen v smislu povratne informacije za prilagajanje proženja vzpodbujanja. S tem je možno vplivati na interakcijo otroka z igralnico in dogajanje prilagoditi otrokovim odzivom. Postopek določitve orientacije je izveden v več korakih. Najprej je upoštevajoč položaj točke



Slika 3.6: **Vpliv izmika IME na trupu na izračun orientacije trupa.** Prikazan je potek vrednosti kotov φ (zgornji del slike), ϑ (srednji del) in ψ (spodnji del), ki opisujejo orientacijo IME in predvidoma rotacijo KS trupa okoli kaudokranialne (Ca-Cr), mediolateralne (M-L) in anteroposteriorne (A-P) osi trupa. Poteki so podani za različne primere diskretno povečajočega se izmika IME na trupu iz osnovne lege (rotacija okoli osi z_{IME}), pri čemer se barvna lestvica spreminja od modre ($\psi: 0^\circ$) do rdeče ($\psi: 90^\circ$). Vrednosti kotov so podane za različne orientacije trupa ob obračanju trupa okoli Ca-Cr osi.

COP in ocenjeno orientacijo IME na trupu, natančneje vrednost kota ψ , izvedena rotacija pritiskovnih podatkov v ravni merilne podlage v smislu poravnave z glavno osjo oziroma KS igralnice (glej sliko 3.7). Temu sledi določitev območja okoli točke COP, kjer se verjetno nahajajo odtisi trupa dojenčka. Območje je v osnovi določeno s predhodno nastavljenimi dimenzijami, dodatno pa prilagojeno z upoštevanjem ocenjenih kotov φ in ϑ . Ob zasuku telesa okoli Ca-Cr osi (kot φ) se namreč širina pritiskovnega odtisa manjša. Prav tako se dolžina pritiskovnega odtisa krajsa v primeru zasuka okoli M-L osi (kot ϑ). Nadalje sledi določitev odtisov trupa v smislu izbire pripadajočih slikovnih točk. Izbrana je kombinacija a) slikovnih točk, ki se nahajajo znotraj izbranega območja in b) slikovnih točk odtisov, katerih težišče se kljub deležu točk izven območja nahaja znotraj območja. Temu sledi prilagoditev kontrasta podatkov [106], s čimer je možno dodatno podariti smer odtisa trupa.

Nadalje so podatki pritiskovnega odtisa trupa uporabljeni za izračun osnovnih M in centralnih μ momentov slike drugega reda. Enačbe v diskretni različici (3.19) so uporabljenе



Slika 3.7: **Določitev orientacije trupa na merilni podlogi.** Primer predobdelane matrike podatkov merilne podlage za otroka v hrbtnem položaju. Rdeča in modra črta prikazujejo orientacijo trupa na merilni podlogi, ocenjeno z IME oziroma s kombinacijo podatkov IME in merilne podlage. Kot α označuje razliko orientacij v ravnini merilne podlage. Rumeni pravokotnik ocenjuje predvideno območje odtisa trupa. Bel krog označuje položaj točke COP.

namesto izvirnih, predstavljenih v [107]. V enačbi (3.19) $I(x, y)$ predstavlja vrednosti elementov matrike porazdelitve tlaka (podatkov pritiskovnega odtisa trupa), x in y sta indeksa stolpcev in vrstic, p in q pa določata red momentov.

$$M_{pq} = \sum_x \sum_y x^p y^q I(x, y) \quad (3.19)$$

$$\mu_{pq} = \sum_x \sum_y (x - \bar{x})^p (y - \bar{y})^q I(x, y)$$

Na podlagi normaliziranih centralnih momentov drugega reda je sestavljena kovariančna matrika, katere lastni vektorji ustrezajo glavni in pomožni osi slike oziroma matrike. Orientacijo in smer lahko nadalje izračunamo z enačbo (3.20). Omenjena orientacija bi lahko bila določena tudi z izračunom prve glavne komponente podatkov (PCA, angl. Principal Component Analysis). Kot α oziroma sam princip popravljanja orientacije bo zato v nadaljevanju

poimenovan oziroma označen tudi kot PCA.

$$\alpha = \arctan \left(\frac{2\mu_{11}}{\mu_{20} - \mu_{02}} \right) \quad (3.20)$$

V enačbi (3.20) je α kot, ki ustreza orientaciji glavne osi odtisa dojenčkega trupa (glej sliko 3.7), μ_{11} , μ_{20} in μ_{02} pa označujejo centralne momente drugega reda. V nadaljevanju se izvede preverjanje lege otroka in v primeru hrbtnega položaja (empirično določeni meji znašata $\varphi < 25^\circ$ in $\vartheta < 25^\circ$) je kot α dodatno prilagojen upoštevajoč kosinusa kotov φ in ϑ . Temu sledi transformacija rotacijske matrike (orientacije) IME na trupu v smislu rotacije okoli z osi za kot α in ponoven izračun kotov φ , ϑ in ψ , ki opisujejo posodobljeno, točnejšo tridimenzionalno orientacijo trupa dojenčka na merilni podlogi. V nekaterih primerih odtisa trupa ni mogoče enolično določiti. To se pogosto dogodi, kadar dojenček usloči hrbot ali hkrati sunkovito dvigne glavo in obe nogi. Ti dogodki imajo posledice v nezadostni velikosti površine odtisa trupa in nezmožnosti določitve pripadajoče orientacije. V takih primerih sta funkcionalnost in zveznost sistema zagotovljeni z uporabo kombinacije ocenjene orientacije iz IME in zadnje določene vrednosti kota α .

Druga različica, torej združevanje podatkov med naknadno obdelavo, sicer ne omogoča neposrednega, sprotnega prilagajanja pripravljene vadbe, ima pa določene prednosti. Za obdelavo namreč niso na voljo zgolj senzorni podatki v nekem določenem trenutku in pa v najboljšem primeru še predhodni podatki, temveč je možno uporabiti podatke celotne meritve. Tako je ob obdelavi senzornih podatkov nekega trenutka med meritvijo možno upoštevati tudi dogajanje znotraj igralnice pred in po tem trenutku. Prav upoštevanje časovnega konteksta dogajanja v postopku analize lahko precej izboljša končne rezultate. Postopek obdelave je podobno kot v primeru določanja orientacije v realnem času sestavljen iz več korakov, pri čemer so prvi koraki obdelave enaki že opisanim. Med te spadajo zaporedoma izvedeni rotacija podatkov merilne podlage, določitev območja okoli COP in pripadajoče prilagoditve, določitev odtisov trupa, prilagoditev kontrasta podatkov in izračun momentov slike z enačbo (3.19). Tudi v tem primeru je z enačbo (3.20) izračunan kot α (glej sliko 3.7).

Nadaljnja obdelava podatkov pa se od predhodno opisane metode razlikuje. V nadaljevanju so tako upoštevane izračunane vrednosti površine pritiskovnega odtisa trupa, obremenitve pritiskovnega odtisa trupa v primerjavi s celotno obremenitvijo merilne podlage F (angl. Force, Load) ter dolžine odtisa trupa kot dolžine glavne osi najbolje prilegajoče se elipse L (angl. Length). Vsi omenjeni parametri so določeni za podatke celotne meritve. Med izvedbo meritev lahko pride do neželenih motenj, napak v podatkih, nezmožnosti določanja

orientacije trupa iz podatkov merilne podlage ali drugih vplivov, zaradi katerih ni mogoče vedno verjeti vrednosti izračunanega kota α . V postopku določanja orientacije je zato potrebno vzpostaviti stopnje zaupanja in podatke združevati upoštevajoč te vrednosti. Tako sta nadalje z enačbo (3.21) najprej določeni mejna dolžina L'_T in mejna obremenitev F'_T odtisa trupa kot deleža mediane vrednosti za celotno meritev.

$$\begin{aligned} L'_T &= \frac{4}{5} \tilde{L}_T \\ F'_T &= \frac{4}{5} \tilde{F}_T \end{aligned} \quad (3.21)$$

Nadalje so izbrane zgolj vrednosti kota α manjše od 45° , pri katerih sta obremenitev F in dolžina L odtisa trupa nad mejnimi vrednostmi (L'_T, F'_T). Te vrednosti so za celotno meritev kubično interpolirane ter glajene z Butterworth nizkopasovnim filtrom. Stopnji zaupanja (χ_F, χ_L) v kot popravljanja α sta določeni z enačbo (3.22).

$$\begin{aligned} \chi_F &= \frac{F - F_{min}}{F_{max} - F_{min}} \\ \chi_L &= \frac{L - L_{min}}{L_{max} - L_{min}} \end{aligned} \quad (3.22)$$

Z enačbo (3.23) je končna vrednost kota α' prilagojena z upoštevanjem konstantnega deleža kota α ter variabilnega deleža kota α , ki je določen upoštevajoč stopnji zaupanja χ_F in χ_L .

$$\alpha' = \alpha \left(\frac{1}{2} + \frac{1}{2} \chi_F \chi_L \right) \quad (3.23)$$

Vrednost kota α' je podobno kot v prejšnjem primeru uporabljena za transformacijo rotacijske matrike IME na trupu in ponoven izračun kotov φ , ϑ in ψ , ki ponovno opisujejo posodobljeno, točnejšo tridimenzionalno orientacijo trupa dojenčka na merilni podlogi.

Na tem mestu je potrebno omeniti, da je možna tudi implementacija iterativnega popravljanja določitve orientacije trupa, ki bi v nekaj korakih konvergirala k pravi orientaciji. Tak pristop bi dvignil kakovost obdelave predvsem v primeru večjih (ekstremnih) izmikov IME iz osnovne lege. Takrat se namreč lahko zgodi, da določeno območje verjetne lege po rotaciji podatkov glede na orientacijo IME ne pokrije nujno celotnega odtisa trupa. Izguba dela informacij ob pomanjkanju dela odtisa trupa lahko torej pokvari določitev orientacije. V

predstavljenem primeru tak koncept ni bil implementiran ob predpostavki, da so izmiki IME iz osnovne lege med meritvijo manjši od 45° .

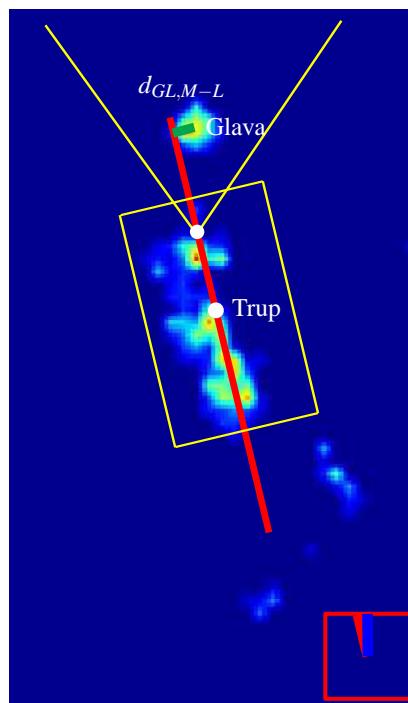
Predstavljena pristopa imata prednosti in slabosti. Glavna pomanjkljivost obdelave v realnem času so predvsem omejitve zaradi nekaterih predhodno nastavljenih pragov, ki lahko vplivajo tudi na kakovost rezultatov. To kljub temu ni moteče, saj je osnovni cilj obdelave v realnem času zgolj pridobitev osnovnih informacij o gibanju in odzivih otrok, ki jih lahko uporabimo za sprotno prilagajanje vadbe in ne izračun vseh parametrov motoričnih sposobnosti. Osnovna slabost naknadne obdelave podatkov je pomanjkanje takojšnje informacije, največje prednosti pa so večja prilagodljivost, občutljivost, natančnost in robustnost sistema. Možna pomanjkljivost obeh pristopov bi lahko bila omejitev zgornje meje izmika IME iz osnovne lege, ki pa v predstavljeni aplikaciji ni problematična.

3.3 Senzorno podprt računalniški model za analizo in oceno gibanja glave dojenčka

Uspešna določitev tridimenzionalne orientacije otroka na merilni podlogi omogoča nadaljevanje obdelave senzornih podatkov. Najprej je izvedeno iskanje in prepoznavanje slikovnih točk odtisa trupa, ki je zasnovano podobno kot ob določanju smeri odtisa trupa (glej poglavje 3.2) ter upošteva položaj točke COP, predhodno nastavljene dolžine in prilagoditev upoštevajoč popravljeno orientacijo trupa (glej sliko 3.8).

Določitev odtisa trupa in združitev preostalih slikovnih točk v povezane objekte omogoči nadaljnjo obdelavo v smeri analize gibanja glave dojenčka, ki pa se izvaja zgolj, kadar je otrok v hrbtnem ali delno bočnem položaju. Kadar otrok leži na trebuhi, je iskanje glave nemogoče zaradi vpliva pojavljanja odtisov rok in dlani. V namen analize gibanja glave je bil zasnovan namenski senzorno podprt računalniški model, v katerem je iskanje odtisa glave na merilni podlogi izvedeno s tremi algoritmi in sicer algoritmom zornega kota, algoritmom sledenja gibanju odtisa glave ter z metodo analize dvodimenzionalnega intenzitetnega profila.

Postopek iskanja se začne z algoritmom zornega kota, ki izbere primerne odtise v bližini približnega položaja ram. Kadar je odtis glave najden uspešno, je algoritem sledenja gibanju odtisa glave uporabljen za obdelavo podatkov naslednjih časovnih trenutkov vse do naslednjega dviga glave (odtis glave izgine) ali povezovanja odtisov trupa in glave (prevelika dolžina odtisa trupa). V prvem primeru se postopek sledenja gibanju odtisa glave ponastavi



Slika 3.8: Iskanje odtisa glave na merilni podlogi. Prikazan je rezultat postopka obdelave senzornih podatkov ob iskanju odtisa glave, pri čemer rumeni pravokotnik in rumeni črti označujejo področji iskanja odtisa trupa in glave. Ocena orientacije trupa v ravnini merilne podlage s podatki IME je predstavljena z modro črto desno spodaj, rdeča črta pa prikazuje popravljeno, izboljšano orientacijo, določeno s kombinacijo podatkov IME in merilne podlage. Temno zelena črta označuje pravokotno oddaljenost odtisa glave od Ca-Cr osi trupa. Beli točki označujeta pozicijo točke COP ter začetno točko iskanja odtisa glave z algoritmom zornega kota.

in iskanje glave se nadaljuje z algoritmom zornega kota. V drugem primeru bi uporaba sledenja gibanju odtisa glave zaradi povezave odtisov trupa in glave sčasoma rezultirala v pobegu koordinat glave proti položaju COP trupa. Zatorej je v tem primeru uporaba algoritma sledenja gibanju odtisa glave opuščena in za iskanje odtisa glave je uporabljena metoda analize dvodimenzionalnega intenzitetnega profila. Ko pride do ponovne ločitve odtisov trupa in glave, se iskanje odtisa glave nadaljuje z algoritmom zornega kota.

3.3.1 Algoritem zornega kota

Algoritem zornega kota deluje tako, da najprej določi točko na odtisu otrokovega trupa, ki ustreza približnemu položaju prsnega koša dojenčkovega odtisa na merilni podlogi (glej

sliko 3.8). Ta točka je določena z upoštevanjem položaja točke COP, orientacije trupa in bližne razdalje med otrokovim trebuhom in ramenskim obročem. Nadalje algoritom določi območje adaptivno nastavljenega zornega kota in poišče vse pritiskovne odtise znotraj tega območja. Območje zornega kota je sicer v prvem koraku omejeno v smereh 50° levo in desno od orientacije trupa na merilni podlogi, ta kot pa je kasneje za obe stranici adaptivno prilagojen upoštevajoč orientacijo trupa ter položaj glave glede na smer trupa. Otroci v delno bočnem položaju namreč običajno izmaknejo glavo iz središčne lege nazaj precej bolj kot v povsem hrbtnem položaju levo in desno, kar narekuje uporabo večjega kota iskanja in spremembe smeri stranic območja. Velikost kota iskanja je navzgor smiselnou omejena, dodatno so omejene tudi spremembe smeri stranic, saj bi v primeru prevelikega kota algoritom lahko namesto odtisa glave zaznal odtis ene od rok.

V nadaljevanju je odtis glave prepoznan kot odtis z največjo obremenitvijo, čigar velikost je manjša od 500 slikovnih točk in oddaljenost težišča do položaja ramenskega obroča manjša od 30 slikovnih točk. Odtisi z minimalnimi površinami in obremenitvami v tem izboru niso upoštevani. To pripomore k zagotavljanju robustnosti sistema in preprečuje morebitno napako v interpretaciji in identifikaciji. Koordinate odtisa glave so določene kot težišče izbranega odtisa.

3.3.2 Algoritem sledenja gibanju odtisa glave

Algoritem sledenja gibanju odtisa glave temelji na predpostavki, da imajo premiki glave omejeno hitrost gibanja oziroma omejeno dinamiko. Čim algoritem zornega kota uspešno določi položaj odtisa glave, se aktivira algoritem sledenja gibanju odtisa glave in koordinate odtisa glave v tem časovnem trenutku so uporabljene za analizo senzornih podatkov naslednjega časovnega trenutka. V naslednjem koraku, torej med obdelavo podatkov naslednjega časovnega trenutka, je za iskanje odtisa glave uporabljeno kvadratno območje verjetnega položaja, ki je določeno upoštevajoč predhodno določene velikosti in zadnje koordinate odtisa glave prejšnjega časovnega trenutka. Izračunano je središče tlaka odtisa slikovnih točk znotraj omenjenega območja, ki zaradi predpostavke o omejeni dinamiki gibanja glave predstavlja kar koordinate odtisa glave tega časovnega trenutka.

V kolikor odtis glave znotraj območja izgine, oziroma je njegova obremenitev minimalna, pri čemer odtisa glave in trupa nista povezana, sta obe koordinati postavljeni na vrednost 0 in to označuje dvig glave. V kolikor se odtisa glave in trupa povežeta, se algoritem sledenja gibanju odtisa glave izklopi in postopek iskanja glave se nadaljuje z metodo analize

dvodimenzionalnega intenzitetnega profila.

3.3.3 Metoda analize dvodimenzionalnega intenzitetnega profila

Kadar je a) dolžina odtisa trupa daljša kot predhodno nastavljen prag razdalje zadnjice do ramenskega obroča, ki je prilagojen upoštevajoč orientacijo okoli Ca-Cr osi (kot φ) in b) algoritem zornega kota ne najde odtisa glave, metoda analize dvodimenzionalnega intenzitetnega profila situacijo prepozna kot povezanost oziroma združitev odtisov trupa in glave. To se običajno dogodi, kadar ima otrokovo oblačilo kapuco ali občasno, kadar otrok prične s počasnejšim dvigom glave.

V opisanih primerih je najprej izračunan intenzitetni profil podatkov v longitudinalni (Cr-Ca) osi odtisa trupa. Položaj prvega vrha intenzitetnega profila v smeri od glave proti zadnjici je določen kot prva, vertikalna koordinata odtisa glave. Nadalje je izračunan prečni intenzitetni profil podatkov, ki se nahajajo v bližini že izračunane koordinate glave. Položaj vrha tega intenzitetnega profila določa drugo, horizontalno koordinato odtisa glave (glej sliko 3.9).

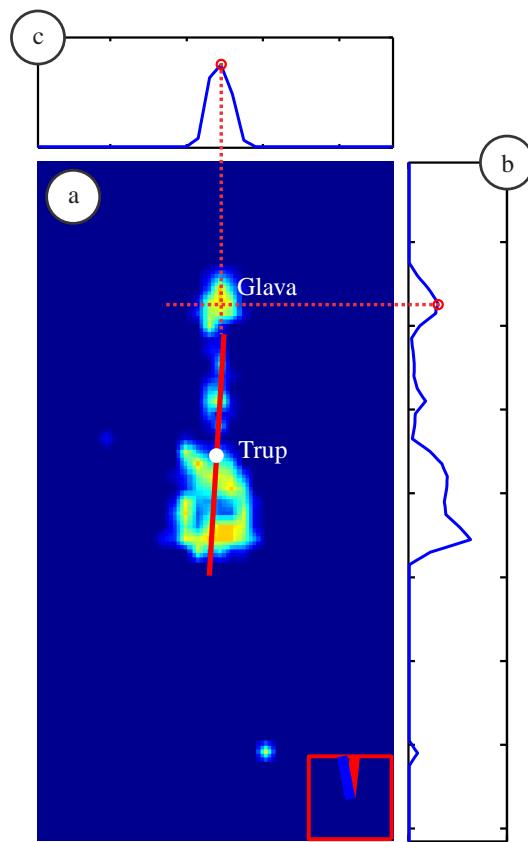
V nadaljevanju je upoštevajoč orientacijo trupa izračunana pravokotna razdalja med točko COP in položajem glave, ki označuje odmak glave iz središčne lege trupa v medio-lateralni osi $d_{GL,M-L}$ (glej sliko 3.8). Negativne in pozitivne vrednosti parametra označujejo odmak glave proti desni oziroma levi strani telesa, do česar pride, kadar otrok glavo oziroma pogled obrne proti levi oziroma desni strani.

3.4 Ocena parametrov motoričnih sposobnosti

V tem podoglavlju so predstavljeni pristopi in metode obdelave senzornih podatkov za oceno parametrov motoričnih sposobnosti, ki pripomore k celovitemu opisu vzorcev psihofizičnega razvoja otrok. V tem smislu ocena parametrov sosledno zajema področja gibanja trupa, rok in glave. Temu sledi opis analize prijemanja in igranja z igračo ter ocena stabilnosti telesne drže.

3.4.1 Analiza gibanja trupa

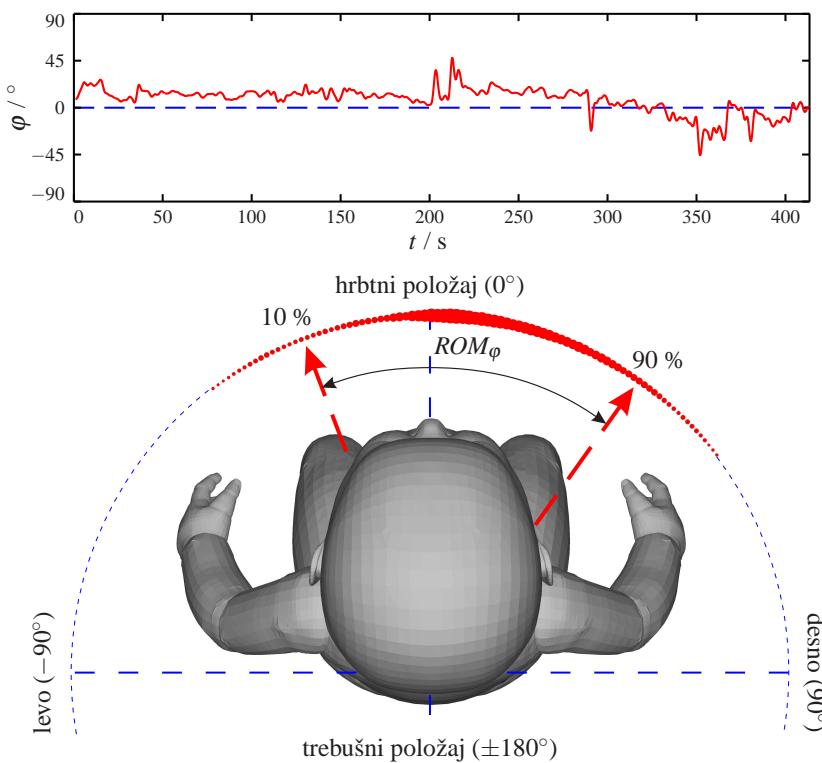
Analiza gibanja trupa se v tem kontekstu osredotoča predvsem na ocenjevanje aktivnosti v smislu rotacije oziroma obračanja trupa okoli Ca-Cr osi. Usvojitev teh gibov je za po-



Slika 3.9: Iskanje odtisa glave z metodo analize dvodimenzionalnega intenzitetnega profila. Podani so primer podatkov merilne podlage ob združitvi odtisov glave in trupa (a), vertikalni (b) in horizontalni (c) intenzitetni profil pritiskovnega odtisa. Bela točka označuje pozicijo točke COP. Črtkani črti predstavljata princip določitve položaja odtisa glave. Ocena orientacije trupa v ravnini merilne podlage s podatki IME je predstavljena z modro črto desno spodaj, cela rdeča črta pa prikazuje popravljeno, izboljšano orientacijo, določeno s kombinacijo podatkov IME in merilne podlage.

tek otrokovega psihofizičnega razvoja izredno pomembna, saj neposredno vpliva na velikost otrokovega delovnega prostora in lahko s tem pogojuje otrokovo interakcijo z bližnjim okoljem.

Za analizo gibov obračanja trupa so potrebni podatki o orientaciji trupa, določeni z združevanjem podatkov IME in merilnih podlog (glej podpoglavlje 3.2). V postopku analize so uporabljeni podatki kota φ za trajanje celotne meritve. Razpon kota φ je 360° , pri čemer lahko v tem smislu orientacijo okoli Ca-Cr osi trupa v grobem ločimo na hrbtni in trebušni položaj (glej sliko 3.10). V prvem koraku obdelave so podatki kota za eno meritve najprej preoblikovani z izračunom histograma, čemur sledi predstavitev vrednosti v obliki



Slika 3.10: **Določitev razpona obračanja trupa okoli Ca-Cr osi.** Zgornji del slike prikazuje primer podatkov kota φ , ki opisuje orientacijo okoli kaudokranialne (Ca-Cr) osi trupa. Rdeča in modra krivulja označuje podatke kota zasuka φ in povsem hrbtni položaj ($\varphi = 0^\circ$). Spodnji del slike predstavlja krožno predstavitev histograma podatkov kota φ , pri čemer je posebej označen postopek določitve razpona zasuka (ROM_φ) s pripadajočima položajema 10-ega in 90-ega percentila podatkov.

krožnega grafa (glej sliko 3.10). Pogosteje, bolj zastopane vrednosti kota φ so predstavljene z debelejšimi pikami, kar terapevtom lahko omogoči zanesljiv, enostaven vpogled v otrokovo telesno držo in gibanje med izvajanjem vadbe oziroma posamezne meritve. Temu sledi izračun dveh predlaganih numeričnih parametrov, ki omogočata precej enostavnejšo interpretacijo obračanja trupa.

Razpon obračanja trupa ROM_φ (angl. Range-of-Motion) je določen kot krožna razdalja med 10-im in 90-im percentilom podatkov kota φ in opisuje otrokovo zmožnost obračanja trupa. 10-i in 90-i percentil sta izbrana namesto 0-tega in 100-tega v namen izogibanja nenatančnosti zaradi a) morebitnih premikov IME na trupu, ki niso posledica dejanskih gibov trupa in b) morebitnih popačenj v podatkih kota φ , ki niso bili odstranjeni s postopkom glajenja podatkov.

Povprečna hitrost obračanja trupa \bar{v}_φ je izračunana kot prepotovana pot okoli Ca-Cr osi oziroma vsota absolutnih sprememb kota φ , normirana upoštevajoč trajanje izvajanja določene vadbe oziroma posamezne meritve. Parameter ocenjuje stopnjo otrokove aktivnosti.

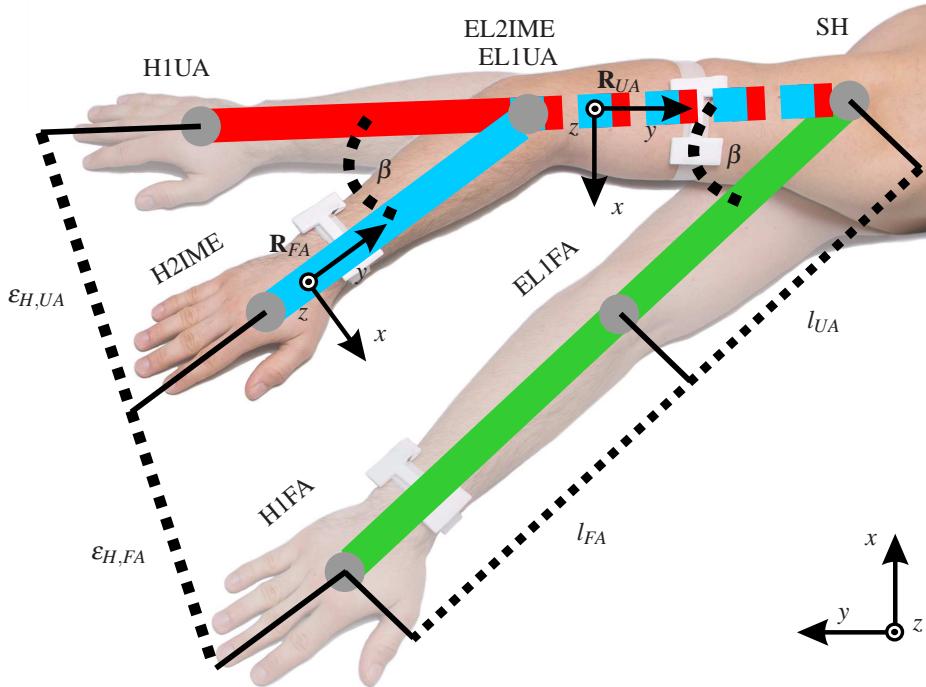
3.4.2 Ocena lege in gibanja rok

Ocena lege in gibanja rok predstavlja naslednji vidik ocenjevanja motoričnih sposobnosti in je pomemben dodatek k analizi telesne drže. V tem kontekstu analiza med drugim zajema predvsem opis aktivnosti rok v smislu določitve velikosti delovnega prostora, gladkosti in povprečne hitrosti gibov. Ti parametri ponovno neposredno pogojujejo interakcijo otroka z bližnjim okoljem.

Določitvi posodobljene, točnejše tridimenzionalne orientacije trupa, izražene glede na orientacijo referenčne IME znotraj igralnice ${}^{ref}\mathbf{R}_T$ in določene z združevanjem podatkov IME in meritnih podlog (glej podpoglavlje 3.2) lahko sledita dva možna načina analize gibanja in lege rok. Kinematiko rok je namreč možno določiti glede na orientacijo trupa ali pa glede na orientacijo igralnice. S prvo je možno izolirati in posebej oceniti zmogljivosti rok posameznega otroka, druga pa kombinirano opisuje zmogljivosti rok in trupa ter tako lahko pripomore k interpretaciji odzivov na vzpodbujanje z igralnico CareToy.

V osnovi je človeška roka lahko predstavljena kot dvosegmentni mehanizem, kar pomeni, da je za popolno določitev kinematike roke potrebno poznati orientaciji obih segmentov in pripadajoče dolžine (glej sliko 3.11). V tem smislu predvidevamo, da sta na vsako otrokovo roko (A, angl. Arm) nameščeni dve IME (glej sliko 3.11) in sicer ena na podlakt (FA, angl. Forearm) in ena na nadlakt (UA, angl. Upper Arm). Orientacija posamezne IME je določena z UKF in sicer podobno kot ocena orientacije IME na trupu, opisana v podpoglavlju 3.1. Popravljanje orientacije IME na rokah z združevanjem podatkov IME in meritnih podlog ni potrebno zaradi primernejše zasnove silikonskih zapestnic za roke. Manjši odmik orientacije IME glede na orientacijo segmenta je sicer vseeno možen in se v podobnih aplikacijah določa z vnaprej določenimi gibi ter primerno metodologijo [74]. V meritvah dojenčkov je vsakokratna predhodna uporaba takih gibov težko izvedljiva, neskladje orientacij pa je ob priporočeni večji pazljivosti pri nameščanju zapestnic običajno zanemarljivo.

V primeru ocene kinematike roke glede na trup sta torej s premultiplikacijo (3.24) orientaciji nadlakti (${}^T\mathbf{R}_{UA}$) in podlakti (${}^T\mathbf{R}_{FA}$) izraženi glede na določeno popravljeno orientacijo oziroma KS trupa (T). V (3.24) \mathbf{R} predstavlja rotacijsko matriko, medtem ko E in A



Slika 3.11: **Ocena kinematike človeške roke.** Predstavljene so možnosti ocene kinematike roke z uporabo dveh IME na eni roki (modre črte), zgolj ene IME na nadlakti (rdeče črte) in zgolj ene IME na podlakti (zelene črte). SH, EL in H označujejo položaje rame (ang: Shoulder), komolca (ang: Elbow) in dlani (ang: Hand). β označuje kot v komolcu, l_{UA} in l_{FA} pa dolžini nadlakti in podlakti. Razdalji oziroma napaki določitve pozicije zaradi poenostavitev merilnega sistema z uporabo zgolj ene IME na nadlakti oziroma podlakti sta označeni z $\epsilon_{H,UA}$ oziroma $\epsilon_{H,FA}$. \mathbf{R}_{UA} in \mathbf{R}_{FA} označujeta koordinatna sistema nadlakti (UA) in podlakti (FA).

označujeta KS Zemlje in segmentov roke (UA in FA).

$${}^T \mathbf{R}_A = {}^T \mathbf{R}_E \cdot {}^E \mathbf{R}_A \quad (3.24)$$

Položaja komolca (\mathbf{p}_{EL}) in dlani (\mathbf{p}_H), torej celotna kinematika roke, sta določena s (3.25), upoštevajoč orientaciji nadlakti (${}^T \mathbf{R}_{UA}$) in podlakti (${}^T \mathbf{R}_{FA}$) ter vektorja dolžin posameznih segmentov ($\mathbf{l}_{UA} = [0, l_{UA}, 0]^T$, $\mathbf{l}_{FA} = [0, l_{FA}, 0]^T$). l_{UA} in l_{FA} predstavljata dolžini nadlakti in podlakti.

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_{EL} &= {}^T \mathbf{R}_{UA} \cdot \mathbf{l}_{UA} \\ \mathbf{p}_H &= \mathbf{p}_{EL} + {}^T \mathbf{R}_{FA} \cdot \mathbf{l}_{FA} \end{aligned} \quad (3.25)$$

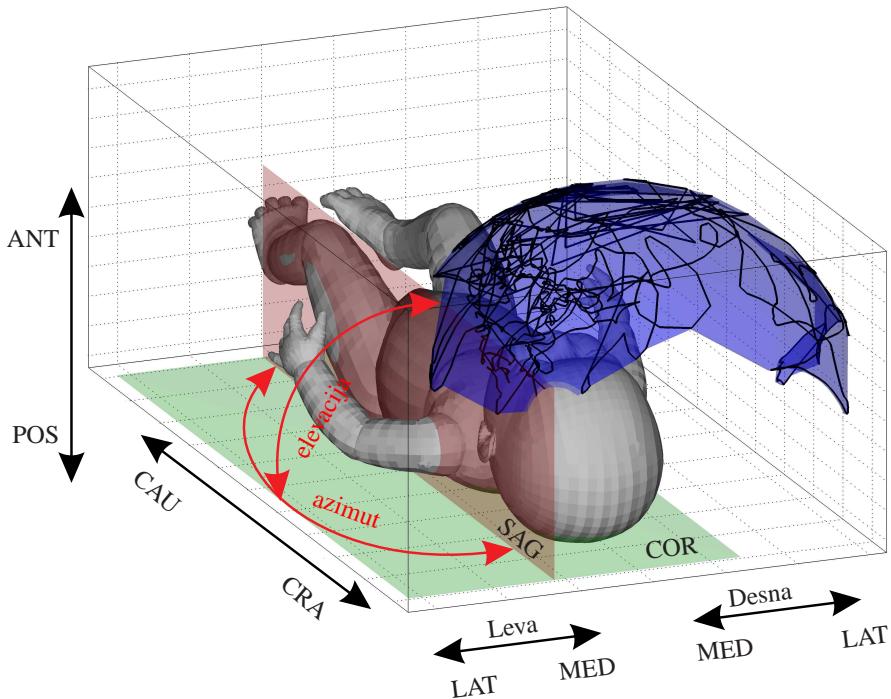
Uporabljeni sistem za vadbo otrok mora biti preprost, neintruziven in imeti čim manj senzorjev, ob tem pa zagotavljati primerno robustnost, zanesljivost in potrebno natančnost. V smislu poenostavitev sistema se zato predvideva možnost uporabe zgolj ene IME na vsaki roki, bodisi namestitev na podlakti, bodisi na nadlakti, s čimer bi bila določena poenostavljena kinematika roke (glej sliko 3.11). Posledično se ${}^T \mathbf{R}_{UA}$ in ${}^T \mathbf{R}_{FA}$ v (3.25) spremenita v ${}^T \mathbf{R}_A$ v (3.26), kjer A glede na uporabljeno poenostavitev sistema predstavlja bodisi KS nadlakti, bodisi KS podlakti. Orientacijo podlakti je glede na KS trupa poleg različice z rotacijsko matriko možno opisati tudi z izračunom kotov azimuta in elevacije. Azimut označuje kot med projekcijo vektorja podlakti na koronalno ravnino trupa (COR) in otrokovo sagitalno ravnino (SAG), elevacija pa je kot med smernim vektorjem podlakti in otrokovo koronalno ravnino (glej sliko 3.12). Vrednosti azimuta in elevacije so posebej izračunane za levo in desno roko, pri čemer so smeri KS za obe roki zrcaljene preko sagitalne ravnine trupa (glej glej sliko 3.12). To je potrebno za enostavnejšo primerjavo kasneje izračunanih parametrov motoričnih sposobnosti leve in desne roke.

$$\mathbf{p}_H = {}^T \mathbf{R}_A \cdot (\mathbf{l}_{UA} + \mathbf{l}_{FA}) \quad (3.26)$$

Komolec je tečajast sklep z eno prostostno stopnjo, ki omogoča gibe fleksije (angl. Flexion) in ekstenzije (angl. Extension) podlakti, določene s kotom v komolcu β (3.11). Poenostavitev senzorno podprtega sistema v smislu uporabe zgolj ene IME na vsaki roki predvidoma pomeni netočno določitev kota v komolcu in posledično napako določitve kinematike roke, ki je lahko opisana s (3.27). $\varepsilon_{H,UA}$ in $\varepsilon_{H,FA}$ predstavljata napaki (razdalji) določitve pozicije dlani za primera namestitve zgolj ene IME na nadlakti oziroma podlakti. Odvisnost napake je v bistvu različica kosinusnega izreka, pri čemer je napaka določitve odvisna od dolžin segmentov roke in kota v komolcu β .

$$\begin{aligned} \varepsilon_{H,UA} &= l_{FA} \cdot \sqrt{2 - 2 \cdot \cos \beta} \\ \varepsilon_{H,FA} &= l_{UA} \cdot \sqrt{2 - 2 \cdot \cos \beta} \end{aligned} \quad (3.27)$$

Na podlagi določene kinematike roke je možno oceniti več parametrov motoričnih sposobnosti rok. Delovni prostor roke je določen s parametromi normirane površine [108] in normirane prostornine. Ob uporabi dveh IME na roki je najprej potrebna transformacija koordinat dlani za celotno meritev iz kartezičnega v sferični KS. Zaradi spremenljajočih se



Slika 3.12: **Določitev delovnega prostora roke.** Predstavljen je tridimenzionalni model otroka s prikazom koncepta določitve kotov azimuta in elevacije s pomočjo sagitalne (SAG, rdeča ploskev) in koronalne ravnine (COR, zelena ploskev). Črna črta označuje potek ocenjenih koordinat dlani glede na KS trupa, temno modra ploskev pa označuje ocenjeno konkavno površino delovnega prostora. Krepko obarvane črne črte označujejo anteriorno (ANT), posteriorno (POS), kaudalno (CAU) in kranialno (CRA) smer. Lateralna (LAT) in medialna (MED) smer sta prikazani za levo (Leva) in desno (Desna) roko.

vrednosti radija je z metodo najmanjših kvadratov [109] najprej določen optimalni radij delovnega prostora, zatem pa izvedena še povratna transformacija koordinat. Ob uporabi zgolj ene IME je orientacija roke predstavljena zgolj z enim segmentom, pri čemer zaradi konstantne razdalje dlani do ram opisane transformacije niso potrebne.

Površina delovnega prostora P_{del} je izračunana z metodo alfa oblik (angl. Alpha Shapes), ki iz kinematičnih podatkov rok določi konkavni poligon objekta in pripadajočo površino [110] (glej sliko 3.12). Normiranje na površino sprednje hemisfere, ki predstavlja maksimalno možno površino, izloči vpliv merilnih napak dolžin segmentov roke in omogoči medsebojno primerjavo več otrok.

Prostornina delovnega prostora V_{del} je izračunana z uporabo Delaunayeve triangulacije [105] in algoritma za izračun konveksnega poligona objekta (angl. Quickhull) [111].

Izračunana prostornina je ponovno normirana na prostornino sprednje hemisfere.

Poleg določitve kinematike je s (3.28) možno določiti tudi **hitrost dlani** \mathbf{v}_H . V (3.28) ω_{UA} in ω_{FA} označujeta vektorja kotne hitrosti nadlakti in podlakti, \mathbf{r}_{UA} in \mathbf{r}_{FA} pa predstavlja smerne vektorja nadlakti (od ram do komolca) in podlakti (od komolca do dlani). Kotne hitrosti in pospeški posameznih segmentov so izmerjeni z žiroskopom in pospeškometrom IME na nadlakti oziroma podlakti ter so izraženi v referenčnem KS igralnice.

$$\mathbf{v}_H = \omega_{UA} \times (\mathbf{r}_{UA} + \mathbf{r}_{FA}) + (\omega_{FA} - \omega_{UA}) \times \mathbf{r}_{FA} \quad (3.28)$$

V primeru uporabe zgolj ene IME na vsaki roki je iz vidika določitve hitrosti dlani bolj smiselna uporaba zgolj podatkov IME na podlakti, saj je bližje končni točki roke. V tem primeru je \mathbf{v}_H določena kot vektorski produkt kotne hitrosti ω_{FA} in smernega vektorja podlakti \mathbf{r}_{FA} . \mathbf{v}_H je glajena z mejno frekvenco 6 Hz [9, 112].

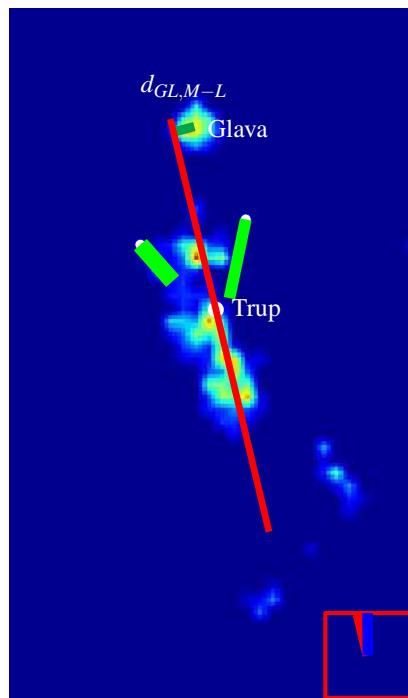
Hitrost dlani je med drugim posebej primerna za ocenjevanje gladkosti gibov, pri čemer se kot najprimernejši parameter izkaže izračun **dolžine spektralnega loka** (*SAL*, angl. Spectral Arc Length) [113]. *SAL* je izračunan s (3.29), kjer sta $V(w)$ Fourierjev spekter hitrosti \mathbf{v}_H , $[0, w_c]$ pa frekvenčni pas izvedenega giba [114].

$$\begin{aligned} SAL &= - \int_0^{w_c} \sqrt{\left(\frac{1}{w_c}\right)^2 + \left(\frac{d\hat{V}(w)}{dw}\right)^2} dw \\ \hat{V}(w) &= \frac{V(w)}{V(0)} \end{aligned} \quad (3.29)$$

Dinamični pospešek dlani a_H (angl. Dynamic Acceleration) je določen kot razlika vektorjev pospeška in gravitacije, obeh izraženih v enakem KS in določenih z IME na podlakti. Odvod pospeška j_H (angl. Jerk) je izračunan kot prvi odvod dinamičnega pospeška. Izbrani parametri so $a_{H,RMS}$, $j_{H,RMS}$ in $|j_H|$. Hitrost dlani \mathbf{v}_H je lahko določena z integriranjem dinamičnega pospeška dlani, vendar je zaradi manjšega odmika podatkov od ničle, do katerega pride zaradi ne povsem točne ocene orientacije in posledičnega odštevanja gravitacije, tako določena hitrost dlani podvržena lezenju. Tak pristop je zato primeren zgolj za izračun hitrosti dlani med gibanjem rok krajšega trajanja, kot so seganje s ciljem prijemanja in podobni gibi. Pasovni filter je potreben za odstranitev nizkih frekvenc in lezenja.

V primeru ocene kinematike roke glede na igralnico obdelavi ter združevanju podatkov IME in pritiskovnih merilnih podlog (glej podpoglavlja 3.1, 3.2, 3.3) sledi postopek ocene položaja ram na merilni podlogi. Ta je izведен upoštevajoč položaj ramenskega obroča,

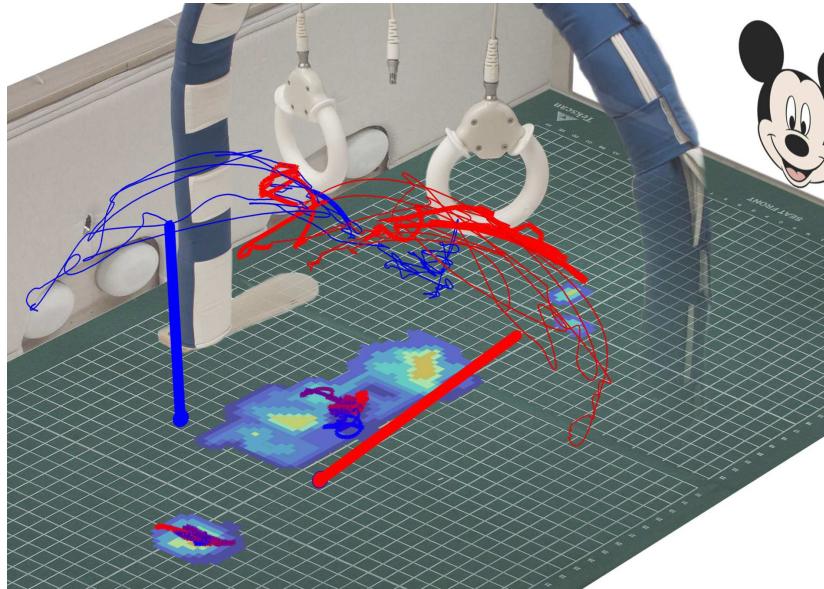
določitev katerega je opisana v podpoglavlju 3.3, predhodno določene dolžine in točno tridimenzionalno orientacijo trupa (glej podpoglavlje 3.2). S kombinacijo podatkov IME in meritnih podlog je možno zaznati aktivnost obračanja, fleksije in ekstenzije trupa in glede na to posledično primerno popraviti določene položaje ram. Glede na trenutno aktivnost je določitev koordinat prilagojena tako v lateralno-medialni smeri (oddaljenost od sagitalne ravnine), kot tudi v kaudalno-kranialni smeri (oddaljenost od točke središča tlaka COP). Kadar je to možno, je na podatkih meritnih podlog izvedena analiza dvodimenzionalnega intenzitetnega profila, podobno kot v [86], s čimer je možno oceniti položaj koordinat na meritni podlogi. Ta pristop izboljša natančnost določitve položaja ram in je predvsem pomemben v primeru izrazite aktivnosti obračanja trupa.



Slika 3.13: Sprotni prikaz rezultatov obdelave podatkov. Prikazani so obdelani podatki pritiskovne meritne podlage z označeno orientacijo trupa (rdeča črta), položajem odtisa glave ter položajem odtisa trupa. Temno zelena črta označuje pravokotno oddaljenost odtisa glave od Ca-Cr osi trupa, svetlo zeleni črti pa prikazujeta ocenjeno lego rok, predpostavljenih kot enosegmentni mehanizem, znotraj igralnice. Bela točka označuje položaj točke COP.

Določitvi položaja ram sledi določitev kinematike rok s (3.24, 3.25 oziroma 3.26), pri čemer so sedaj orientacije namesto v KS trupa izražene v referenčnem KS igralnice. Upoštevajoč položaj ram in orientacijo trupa znotraj igralnice lahko ocenimo položaj dlani in komolca znotraj igralnice za primera uporabe dveh ali zgolj ene IME na vsaki roki. Oce-

njeno lego rok znotraj igralnice je poleg ostalih izračunanih rezultatov, kot so orientacija trupa, položaj glave in točka COP možno izrisati v kombinaciji z obdelanimi podatki merilnih podlog za vsak časovni trenutek obdelave (glej sliko 3.13). Dodatno je možen tudi izris gibanja položaja dlani za celotno meritev v kombinaciji z gibanjem točke COP in položaja glave za celotno meritev (glej sliko 3.14). To lahko omogoči lažjo interpretacijo dogajanja znotraj igralnice med meritvijo in dodaten vpogled v otrokove odzive na vadbo.



Slika 3.14: **Lega in gibanje rok znotraj igralnice.** Prikazan je primer odtisa dojenčkovega telesa na pritiskovni merilni podlogi znotraj igralnice CareToy. Kompozitni sliki so dodani še primeri gibanja točke COP, gibanja težišča odtisa glave ter z ravno modro in rdečo črto orientaciji obeh rok. Modra in rdeča krivulja prikazujeta gibanje koordinat leve in desne roke znotraj igralnice CareToy, pri čemer odebeleni deli krivulj označujejo interval interakcije z igračo. Slika je objavljena z dovoljenjem avtorjev [69].

Na podlagi podatkov o položaju dlani za celotno meritev je možno določiti **prostornino dosegljivega prostora** V_{dos} . Prostornina konkavnega poligona je izračunana z metodo alfa oblik [108, 110], prostornina konveksnega poligona pa z Delaunayevou triangulacijo [105] in algoritmom za izračun konveksnega poligona objekta [111]. Glede na to, da so koordinate rok sedaj izražene relativno glede na merilno podlogo in ne glede na trup, določitev optimalnega radija in transformacije KS niso potrebne. Izračun površine dosegljivega prostora zaradi povsem naključne in nepravilne oblike dosegljivega prostora ni smiseln.

Prepotovana pot dlani znotraj igralnice $s_{H,CT}$ je določena s (3.30), kjer je n število vzorcev, x_H , y_H in z_H pa koordinate rok.

$$s_{H,CT} = \sqrt{\sum_{i=2}^n \sqrt{(x_{H,i} - x_{H,i-1})^2 + (y_{H,i} - y_{H,i-1})^2 + (z_{H,i} - z_{H,i-1})^2}} \quad (3.30)$$

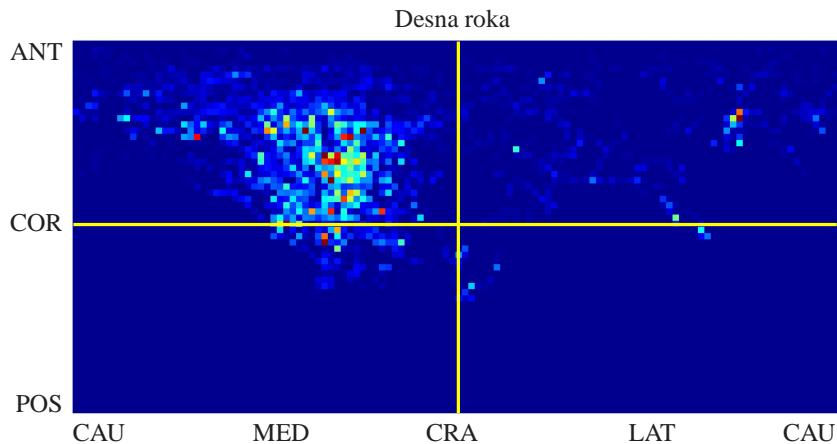
Povprečna hitrost dlani znotraj igralnice $v_{H,CT}$ je izračunana kot normirana prepotovana pot, upoštevajoč trajanje meritve, saj to omogoči medsebojno primerjavo obeh rok, različnih meritev in različnih otrok.

3.4.3 Ocena orientacije podlakti

Ocena orientacije podlakti predstavlja naslednji del analize motoričnih sposobnosti dojenčkov in je prav tako pomembna za opis odzivov na dražljaje iz okolja. Predlagana je nova metoda določitve zemljevida orientacije podlakti, ki predstavlja poenostavitev metod ocenjevanja lege rok, opisanih v podpoglavlju 3.4.2. Metoda sestoji iz več korakov in uporablja podatke IME na podlakti ter izboljšano orientacijo trupa, določeno z združevanjem podatkov IME in merilnih podlog.

V prvem koraku je orientacija obeh podlakti določena glede na KS trupa, temu pa sledi preračun kotov azimuta in elevacije (glej sliko 3.12 in podpoglavlje 3.4.2). V namen poenostavitev analize je zatem velika količina podatkov zmanjšana z združevanjem podatkov v skupine področij velikosti $3^\circ \times 3^\circ$, s čimer je določena ločljivost posamezne osi 3° . Sledi transformacija predstavitve podatkov o orientaciji iz prostorske (sferične, glej sliko 3.12) v ravninsko (planarno, glej sliko 3.15).

Podatki o orientaciji so izrisani v smislu zemljevida orientacije podlakti, pri čemer so vrednosti kotov azimuta in elevacije izrisane na horizontalni in vertikalni osi (glej sliko 3.15). Naraščajoče vrednosti azimuta zaporedoma opisujejo kaudalno (CAU), medialno (MED), kranialno (CRA), lateralno (LAT) in ponovno kaudalno (CAU) smer (glej sliko 3.12). Vrednosti elevacije z naraščanjem opisujejo smeri od posterorne (POS) do anterorne (ANT), pri čemer prečkajo orientacijo, kjer je smerni vektor podlakti vzporen s koronalno ravnino otroka (COR). Temu sledi segmentacija zemljevida orientacije podlakti na štiri osnovne kvadrante in ločen izris za desno in levo roko, pri čemer lahko planarna predstavitev orientacij terapevtom nudi hiter vpogled v aktivnost podlakti, stopnjo simetrije gibov in držo rok med izvajanjem vadbe. Slika 3.15 prikazuje rezultate meritve otroka v hrbtnem položaju med prijemanjem igrače na loku in kaže, da je otrok desno roko večinoma držal v anteromedialni smeri. V zadnjem koraku so na podlagi pridobljenih podatkov določeni numerični parametri, ki služijo za statistično analizo motoričnih sposobnosti.



Slika 3.15: **Določitev zemljevida orientacije podlakti.** Slika prikazuje koncept določitve zemljevida orientacij podlakti desne roke z uporabo podatkov kotov azimuta in elevacije. CAU, MED, CRA, LAT, ANT in POS označujejo kaudalno, medialno, kranialno, lateralno, anteriorno in posteriorno smer, COR pa predstavlja smer, ki je vzporedna s koronalno ravnino trupa.

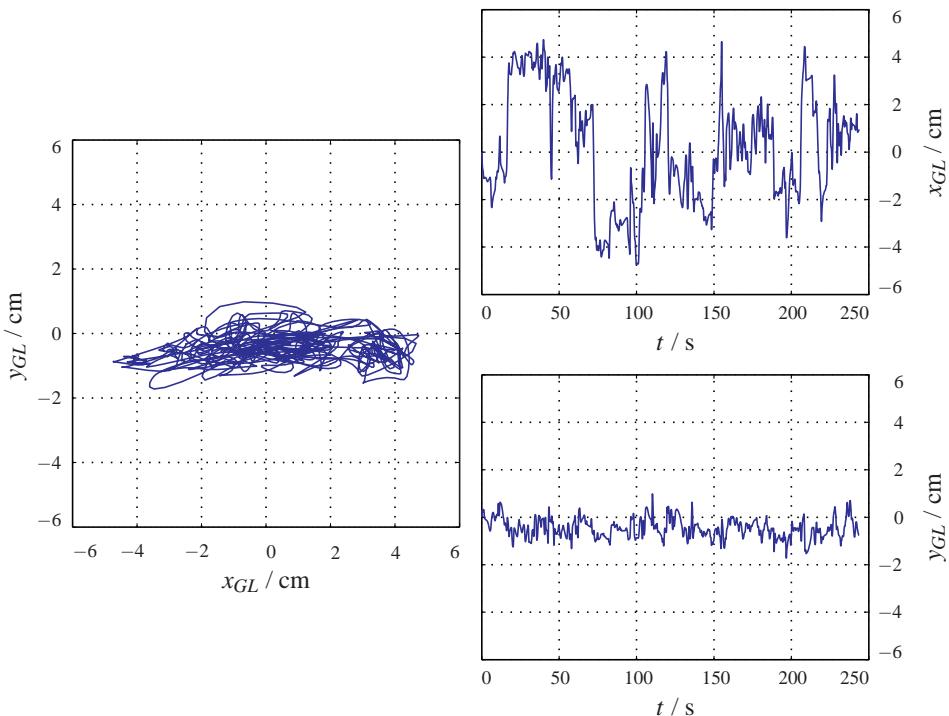
MED FA intenzivnost I_{MED} (intenziteta, angl. Intensity) opisuje prevladujočo orientacijo podlakti in je izračunana kot odstotek trajanja meritve, ko je podlakt orientirana v medialni (MED) smeri. **MED FA površina** P_{MED} (angl. Area) je določena kot površina področja na zemljevidu orientacije podlakti, ki ga podatki pokrivajo v ANT-MED kvadrantu, deljena s celotno površino kvadranta. Uporabljeni so zgolj podatki med smerjo COR in ANT, s čimer je izboljšana občutljivost parametra. **LAT FA površina** P_{LAT} (angl. Area) je podobno izračunana kot normirana površina področja podatkov v ANT-LAT kvadrantu. Izračun površin orientacije podlakti v POS kvadrantih je možen na podoben način, vendar za uporabo v namene analize orientacije otrok ni smiseln, saj otroci roke le redko držijo orientirane v posteriorni (POS) smeri za daljši čas.

3.4.4 Gibanje glave

Na podlagi podatkov o koordinatah glave na merilni podlogi in odmiku glave od središčne lege za celotno meritev je izvedena tudi analiza gibanja in drže glave. Ta je izredno pomembna predvsem v primeru vadbe stabilizacije drže in gibanja glave, sploh pri mlajših otrocih s slabšimi motoričnimi sposobnostmi. Ti namreč zaradi omejene zmožnosti obračanja trupa in premikanja rok za interakcijo in raziskovanje okolja precej pogosteje uporabljajo gibanje glave. Za analizo gibanja glave so potrebni podatki koordinat odtisa glave, določeni

na podlagi podatkov pritiskovne merilne podlage in pa točna orientacija trupa na merilni podlogi. V okviru analize gibanja in drže glave je izračunanih več numeričnih parametrov.

Najprej je na eni od koordinat glave na merilni podlogi uporabljen algoritem za združevanje neničelnih in ničelnih podatkov v segmente signala. Koordinate glave so v primeru dviga glave in nezmožnosti najdbe odtisa glave na merilni podlogi nastavljene na vrednost 0 (glej podpoglavlje 3.3). Tako je možno določiti **število dvigov glave** z merilne podlage v hrbtnem položaju in pripadajoče trajanje dvigov.

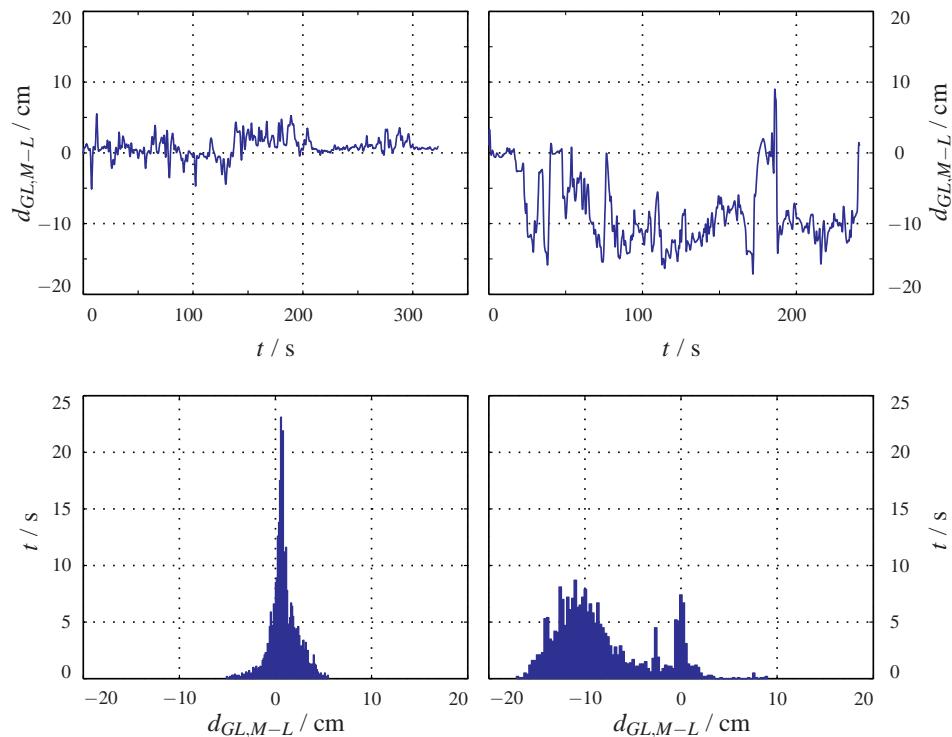


Slika 3.16: **Gibanje točke težišča odtisa glave na merilni podlogi.** Primer gibanja koordinat težišča odtisa glave x_{GL} in y_{GL} je predstavljen za eno od izvedenih meritev zdravih otrok kot prikaz časovnih potekov posameznih koordinat (desno) in kot prikaz medsebojne odvisnosti, pri čemer je od vrednosti koordinat odšteta začetna pozicija in torej predstavljajo relativni premik glede na začetni položaj.

Izris podatkov koordinat glave, izraženih glede na KS igralnice, bodisi kot potek posamične koordinate, bodisi kot medsebojna odvisnost koordinat (glej sliko 3.16) je izredno uporaben za hiter vpogled v prevladujoče gibanje in nivo aktivnosti. V nadaljevanju je na podlagi podatkov koordinat glave za celotno meritev s (3.31) izračunan parameter **prepotovane poti glave** s_{GL} , kjer so n število časovnih vzorcev meritve, x_{GL} in y_{GL} pa horizontalna in vertikalna koordinata glave. **Povprečna hitrost odtisa glave na merilni podlogi** \bar{v}_{GL} je določena z normiranjem vrednosti prepotovane poti s_{GL} na trajanje posamezne meritve in je

zato primernejša za postopek medsebojne primerjave več meritev in več otrok.

$$s_{GL} = \sum_{i=2}^n \sqrt{(x_{GL,i} - x_{GL,i-1})^2 + (y_{GL,i} - y_{GL,i-1})^2} \quad (3.31)$$



Slika 3.17: **Izmik odtisa glave iz središčne lege.** Prikazana sta primera časovnih potekov (zgoraj) in pripadajočih histogramov (spodaj) izmika odtisa glave iz središčne lege v lateralni smeri za meritvi dveh zdravih otrok.

Izračunu numeričnih parametrov gibanja glave sledi določitev histograma odmika glave od središčne lege $d_{GL,M-L}$. Podatki in pripadajoči histogrami se lahko za različne otroke precej razlikujejo (glej sliko 3.17), zato sta oblika in porazdelitev podatkov opisani z izračunom linearnih in nelinearnih statističnih parametrov. Meji odmikov glave, ki opisujeta področje gibanja v M-L smeri sta najprej določeni kot maksimalni vrednosti izmika v levo $d_{GL,l,maks.}$ in desno $d_{GL,d,maks.}$ smer, kar lahko prikaže morebitne omejitve rotacije oziroma gibanja glave glede na trup. Temu sledi izračun vrednosti mediane $d_{GL,med.}$, srednje vrednosti $d_{GL,sr.vred.}$ in standardnega odklona $d_{GL,st.odklon}$, s katerimi je možno opisati potencialno asimetrijo podatkov.

Nadalje sta izračunana parametra sploščenosti ($d_{GL,splosc.}$, angl. Kurtosis) in asimetrije ($d_{GL,asim.}$, angl. Skewness), ki opisujeta podobnost porazdelitve podatkov z Gaussovo poraz-

delitvijo [94]. Asimetrija drže trupa in glave je v preteklosti že bila uporabljena v povezavi s prepoznavanjem avtizma [21]. Končno sta določeni vrednosti kvadratnega korena srednje vrednosti kvadratov ($d_{GL,RMS}$, RMS, angl. Root-Mean-Square) in aproksimirane entropije ($d_{GL,apr.ent.}$, angl. Approximate Entropy), ki opisujeta variabilnost in kompleksnost podatkov [115]. Oba parametra sta že bila uporabljena v analizi gibanja točke COP otrok [23, 24] in se zato reje zdita primerna tudi za to področje.

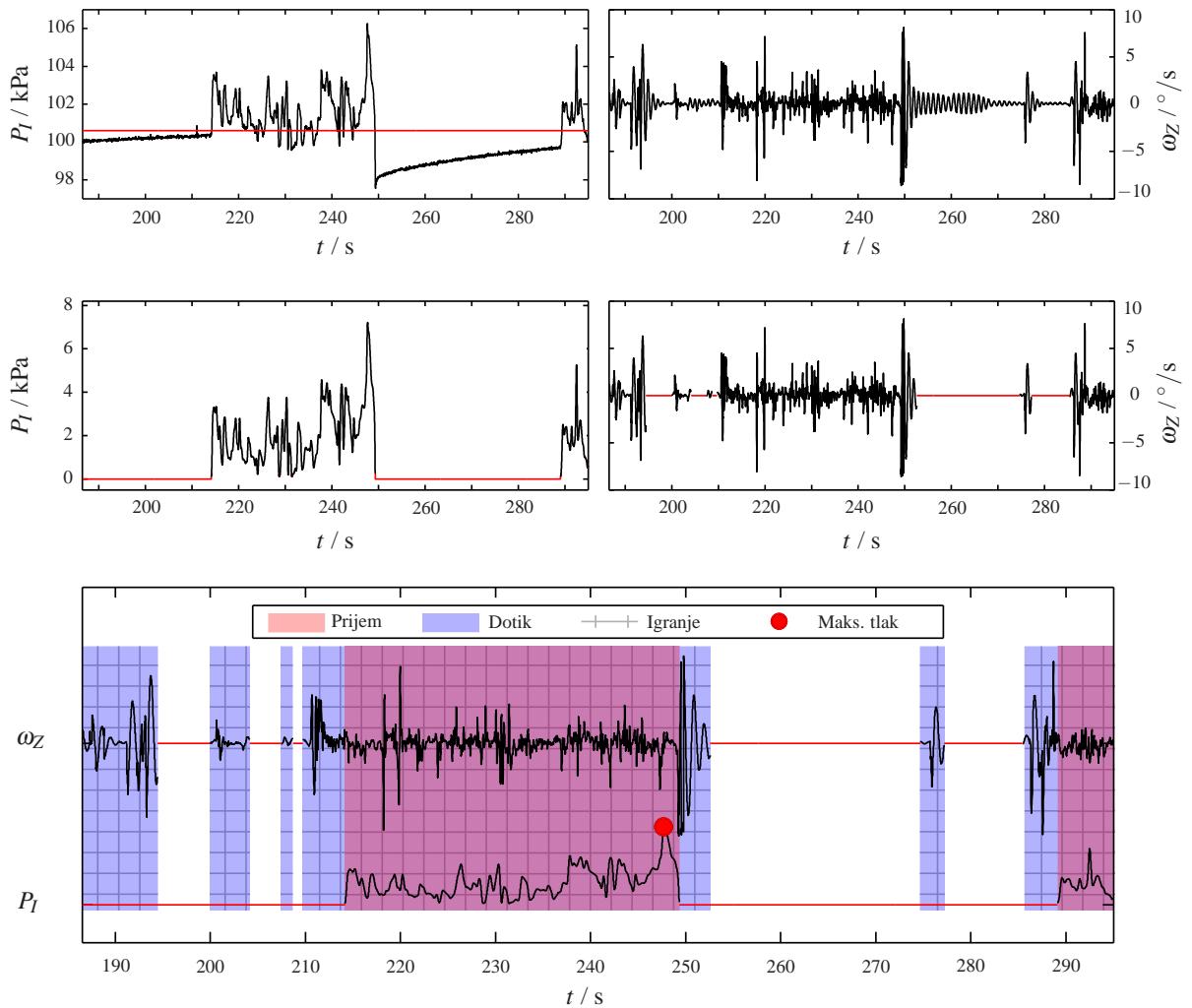
3.4.5 Analiza prijemanja in igranja z igračo

Analiza prijemanja in igranja z igračo je izredno pomembna s stališča ocenjevanja otrokovih motoričnih sposobnosti v smislu zmožnosti manipulacije objektov. Postopek analize vključuje signale senzorjev tlaka, sile in IME v igračah. V prvem koraku so podatki senzorja tlaka v igrači P_I glajeni z nizkopasovnim filtrom, s čimer se odstrani prisoten visokofrekvenčni šum (glej levi zgornji del slike 3.18). Temu sledi uporaba metode za odstranjevanje trenda v signalu, s katero je možno odstraniti občasno lezenje signala tlaka, do katerega lahko pride zaradi sprememb temperature v zračni komori senzorja tlaka in podobnih vplivov. Ti intervali so določeni z izračunom naklona in variabilnosti signala.

Temu sledi prilagoditev predobdelanega signala in primerjava s predhodno nastavljenim pragom za izločitev nivoja atmosferskega tlaka. Za nadaljnjo obdelavo ostanejo zgolj vrednosti tlaka, ki so posledica dejanske aktivnosti prijemanja igrače (glej levi srednji del slike 3.18). Metoda združevanja podatkov v večje skupine je uporabljena za določitev intervalov prijemanja na podlagi signala tlaka v igrači P_I . Izredno kratki intervali so izločeni iz nadaljnje obdelave. Nizkopasovno glajenje in primerjava s predhodno nastavljenim pragom je uporabljena tudi v primeru signala senzorja sile v igrači, ki je manj podvržen lezenju in popačenjem. Z metodo združevanja podatkov v večje skupine so ponovno določeni intervali aktivnosti v smislu prijemanja igrače na podlagi signala senzorja sile v igrači.

Delež prijemanja igrače je izračunan kot razmerje med skupnim trajanjem intervalov prijemanja in trajanjem posamezne meritve ter opisuje otrokove zmožnosti prijemanja. **Srednja in maksimalna vrednost tlaka** sta določeni kot srednja in maksimalna vrednost obdelanega signala senzorja tlaka in opisujeta lastnosti močnega prijema s celo roko.

Otroci s slabšimi motoričnimi sposobnostmi pogosto ne razvijejo normalne spontane koordinacije oko-roka in fine motorike roke ter se bolj poslužujejo igranja z dotikanjem igrače. V smislu analize dotikanja igrače je zato najprej na podatkih kotnih hitrosti IME v igrači $\omega_{X,Y,Z}$ uporabljen nizkopasovni filter in izvedena transformacija koordinat v refe-



Slika 3.18: **Analiza prijemanja, dotikanja in igranja z igračo.** Surovi neobdelani signali senzorjev tlaka in žiroskopa IME v igrači, dotično signal tlaka P_l (zgoraj levo) in z -os vektorja kotne hitrosti ω_Z (zgoraj desno) so prikazani s črno črto. Rdeča črta v zgornjem levem delu slike prikazuje vrednost atmosferskega tlaka. Srednji del slike predstavlja rezultate obdelave posameznih signalov, vključujuč odstranjevanje trenda signala tlaka in primerjava vrednosti s pragom ter primerjava signala kotne hitrosti s pragom in odstranjevanje intervalov prostega nihanja (oscilacij). Spodnji del slike predstavlja končni rezultat obdelave signalov senzorjev v igrači, dotično določitev intervalov prijemanja (rdeče ploskve), dotikanja (modre ploskve) in igranja (šrafirane rdeče in modre ploskve), vključno z določitvijo maksimalne vrednosti tlaka (rdeč krog).

renčni KS igralnice, upoštevajoč orientacijo IME v igrači, določeno z UKF. Zatem je izvedena večnivojska enodimensionalna dekompozicija signalov ω_Y in ω_Z na temelju valovnih elementov (angl. Multi-Level One-Dimensional Wavelet Decomposition) [116]. Y in Z

označujeta osi KS IME v igrači, ki sta vzporedni z dnem CareToy igralnice, zatorej ω_Y in ω_Z opisujeta aktivnost igrače v smislu gibanja v horizontalni ravnini.

Temu sledi rekonstrukcija signalov na četrtem nivoju prek uporabe dekompozicijskih vrednosti na temelju valovnih elementov (angl. Multi-Level One-Dimensional Wavelet Reconstruction) za obe osi KS [116]. Absolutne vrednosti so nizkopasovno glajene in primerjane s predhodno empirično nastavljenim pragom. Deli signala z vrednostjo nad izbranim pragom neposredno določajo intervale gibanja igrače, ki je podobno prostemu sinusnemu nihanju igrače (angl. Oscillations). Ti intervali so identificirani kot gibanje igrače brez interakcije. V nadaljevanju je izračunana energija signala kotne hitrosti in izvedena je primerjava s predhodno nastavljenim pragom, s katero je možno določiti intervale brez gibanja igrače.

Nadalje je izvedena določitev intervalov gibanja igrače na podlagi podatkov žiroskopa v IME igrače z odstranjevanjem intervalov prostega nihanja in intervalov brez gibanja igrače (glej desni srednji del slike 3.18). Na tem mestu sta možni dve nadgradnji nadaljnje analize (glej spodnji del slike 3.18). Intervali prijemanja igrače so lahko dodani intervalom gibanja igrače brez prostih oscilacij, pri čemer skupni intervali predstavljajo intervale interakcije otroka z igračo. **Delež igranja z igračo** je določen kot razmerje med ocenjenim trajanjem interakcije in trajanjem celotne meritve. Možna pa je tudi odstranitev intervalov prijemanja iz signala z intervali interakcije z igračo, pri čemer intervali novo določenega signala predstavljajo intervale dotikanja igrače. **Delež dotikanja igrače** je izračunan kot razmerje med časom dotikanja in trajanjem meritve.

3.4.6 Gibanje točke središča tlaka

Ocena gibanja točke COP je pomembna s stališča ovrednotenja stabilnosti telesne drže in aktivnosti v smislu spreminjanja položaja otrokovega trupa znotraj igralnice med vadbo, posebej v povezavi z odzivi na spremembe v bližnjem okolju. Za evalvacijo so uporabljeni podatki pritiskovnih merilnih podlog in IME, točneje položaj točke COP in ocenjena orientacija trupa za celotno meritve.

V primeru vadbe v hrbtnem, bočnem oziroma trebušnem položaju je položaj točke COP upoštevajoč orientacijo trupa znotraj igralnice izražen relativno glede na orientacijo KS trupa. V izračunu numeričnih parametrov so upoštevani zgolj podatki delov meritve s primerno obremenitvijo merilne podlage. V primeru vadbe v sedečem položaju je izračun numeričnih parametrov izведен na osnovi položaja točke COP izraženega glede na orientacijo referenčnega KS igralnice. Transformacija v KS trupa ni izvedena, ker a) so rotacije zadnjice

v ravnini igralnice zaradi zasnove blazine minimalne in b) orientacija IME na trupu ni enaka orientaciji trupa zaradi možnih premikov IME, vpliv katerih v sedečem položaju ne more biti uspešno odstranjen. V izračunu so upoštevani zgolj položaji točke COP tistih delov meritve, ko je otrok predvidoma sedel stabilno in je bila vrednost delne obremenitve bodisi višja od minimalnega predhodno nastavljenega praga, bodisi višja od dveh tretjin vrednosti 95-ega percentila podatkov polne obremenitve odtisa na merilni podlogi.

Koordinate točke COP izbranih delov meritve so v nadaljevanju interpolirane in nizko-pasovno glajene z mejno frekvenco 6 Hz [9, 112]. Temu sledi izračun uveljavljenih parametrov za analizo stabilnosti telesne drže, kot so RMS vrednost odmika od srednje vrednosti $RMSd_{COP}$ (angl. Root-Mean-Square Displacement), površina najbolje prilegajočega se kroga, ki pokriva 95 % podatkov gibanja točke COP P_{COP} ter obseg območja v M-L in A-P osi otroka ($ROM_{COP,M-L}$, in $ROM_{COP,A-P}$) [117, 118].

3.5 Razpoznavanje delov telesa iz video posnetkov dojenčkov

Merilni sistem CareToy je opremljen s štirimi digitalnimi USB video kamerami. Te v osnovi služijo predvsem za referenčni pregled video posnetkov v smislu okvirnega pregleda dogajanja med vadbo ter po potrebi za natančno analizo specifičnih odzivov na vzpodbujanje v okviru ciljev vadbe. Poleg preprostih pristopov, kot je ročno pregledovanje posameznih slik video posnetkov, bi avtomatizacija postopka lahko precej doprinesla k učinkovitosti pregledovanja in analize gibanja ter položaja otrokovega telesa znotraj igralnice med vadbo.

Zaznavanje delov telesa na podlagi kožne barve je sicer pogosto uporabljeno v aplikacijah, kot so zaznavanje gibanja v nadzornih sistemih [119, 120], prepoznavanje uporabnikov, zaznavanje sprememb na koži [121] ter medsebojno sodelovanje človeka in računalnika [122]. Avtorji se navadno poslužujejo uporabe raznolikih barvnih prostorov [123], kot so RGB [124], HSV [125, 126], YC_bC_r [127, 128] in YUV [129]. Poglobljen pregled uporabe raznovrstnih barvnih prostorov v namene analize ter prepoznavanja kožne barve v video posnetkih je predstavljen v [130], [131] in [132].

Raziskave analiz barvnih prostorov poleg prednosti kažejo na številne težave in pomanjkljivosti posameznih metod. Eden izmed problemov, katerega iskanje rešitve je zadnje čase v ospredju, je zaznavanje kožne barve ob raznobarvnem, kompleksnem ozadju. Druga težava je spremembu osvetlitve video posnetkov. Za reševanje obeh tipov težav se avtorji poslužujejo različnih metod. Rahman in Afrin predlagata YC_bC_r filtriranje, pri čemer za raz-

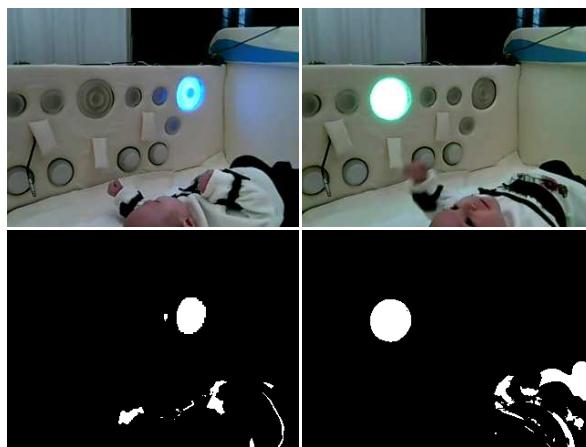
poznavo obraza predlagata iskanje trikotnika iz pozicij oči in ust [133]. Z rezultati potrdita ustreznost predlagane metode in med drugim predstavita tudi uspešno analizo otroške slike. Kot možna pomanjkljivost algoritma se kaže predvsem reševanje težave zastiranja objektov, kot na primer zaradi mižanja ali postavitve roke pred usta. Ostali avtorji prav tako običajno predlagajo uporabo raznovrstnih barvnih filtrov v kombinaciji z metodami, kot so ujemanje s predlogo, valčna dekompozicija in nevronske mreže [102]. Poglavitne slabosti predlaganih metod so računska zahtevnost, premajhne učne množice in težave v primeru zakritosti dela obraza oziroma v primeru stranskega pogleda.

Aplikacije zaznavanja kožne barve iz video posnetkov otrok in dojenčkov so relativno redke in se pojavljajo predvsem na področju analize za detekcijo otroške pornografije [134], otroških odzivov in počutja [135]. Tudi na tem področju so uporabljeni barvni filtri, kombinacije komponent barvnih filtrov in dodatni, naprednejši algoritmi [134, 135].

Z namenom zagotavljanja pomoči pri analizi dogajanja med vadbo je bil zato izdelan računalniški program, ki omogoča obdelavo video posnetkov za namen detekcije in identifikacije delov telesa. Program uporablja kombinacijo filtrov v RGB in YC_bC_r barvnih prostorih za zaznavanje kožne barve, algoritem za razpoznavo oziroma določitev območja glave in obeh rok, metodo sledenja pozicijam omenjenih delov telesa in metodo zmanjševanja vpliva neposredne in posredne osvetlitve prostora na proces obdelave video posnetka.

Neposredna osvetlitev igralnice z barvnimi lučkami, ki je pomembna za vzpodbujanje otroškega gibanja, lahko predstavlja določeno težavo pri obdelavi video posnetka z barvnimi filtri. Pri osvetlitvi z eno od elementarnih barv se namreč barvni spekter igralnice, ki je v osnovi bež barve, lahko zelo približa barvi kože in tako oteži izluščitev točnega področja delov telesa. Osvetlitev z barvnimi lučkami je prikazana na zgornji polovici slike 3.19.

Ob poznavanju intervalov prižganih luči, njihovih barv in približnih dimenzij so tako posamezne slike video posnetkov najprej predobdelane z algoritmom, ki izloči vpliv neposredne osvetlitve. Najprej je uporabljeni preprosta metoda razlike zaporednih slik, ki v osnovi po komponentah odšteje posamezne istoležeče slikovne točke dveh zaporednih slik. Dobljena slika razlike je zatem pretvorjena v binarno sliko z uporabo vnaprej določenega praga in je prikazana za dva primera osvetlitve v spodnji polovici slike 3.19. Binarna slika je v nadaljevanju najprej obdelana z metodo združevanja sosednjih povezanih neničelnih slikovnih točk (angl. Pixel) v skupine večjih objektov. Metoda za vsako slikovno točko na sliki, ki ima vrednost 1, preveri vrednosti sosednjih osmih slikovnih točk. Tiste, ki imajo vrednost 1, označi kot del enakega objekta. Tako je omogočena združitev vseh slikovnih



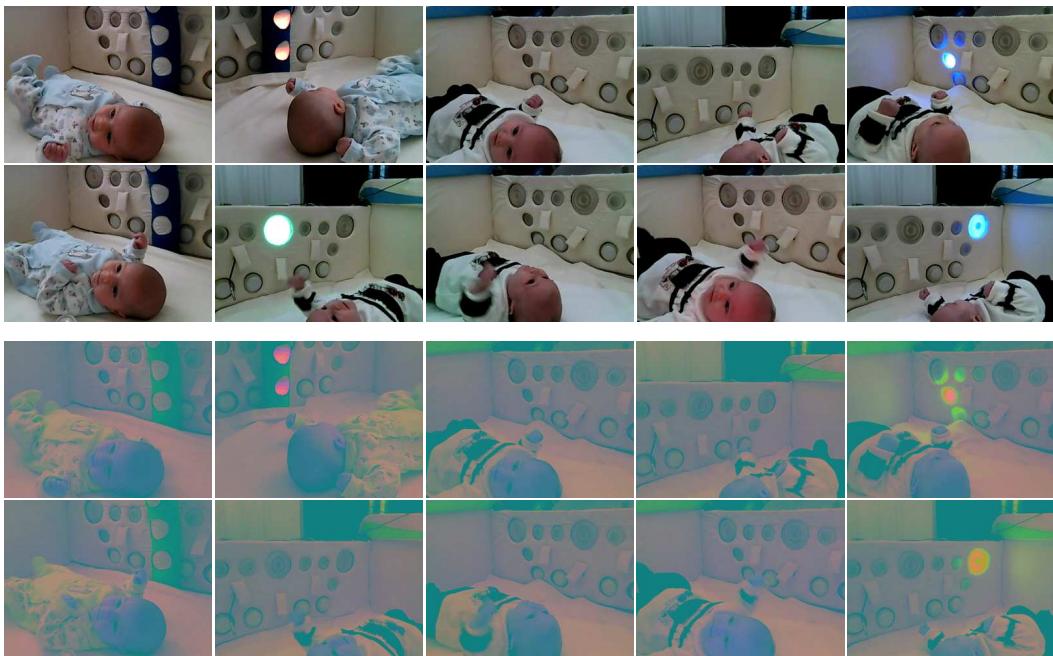
Slika 3.19: **Odstranitev vpliva luči.** Zgoraj sta prikazana dva primera osvetlitve igralnice z modro in zeleno lučko. Spodaj sta prikazani pripadajoči binarni sliki, izračunani kot razlika zaporednih slik.

točk z vrednostjo 1 v pripadajoče objekte. Ti so kasneje obdelani z algoritmom za izračun lastnosti omenjenih objektov, ki izračuna površino posameznih objektov in ekscentričnost najbolje prilegajočih se elips. Površino izračuna tako, da prešteje vse slikovne točke, ki so označene kot del posameznega objekta, ekscentričnost pa določi z metodo, opisano v [136]. Upoštevajoč dobljene vrednosti in prednastavljene pragove so objekti s primerno površino in ekscentričnostjo, manjšo od 0,7, prepoznani kot krogi oziroma okrogle lučke. Na določenih pozicijah sliko video posnetka primerno maskiramo in tako izločimo vpliv neposredne osvetlitve na obdelavo.

Slike video posnetkov so v osnovi predstavljene v RGB barvnem prostoru, zatem pa transformirane še v YC_bC_r barvni prostor (glej sliko 3.20).

RGB je trikomponentni barvni spekter, sestavljen iz osnovnih barv, to je rdeče (R, angl. Red), zelene (G, angl. Green) in modre (B, angl. Blue). Naštete barvne komponente lahko v digitalnem prostoru opišemo z osmimi biti v vrednostih od 0 do 255 in tako spekter predstavimo v 256 odtenkih. Na podlagi enačbe (3.32) je z določitvijo omejitev posameznim barvnim komponentam model barve kože najprej opisan v RGB prostoru.

Vhodne slike v YC_bC_r barvnem prostoru so filtrirane z uporabo enačbe (3.33). YC_bC_r ni absoluten barvni prostor, temveč je izpeljan iz RGB barvnega modela in je v primerjavi z omenjenim manj odvisen od zunanje osvetlitve in spremembe svetlosti. Y označuje tako imenovano luminanco oziroma svetlost, vrednosti pa ob digitalni predstavitvi z osmimi biti obsegajo območje od 16 do 235. C_b in C_r predstavljata modro in rdečo barvno razliko, njuni



Slika 3.20: **Primer slik video posnetkov.** Prikazanih je deset reprezentativnih slik video posnetkov v RGB (prvi sklop) in YC_bC_r (drugi sklop) barvnem prostoru, pri čemer sta oba otroka v raznolikih orientacijah hrbtnega položaja. Drugi in peti stolpec prikazujeta igralnico ob neposredni osvetlitvi z barvnimi lučkami, pri čemer je vpliv spremembe barvnega spektra igralnice opazen še posebej v drugem sklopu slik.

vrednosti pa ob digitalni predstavitev obsegata območje od 16 do 240.

$$85 < R < 120 \quad (3.32)$$

$$40 < G < 80$$

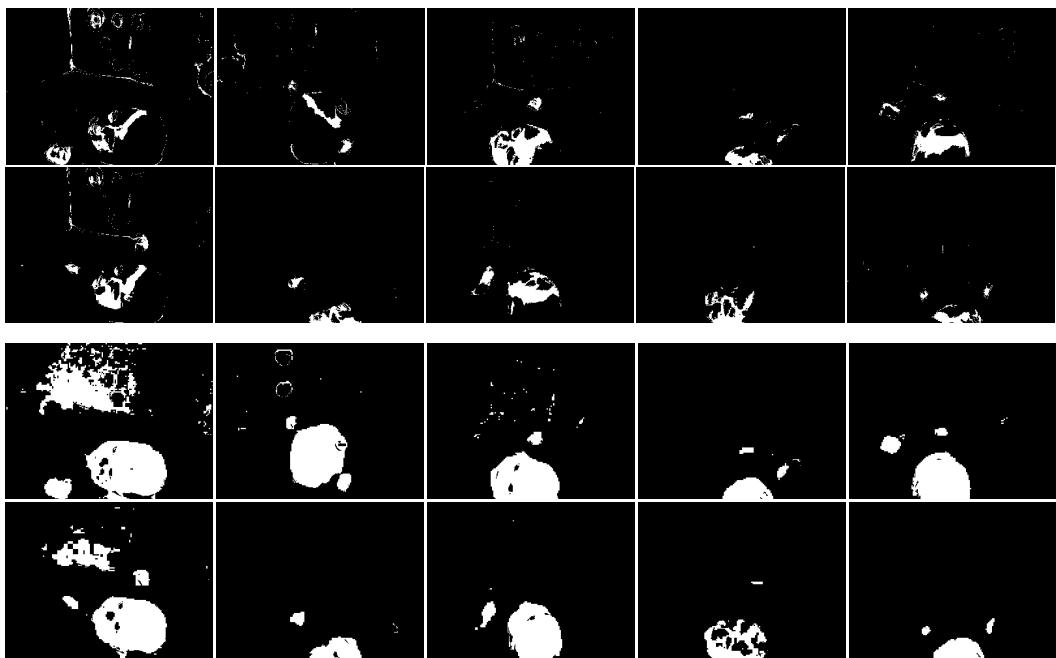
$$40 < B < 90$$

$$35 < Y < 235 \quad (3.33)$$

$$115 < C_b < 155$$

$$135 < C_r < 160$$

Tako pridobljeni črnobelci sliki vsaka zase predstavlja območja, ki bi lahko ustrezala delom telesa dojenčka.



Slika 3.21: **Rezultati filtriranja slik video posnetkov.** Prikazane so binarne slike rezultatov obdelave slik video posnetkov z RGB (zgoraj) in YC_bC_r (spodaj) filtrom pred odstranitvijo šuma. V prvem stolpcu slednjega je opazna neuspešna izločitev vpliva posredne osvetlitve igralnice, medtem ko šum na ostalih slikah večinoma predstavlja majhni objekti, ki so izločeni z nadaljnjo obdelavo.

V nadaljevanju so podatki obeh črnobelih slik združeni s funkcijo disjunkcije, kar omogoča določeno redundanco informacij, s tem pa višjo zanesljivost zaznave in primernejše, kvalitetnejše rezultate. Po združitvi je začasna črnobela slika nadalje obdelana s funkcijo morfološkega odpiranja, ki v bistvu predstavlja sosledje operacij morfološke erozije in dilatacije. Tako je iz slike izločen šum, ki zajema predvsem majhne, nepovezane objekte, ki navadno ne ustrezajo delom telesa in se običajno nahajajo v ozadju.

V primeru osvetlitve igralnice z eno od barvnih lučk, se poleg težav neposredne osvetlitve, pokaže še težava posredne osvetlitve igralnice zaradi odboja svetlobe. Ponovno se zaradi bež barve igralnice, barvni spektri približajo spektrom kožne barve in obdelava je otežena. Dodatno težavo predstavlja značaj odboja svetlobe, ki nelinearno vpliva na barvne spektre. Za izločitev omenjenih vplivov je uporabljen algoritmom avtomatske prilagoditve barvnih filterov. Ta metoda izkorišča porazdelitev barvnega spektra kožne barve, omejeno dinamiko otroškega gibanja in algoritmom sledenja poziciji. Algoritmom si eno sliko pred prižigom lučke zapomni pozicije oziroma masko prepoznanih delov telesa. To masko program nato najprej morfološko erodira in se s tem znebi vpliva manjših premikov med dvema zaporednima sli-

kama. Zatem se tik po prižigu lučke masko aplicira na trenutno sliko in izračuna porazdelitev barvnih spektrov RGB ter YC_bC_r prepoznavnih delov telesa kožne barve. V nadaljevanju so prilagojene meje barvnih filtrov, opisanih z enačbama (3.32) in (3.33). RGB filtru se spodnjo in zgornjo mejo nastavi na 25-i in 75-i percentil porazdelitve, YC_bC_r filtru pa istosmiselno na 5-i in 95-i percentil porazdelitve. Meje filtrov ostanejo na novih vrednostih do izklopa lučke.

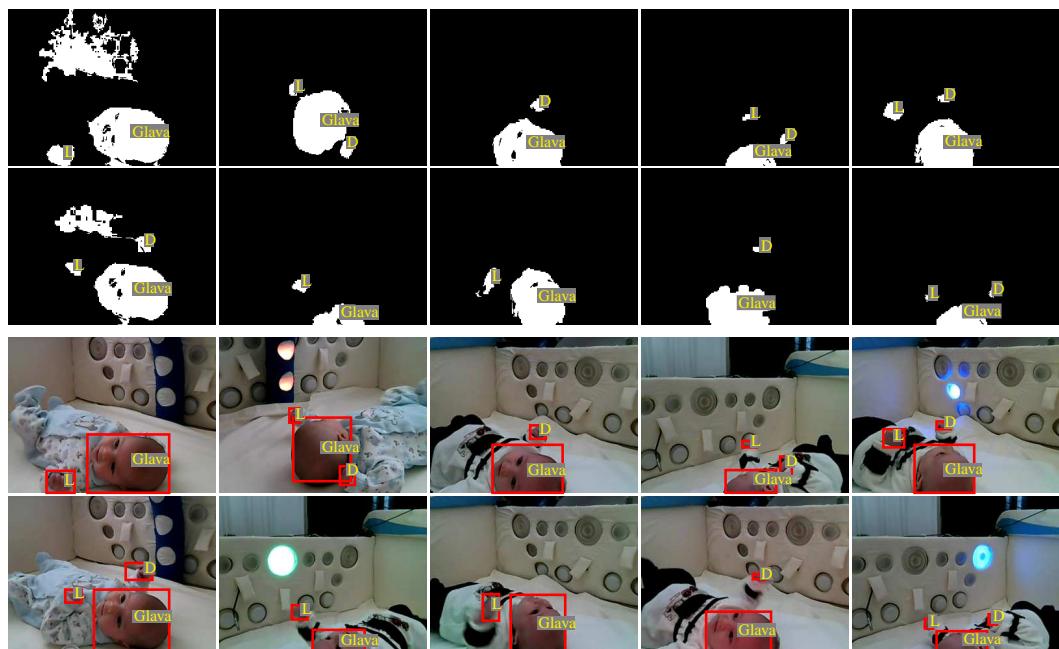
Za identifikacijo območja glave in rok sta ponovno uporabljeni metodi združevanja slikovnih točk in izračuna lastnosti objektov. Slednja je sedaj uporabljena za izračun površin objektov oziroma števila slikovnih točk, koordinat središča objektov in pripadajočih pozicij robnih točk. Izmed vseh objektov se kot območje glave določi in prepozna tisti z največjo površino ob predpostavki, da je del glave vedno prisoten na video posnetku. Shranjene so tudi koordinate središča objekta glave. S pomočjo predhodno nastavljenih pragov program v nadaljevanju izloči objekte, ki s svojimi dimenzijami zagotovo ne ustrezajo objektom rok. Koordinate središč in dimenzijske preostale ustrezne objektov so s pomočjo več pravil uporabljene za identifikacijo leve, desne ali obeh rok. V osnovi je identifikacija odvisna predvsem od števila objektov, medsebojnih razdalj in razdalj objektov do položaja glave.

Sledenje pozicijam delov telesa je pomemben del programa in temelji na dejstvu, da je dinamika človeških gibov omejena. Zaradi dovolj visoke frekvence zajemanja video kamер se pozicija delov telesa v času med dvema zaporednima slikama namreč lahko spremeni le za končno, omejeno razdaljo. To lahko seveda s pridom uporabimo tudi pri analizi otroškega gibanja, ki so mu sicer lastni povsem naključni gibi omejene hitrosti. Ko program prvič zazna in določi pozicije objektov glave in rok, pripadajoče koordinate shrani in ponovno uporabi ob obdelavi naslednje zaporedne slike. Glede na to, ali sledimo glavi ali rokom, program okoli koordinat določi kvadrat primernih dimenzijskih izračuna vsoto znotraj ležečih pikslov, enakih 1. V kolikor je vsota večja od prednastavljenega praga, so iskani deli telesa na sliki še prisotni in program izračuna težišče oziroma središče teh objektov. Tako neposredno pridobimo koordinate delov telesa, prisotnih na trenutni sliki. Dodatna pravila so uporabljena za zagotavljanje večje točnosti in pravilnosti delovanja opisanega algoritma. Ta s pomočjo dodatno izračunanih medsebojnih razdalj in ostalih lastnosti, med drugim skrbijo za preprečevanje lezenja posameznih koordinat in izogibanje sledenju napačnim objektom. Vsakih nekaj sekund se pravilnost posameznih koordinat tudi preveri s pomočjo osnovnega algoritma za identifikacijo območja glave in rok, s čimer se izognemo morebitnemu pobegu koordinat zaradi nepredvidenih, neželenih zunanjih vplivov, kot je lahko neugodna osvetlitev stene v ozadju otroka, ki je potencialno ne bi uspeli izločiti z metodo odstranjanja vplivov

neposredne in posredne osvetlitve.

Obdelani video posnetki, torej združene, obdelane črnobele slike, kot tudi osnovne slike v RGB barvnem prostoru so ob referenčnem pregledu označeni s pridobljenimi rezultati zaznave kožne barve, pri čemer so detektirani položaji obeh rok in glave označeni z rdečimi pravokotniki in rumenim tekstrom (glej sliko 3.22).

Z namenom pridobitve hitrega vpogleda v smiselnost uporabe video kamer in primernost pripravljenih algoritmov obdelave video podatkov v namen avtomatske analize dogajanja znotraj igralnice CareToy med meritvijo je bil izveden podroben pregled slik obdelanih video posnetkov z označenimi deli telesa ter izbor reprezentativnih slik video posnetkov. V tem primeru se poglobljena, natančnejša analiza v smislu določitve referenčnih vrednosti položajev delov telesa (na primer z drugim referenčnim merilnim sistemom, kot je Optotrak Certus) in medsebojne primerjave rezultatov ni zdela potrebna in zato je ni bila izvedena.



Slika 3.22: Rezultat obdelave video posnetkov. Prvi in drugi sklop predstavlja binarne in RGB slike končnih rezultatov obdelave z označenimi razpoznanimi vidnimi deli telesa. Z rumenim tekstrom so označena območja objektov glave (Glava), leve (L) in desne (D) roke. V drugem sklopu slik so območja dodatno označena z rdečimi pravokotniki. Navkljub raznolikim pozicijam so objekti delov telesa detektirani pravilno.

Končni rezultati obdelave slik video posnetkov dveh kamer, ki so bili pridobljeni med vadbo dveh otrok v hrbtnem položaju, potrjujejo ustreznost predlaganih algoritmov in pri-

mernost uporabljenih barvnih filtrov za razpoznavo delov telesa v primeru uporabljenega nabora podatkov. RGB filter ima sicer precejšnje omejitve glede dovoljene osvetljenosti slike, kar se zrcali v potrebi po precejšnjem zožanju manevrirnega prostora filtra. Omejitve posameznim barvnim komponentam morajo biti postavljene strožje, kot pri ostalih podobnih filtri, s čimer se večinoma lahko izognemo opisanim slabostim. Alternativno je območje barvnega filtra YC_bC_r lahko določeno širše, saj je ta predstavitev barvnih modelov bolj neodvisna od zunanje osvetlitve slike. Luminanca Y sicer ima vpliv tudi na obe barvni komponenti prostora, ki pa se je v našem primeru izkazal za nemotečega. Težava osvetlitve z lučkami elementarnih barv je bila uspešno odpravljena z uporabo metode maskiranja in adaptivne nastavitve barvnih filtrov, kar potrjujejo tudi reprezentativni vzorci slik video posnetkov (glej sliko 3.22). Ti metodi sta se izkazali za primerni in dajeta dobre rezultate. Rezultati obdelave po odpravitvi vpliva neposredne osvetlitve so prikazani v drugem in petem stolpcu slike 3.22 ter potrjujejo primernost algoritma. Rezultati izločanja vpliva posredne osvetlitve so predstavljeni na tretji in četrti sliki spodne vrstice obeh delov slike 3.22. Razvidno je, da adaptivno nastavljanje filtrov na uporabljenem naboru podatkov večinoma deluje uspešno in pravilno določi iskane dele telesa. Prvi stolpec slike 3.21 dokazuje, da nastavljanje filtrov kljub vsemu ne deluje vedno, saj se barvni spekter igralnice občasno vseeno nahaja znotraj novih meja barvnih filtrov. Te težave odpravlja metoda sledenja pozicijam.

YC_bC_r filter bolje zazna večji del območja glave in v večini primerov tudi rok, RGB filter pa je izredno uporaben s stališča dopolnjevanja podatkov v smislu zagotavljanja redundancy informacij, saj je nekoliko bolj prilagojen barvnemu spektru rok, ki se običajno razlikuje od glave in tako večkrat pravilno zazna pozicijo območja rok. RGB filter tudi pridoda k detekciji območja glave in s tem večkrat pravilno dopolni označene objekte. Tako pripomore k izboru oziroma določitvi potencialnih območij za objekte glave in obeh rok. YC_bC_r filter se končno res izkaže za izredno robustnega in manj odvisnega od osvetlitve. Osvetlitev z modro in zeleno lučko je za obdelavo manj moteča od osvetlitve z rdečo oziroma temno rumeno barvo, kot je razvidno iz drugega in petega stolpca slik. Najtežje je odpraviti odboj svetlobe lučk. To je razvidno iz obdelave v prvem stolpcu slik. Ob kontrolirani zunanjosti osvetlitvi ova filtra delujeta zanesljivo, pri čemer so področja glave in obeh rok določeno dovolj natančno za hiter vpogled v položaj omenjenih delov telesa na sliki video posnetka.

Algoritem za razpoznavo glave in obeh rok se je izkazal za dovolj učinkovitega. Računalniški program glavo identificira povsem pravilno medtem, ko se identifikacija rok izkaže za precej zahtevnejšo nalogu. To je predvsem posledica relativno majhnega zornega kota digitalnih video kamer in majhne oddaljenosti le-teh do otrok. Medtem, ko je glava

pravzaprav ves čas vidna in prisotna na video posnetku, so roke podvržene naslednjim dvem pomanjkljivostim. Prva je zagotovo omejeno področje snemanja, ki ne ustreza področju gibanja dojenčka. To je razvidno predvsem iz rezultatov drugega stolpca spodaj, tretjega stolpca zgoraj in četrtega stolpca spodaj slik 3.21 in 3.22, kjer otrok eno od rok premakne izven zornega kota kamere in tako povzroči nezmožnost detekcije ter identifikacije. Druga pomanjkljivost je razvidna iz prvega stolpca zgoraj in tretjega stolpca spodaj slik 3.21 in 3.22 ter je lahko poimenovana ‐zastiranje pogleda‐. Zaradi nekoliko nerodne postavitve kamere se v video posnetku nekajkrat pripeti, da otrok roko skrije za glavo, kar ima ponovno posledice v nezmožnosti zaznave. Obe pomanjkljivosti sta sicer enostavno rešljivi, vendar kličeta po uporabi večjega števila kamere in pametni razporeditvi okoli snemanega subjekta.

Algoritem sledenja pozicijam delov telesa se je izkazal za izredno koristnega. Izkaže se, da hipoteza omejene dinamike otroškega gibanja drži tudi v praksi, saj ta algoritem primerno sledi tako glavi kot tudi obema rokama. S tem algoritmom lahko poskrbimo tudi za pravilno detekcijo obeh rok v primeru prekrižanja. Opisan algoritem sledenja pomembno pripomore k stabilnosti in pravilnosti delovanja sistema. Poskrbi za nemoteno identifikacijo posameznih delov telesa ob neželenih in neodpravljenih zunanjih vplivih, kot je odboj svetlobe od ozadja, viden v prvem stolpcu slik 3.21 in 3.22. Program tu pravilno sledi objektu glave, navkljub objektu v ozadju, ki bi po dimenzijah prav tako lahko ustrezal glavi.

Opisane algoritme bi seveda bilo možno tudi izdatno nadgraditi. V prvem koraku bi bila smiselna izvedba kalibracije posameznih kamere. Tako bi lahko izračunane vrednosti pozicij glave in rok, določene za sliko vsake kamere posebej s tringulacijo združil in položaje delov telesa umestil znotraj igralnice. Zatem bi bilo nadalje možno združevanje informacij o položaju delov telesa s podatki IME in meritnih podlog. S tem bi bilo ob redundanci informacij možno dodatno izboljšati robustnost ocenjevanja položaja delov telesa in točneje opisati dogajanje znotraj igralnice med vadbo. Pričakovati je možno tudi izboljšanje natančnosti ocenjenih parametrov motoričnih sposobnosti. Dodatno bi tak postopek lahko koristil pri analizi gibanja glave tudi v trebušnem položaju in ob dvigu glave z meritne podlage. Ob dvigu glave namreč zaradi pomanjkanja stika z meritno podlogo zgolj s podatki IME in meritnih podlog ni več možno oceniti gibanja.

Kljub opisani ustreznosti algoritmov za detekcijo delov telesa na uporabljenih video posnetkih predlagane možne nadgradnje niso bile implementirane, prav tako opisan pristop tudi ni bil uporabljen za celovito analizo vseh video posnetkov. Ob pregledu video posnetkov se namreč izkaže, da je zorni kot video kamer premajhen ter da je postavitev kamere znotraj sistema neprimerna, kar precej omejuje uspešnost detekcije in možnost uporabe. Pogosto

namreč pride do zakrivanja delov telesa, pri čemer se lahko tudi zgodi, da otrok v nekaterih delih igralnice povsem izgine z videa. Implementacija in širša uporaba bi bili verjetno možni zgolj v primeru sprememb lege kamer znotraj sistema, to pa zaradi že izvedene certifikacije obstoječega prototipa ni mogoče. Vprašljivi so tudi vplivi uporabe predlaganih senzoriziranih igrač, ki bi lahko dodatno zastirale pogled na otrokove dele telesa. Iz tega vidika so bile kamere raje uporabljene za referenčni ročni pregled video posnetkov v smislu analize dogajanja in detekcije morebitnih neustreznosti med vadbo.

3.6 Prispevki udeležencev projekta CareToy

Tudi v primeru navedene metodologije brez pomoči in doprinosa ostalih članov CareToy konzorcija in Fakultete za elektrotehniko Univerze v Ljubljani nekateri algoritmi ne bi mogli biti zasnovani in implementirani, ali pa bi bila zasnova precej časovno potratnejša. Zato želim na tem mestu navesti doprinose drugih k področju obdelave in združevanja senzornih podatkov.

Prof. dr. Marko Munih je nadzoroval in pomembno svetoval med celotnim potekom zasnove algoritmov. Prof. dr. Matjaž Mihelj je z vsakodnevnimi nasveti in komentarji izredno pripomogel pri nastanku navedenih algoritmov, med drugim pa s svojimi izkušnjami svetoval tudi pri izbiri parametrov motoričnih sposobnosti. Jure Pašič in dr. Janez Podobnik sta za namen projekta CareToy pripravila opisano različico UKF. Jure Pašič je v sodelovanju s prof. dr. Matjažem Mihljem zasnoval algoritme za določitev kotov orientacije trupa (φ , ϑ in ψ) in rok (azimut in elevacija). Jure Pašič je kot sosed na delovnem mestu s številnimi nasveti in pogovori izredno pomagal pri implementaciji programske kode in pripravi številnih slik. Prav tako je zasnoval opisane algoritme analize prijemanja in igranja z igračo, ki sem jih v končni različici le malenkostno spremenil. Ostali sodelavci Laboratorija za robotiko, med drugimi prof. dr. Roman Kamnik in dr. Sebastjan Šlajpah so pomembno svetovali pri zasnovi izračunov človeške kinematike. Prof. dr. Jurij F. Tasič je s svojimi dolgoletnimi izkušnjami pomembno svetoval pri zasnovi algoritmov obdelave video posnetkov. Mag. Janko Kolar in Jure Pašič sta v sodelovanju s člani ustanove UHAM zasnovala programsko opremo za delovanje senzornega sistema, medtem ko so člani ustanove SSSA in podjetja STMicroelectronics razvili strojno opremo senzornega sistema. FSM in HEC sta izbrali in rekrutirali primerne otroke ter izvedli obširne meritve. Brez pridobljene velike količine podatkov zasnova predstavljenih algoritmov prav tako ne bi bila mogoča. Andraž Rihar je pripravil preostale algoritme obdelave in združevanja senzornih podatkov, vključno s pripravo senzorno

podprtega računalniškega modela za oceno gibanja glave dojenčka. Prav tako je zasnoval preostale algoritme za oceno parametrov motoričnih sposobnosti in razpoznavo delov telesa iz video posnetkov dojenčkov. Parametre analize obračanja trupa je Andraž Rihar zasnoval v sodelovanju z Juretom Pašičem.

4 Evalvacija sistema za ocenjevanje motoričnih sposobnosti dojenčkov

Evalvacija senzorno podprtega sistema za ocenjevanje motoričnih sposobnosti dojenčkov je bila izvedena v sklopu več študij z namenom ocene ustreznosti, natančnosti, robustnosti in ponovljivosti predlaganega pristopa.

V prvem koraku so bile v smislu začetnega seznanjanja s podatki IME in merilnih podlog, katerih delovanje je bilo še precej nepoznano, izvedene prve analize senzornih podatkov. Tako so bile ugotovljene nekatere pomanjkljivosti, kot sta odmik podatkov od ničle in superponiran šum. Temu je sledila preliminarna študija, ki se je osredotočala na preverjanje ustreznosti novo predlagane kombinacije senzornih sistemov za ocenjevanje gibanja in drže otrok. V ta namen so bile izvedene meritve osmih zdravih pravočasno rojenih otrok, pri čemer so za oceno gibanja bile uporabljene ena pritiskovna merilna podloga in dve IME. Osnovni nameni študije so bili nadaljnja seznanitev s podatki novo predlagane kombinacije senzornih sistemov, zasnova algoritmov predobdelave podatkov in priprava računalniškega modela za oceno gibanja glave. Princip delovanja in pridobljeni rezultati so bili evalvirani z vgrajenimi video kamerami.

Nadalje je bila izvedena nadgradnja sistema v smislu zasnove prvega prototipa z dodatno merilno podlogo in dodatnimi IME na rokah za oceno gibanja in lege rok. V sklopu druge študije je potekala validacija merilnega sistema z referenčnim optoelektronским sistemom Optotrak in namensko lutko dojenčka. Hkrati so bili nadgrajeni obstoječi algoritmi obdelave podatkov v smislu naknadne analize, zasnovani pa so bili tudi novi algoritmi za določitev kinematike rok in oceno parametrov motoričnih sposobnosti. Izredno pomemben del študije je predstavljalo ocenjevanje vpliva poenostavitve senzornega sistema, v smislu uporabe manjšega števila IME, na vrednosti ocenjenih parametrov motoričnih sposobnosti. Novo predlagana kombinacija senzorjev je bila uporabljena v sklopu meritev na enem združenem pravočasno rojenem otroku. Rezultati meritev so tako omogočili potrditev ustreznosti

simuliranih gibov namenske lutke in pa predvsem primernost merilnega sistema v smislu neintruzivnosti in preprostosti uporabe.

Končno je ob ugotovljeni primernosti sistema, enostavnosti uporabe in ustreznosti ob upoštevanju nekaterih poenostavitev sledila izvedba obsežnih meritov na večji populaciji prezgodaj rojenih otrok. Študija je imela več ciljev, med glavnimi pa so ocena primernosti predlaganega senzorno podprtga sistema v namen ciljnega vzpodbujanja aktivnosti, v namen ocenjevanja motoričnih sposobnosti in odzivov otrok ter v namen vadbe prezgodaj rojenih otrok.

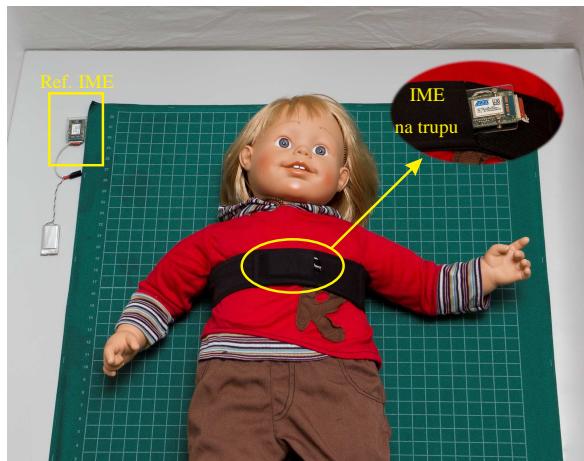
4.1 Preliminarna študija uporabe merilnega sistema za analizo gibanja otrok

V okviru preliminarne študije, ki je potekala pred zasnovno prvega prototipa merilnega sistema, so bile izvedene meritve gibanja otrok z novo predlagano kombinacijo senzorjev, torej pritiskovno merilno podlogo in IME. To je omogočilo vpogled v obliko in značilnosti pridobljenih senzornih podatkov ter posledično zasnovno primernih algoritmov za obdelavo podatkov. Upoštevajoč prednosti in slabosti posameznih podatkov so bili zasnovani algoritmi senzorne predobdelave in pripravljen je bil računalniški model za analizo ter oceno gibanja glave dojenčka. Meritve so pokazale tudi pomanjkljivosti senzornega sistema, zato so bili pripravljeni algoritmi združevanja senzornih podatkov merilne podlage in IME v realnem času. Pridobljeni rezultati so bili primerjani s podatki referenčnega pregleda video posnetkov, kar je pripomoglo k izbiri optimalne kombinacije algoritmov in določitvi končne verzije računalniškega modela za analizo glave.

4.1.1 Metodologija

V meritve preliminarne študije je bilo vključenih osem normalno rojenih, zdravih otrok starosti od 1 do 5 mesecev. Otroci so bili izbrani iz privatne pediatrične klinike San Piero a Grado (Pisa, Italija). Meritve so bile odobrene in nadzorovane s strani terapevtov ustanove FSM, prav tako je bilo od staršev pridobljeno pisno soglasje za izvajanje meritov. Vsaj eden od staršev je bil prisoten tudi med izvajanjem meritov, ki so potekale na omenjeni pediatrični kliniki.

Za meritve gibanja otrok je bila uporabljena kombinacija ene pritiskovne merilne podlage CONFORMat in dveh IME, izdelanih v Laboratoriju za robotiko (glej poglavje 2). Otrok je



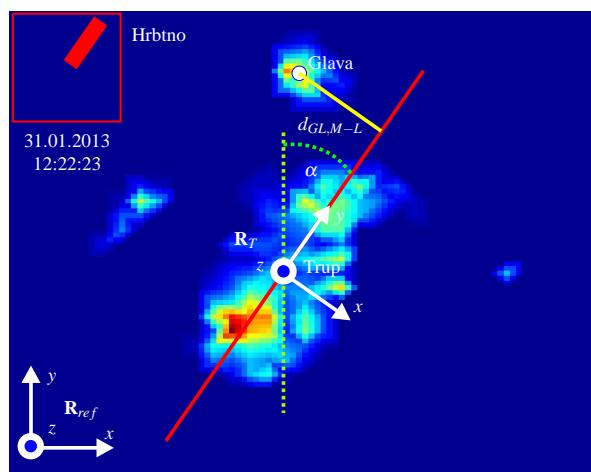
Slika 4.1: **Eksperimentalna postavitev merilnega sistema.** Otrok, ki je tu predstavljen z lutko dojenčka, je opremljen z IME na trupu in se nahaja na merilni podlogi v hrbtnem položaju. Referenčna IME je postavljena vzporedno z merilno podlogo.

bil pred začetkom meritve opremljen z IME na prsnem košu, ki je bila nameščena znotraj namenske zapestnice, nato pa med meritvijo v hrbtnem položaju položen na merilno podlogo (glej sliko 4.1). Referenčna IME je bila položena vzporedno z merilno podlogo in je med meritvijo mirovala. Okrog meritne podlage so bile postavljene štiri digitalne video kamere, ki so snemale otrokove aktivnosti in kasneje služile za referenčni pregled video posnetkov. Manjši zvočniki in raznobarvne LED luči na obeh straneh meritne podlage so služile za ciljno orientirano vzpodbujanje otrokovega gibanja in aktivnosti. Bele rjuhe so bile napete okoli postavljenega eksperimentalnega sistema z namenom preprečiti prekomerni vpliv zunanjih impulzov, kot je očesni kontakt otroka in staršev.

Skupno je bilo pridobljenih za približno 40 minut senzornih podatkov, pri čemer je meritve vsakega od otrok trajala med 3 - 7 minut, upoštevajoč otrokovo počutje in odzive. Izveden je bil sinhroni zajem senzornih podatkov IME s 100 Hz, video kamer in meritne podlage pa z 10 Hz. Surovi senzorni podatki so bili shranjeni na trdi disk osebnega računalnika za naknadno obdelavo.

Izvedbi meritve je sledila analiza pridobljenih podatkov in zasnova primernih algoritmov. Prvi del tako imenovane senzorne predobdelave, torej odpravljanja vplivov odmika podatkov meritnih podlog od ničle in superponiranega šuma (glej podpoglavlje 3.1), je bil sicer pripravljen že pred izvedbo meritve preliminarne študije, tokrat pa prvič uporabljen na resničnih podatkih porazdelitve tlaka otroka. Pripravljeni algoritmi oziroma ubran pristop se je izkazal za ustreznega in je primerno odstranil neustrezne dele pritiskovnega odtisa (glej sliko 4.2).

Na podlagi pridobljenih podatkov je bil zasnovan in za analizo uporabljen komplet algoritmov za obdelavo podatkov v realnem času, torej algoritmi, ki za analizo uporabljajo zgolj senzorne podatke trenutnega in predhodnega časovnega trenutka. Zasnovani so bili algoritmi za analizo hrbtnega položaja, ki med drugim zajemajo izračun točke COP, uporabo UKF, prepoznavanje odtisa trupa in računalniški model za oceno gibanja odtisa glave (glej poglavje 3). Ti algoritmi so torej omogočili določitev položaja točke COP, orientacije IME na trupu, prepoznavanje odtisov in določitev položaja trupa in glave ter izračun odmika odtisa glave iz središčne lege (glej sliko 4.2).



Slika 4.2: Rezultat obdelave podatkov meritne podlage in IME. Interpolirani podatki pritiskovne meritne podlage s prikazano orientacijo IME (zelena ravna črtkana črta), popravljeno orientacijo trupa (rdeča črta), kotom α in pravokotno oddaljenostjo odtisa glave od Ca-Cr osi trupa $d_{GL,M-L}$ (rumena črta). KS referenčne IME R_{ref} je prikazan v spodnjem levem kotu, R_T predstavlja KS trupa, medtem ko sta poziciji trupa in glave posebej označeni s tekstrom.

Analiza pridobljenih podatkov meritev je sčasoma pokazala neželeni izmk IME na trupu iz osnovne lege, ki povzroči, da orientacija IME na trupu ne ustreza več orientaciji glavnih osi trupa (glej sliko 4.2). To povzroči težave že med postopkom prepoznavanja odtisa trupa, nadalje pa vpliva tudi na prepoznavanje odtisa glave in na kakovost določitve vrednosti odmika odtisa glave iz središčne lege v lateralni smeri trupa $d_{GL,M-L}$. Zasnovani so bili algoritmi za dodatno obdelavo podatkov meritne podlage, predvsem izračun momentov slike (lahko poimenovan tudi PCA) in določitev principa združevanja podatkov meritne podlage in IME z namenom popravljanja orientacije trupa na meritni podlogi v realnem času (glej podpoglavlje 3.2).

Sledila je analiza delovanja predlaganih algoritmov in primerjava z rezultati referenčnega pregleda video posnetkov. Končno so bili izračunani numerični parametri, ki ocenjujejo gibanje odtisa glave na merilni podlogi.

4.1.2 Rezultati in razprava

Rezultati delovanja računalniškega modela za oceno gibanja glave in pripadajočih algoritmov so predstavljeni v treh sklopih in zaporedoma predstavljajo analizo števila zaznanih dvigov glave (glej tabelo 4.1), numeričnih parametrov odmika glave iz središčne lege in oceno aktivnosti odtisa glave na merilni podlogi (glej tabelo 4.2).

Tabela 4.1: Rezultati analize dvigov glave (GL) z merilne podlage. t_{mer} , t_{dvig} in t_{spust} predstavljajo čas trajanja meritev, čas dvignjene ter čas trajanja spuščene glave. NHT označuje prepoznavanje odtisa glave brez uporabe algoritma sledenja položaju, HT pa označuje uporabo omenjenega algoritma. * označuje nepravilno prepoznan odtis glave. IME, PCA predstavljata uporabo algoritma združevanja podatkov IME in merilne podlage.

	Otrok #	1	2	3	4	5	6	7	8
t	t_{mer} / s	240,9	235,9	159,3	323,5	243,7	451,1	313,0	278,1
	t_{dvig} / s	4,1	1,8	0,0	0,0	0,0	0,9	3,0	0,0
	t_{spust} / s	236,7	234,1	159,3	323,5	243,7	450,2	310,0	278,1
Dvigji GL	NHT	IME	2	1*	0	33	1	71*	22*
		IME, PCA	33	3	0	1	5	3	1
	HT	IME	1	3	0	2	1	247*	15*
		IME, PCA	1	3	0	0	0	1	1
Video		1	3	0	0	0	1	1	0

V prvem sklopu so predstavljeni rezultati uporabe različnih kombinacij opisanih algoritmov senzorne obdelave in referenčni podatki ročnega pregleda video posnetkov meritev (glej tabelo 4.1). Ti razkrijejo, da je osem izmerjenih otrok skupno izvedlo šest dvigov glave z merilne podlage v hrbtnem položaju. Rezultati kažejo, da postopek zaznavanja odtisa glave in števja dvigov v primeru uporabe zgolj podatkov IME na trupu o orientaciji prepozna nepravilno in nerealistično visoko število dvigov glave in sicer skupno preko 100 za vseh osem otrok. Pregled video posnetkov je potrdil, da do napake v postopku določitve pride, ker se otrok med meritvijo z rokami večkrat dotakne zapestnice z IME na trupu. S tem IME izmakne iz osnovne lege na trupu, pri čemer je na izmkik verjetno dodatno vplivala tudi

neprimerna pritrditev IME znotraj zapestnice. Posledično pride do izmika IME v koronalni ravnini trupa s kotom tudi do več 10 stopinj. Ob nepravilno določeni orientaciji, algoritmom iskanja glave v zornem kotu zazna odtise rok in jih naročne interpretira kot odtis glave.

Navedeni problemi so bili odpravljeni z adaptivno rotacijo orientacije IME v realnem času (glej podpoglavlje 3.2). Združevanje senzornih podatkov IME in pritiskovne meritne podlage je zagotovilo pravilno določitev orientacije trupa in posledično uspešnejše zaznavanje odtisa glave (glej tabelo 4.1, IME, PCA). Samostojna uporaba podatkov pritiskovne meritne podlage, torej tako imenovanega kota PCA, za določanje števila dvigov glave praktično ni mogoča. Izhodno območje kota je namreč zgolj 180° , zatem mora biti vsaj približna orientacija trupa ali predhodno poznana ali pa ocenjena z IME. Naslednji večji problem se je pojavil, kadar je otrok poizkusil pogledati skrajno levo ali desno, pri čemer je posledično glavo rotiral okoli glavne središčne osi trupa. Taki manevri so povzročili izjemne premike odtisa glave v nasprotni smeri in skrajno povečanje odmika odtisa glave iz središčne lege v M-L smeri trupa. Brez uporabe algoritma sledenja gibanju položaja odtisa glave, torej zgolj z uporabo algoritma zornega kota, je bilo iskanje odtisa glave ob izjemni razdalji odmika od središčne lege neuspešno. Napačno prepoznavanje odtisa glave je pomenilo tudi nepravilno določeno število dvigov glave, torej skupno približno 50 dvigov.

Algoritem sledenja gibanju položaja odtisa glave torej zagotavlja dodatno povečano, vendar kljub vsemu natančno območje uspešnega iskanja odtisa glave. Kombinacija algoritmov, ki združuje algoritem sledenja gibanju ter združevanje podatkov IME in meritne podlage se je izkazala za povsem točno v primerjavi z referenčnimi rezultati (glej tabelo 4.1). Izmed skoraj 40 minut pridobljenih podatkov je računalniški model uspešno zaznal vseh 6 izvedenih dvigov glave, kar potrjuje njegovo ustreznost in pravilnost delovanja. Popolno ujemanje rezultatov ne pomeni zgolj uspešnega zaznavanja in štetja dvigov glave, temveč predvsem posredno potrjuje zanesljivo, pravilno identifikacijo odtisa glave, kadar je glava v stiku z meritno podlogo.

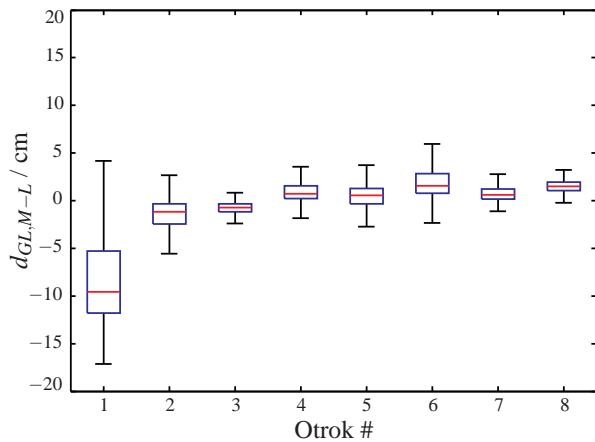
Drugi sklop podaja numerične parametre, ki jih je možno določiti na podlagi podatkov o odmiku odtisa glave iz središčne lege $d_{GL,M-L}$ (glej tabelo 4.2). Primerjava teh parametrov z referenčnimi ni bila izvedena, saj video posnetki za razliko od prepoznavanja dvigov glave ne omogočajo natančne določitve izmika glave iz središčne lege. V kombinaciji z grafično predstavljivijo (glej slike 3.17 in 4.3) pa ti parametri vseeno lahko omogočijo enostavno in celovito interpretacijo gibanja glave na meritni podlogi v smislu opisa porazdelitve podatkov, amplitude in drugih lastnosti analiziranega signala. Vrednosti numeričnih parametrov so precej podobne za vse otroke, razen za otroka #1. V njegovem primeru je bila vrednost

Tabela 4.2: Rezultati analize gibanja odtisa glave (GL) na merilni podlogi. t_{mer} predstavlja čas trajanja meritev, HT označuje prepoznavanje odtisa glave z dodatno uporabo algoritma sledenja položaju, IME, PCA pa predstavljata uporabo algoritma združevanja podatkov IME in merilne podloge. $d_{GL,l,maks.}$ in $d_{GL,d,maks.}$ označujeta maksimalni vrednosti izmika v levo in desno, $d_{GL,med.}$, $d_{GL,sr.vred.}$ in $d_{GL,st.odklon}$ pa mediano, srednjo vrednost ter vrednost standardnega odklona odmika odtisa glave iz središčne lege v lateralni smeri trupa ($d_{GL,M-L}$). $d_{GL,splosc.}$ in $d_{GL,asim.}$ predstavljata sploščenost in asimetrijo porazdelitve podatkov, medtem ko $d_{GL,RMS}$ in $d_{GL,apr.ent.}$ označujeta vrednost RMS (kvadratnega korena srednje vrednosti kvadratov) in aproksimirane entropije. Parametra s_{GL} in \bar{v}_{GL} predstavljata prepotovano pot in povprečno hitrost položaja odtisa glave na merilni podlogi (\mathbf{p}_{GL}).

	Otrok #	1	2	3	4	5	6	7	8
t	t_{mer} / s	240,9	235,9	159,3	323,5	243,7	451,1	313,0	278,1
$d_{GL,M-L}$	$d_{GL,l,maks.} / \text{cm}$	9,0	6,5	5,4	5,5	16,8	11,3	7,3	15,6
	$d_{GL,d,maks.} / \text{cm}$	17,1	7,0	6,7	5,1	7,8	5,1	5,9	0,7
	$d_{GL,med.} / \text{cm}$	-9,6	-1,2	-0,7	0,7	0,6	1,5	0,6	1,5
	$d_{GL,sr.vred.} / \text{cm}$	-8,2	-1,4	-0,8	0,8	0,9	1,8	0,9	1,8
	$d_{GL,st.odklon} / \text{cm}$	4,9	1,6	1,1	1,4	2,5	2,0	1,2	1,8
	$d_{GL,splosc.} / \text{cm}$	2,6	4,2	12,2	4,9	13,8	5,0	10,1	27,0
	$d_{GL,asim.} / \text{cm}$	0,7	-0,1	-1,1	-0,1	2,4	0,3	1,3	4,6
	$d_{GL,RMS} / \text{cm}$	9,6	2,2	1,3	1,6	2,7	2,7	1,4	2,6
	$d_{GL,apr.ent.} / \text{cm}$	0,3	0,6	0,4	0,4	0,4	0,5	0,4	0,3
\mathbf{p}_{GL}	s_{GL} / cm	201,0	297,4	282,0	343,6	320,3	429,8	194,9	222,7
	$\bar{v}_{GL} / \text{cm/s}$	0,8	1,3	1,8	1,1	1,3	1,0	0,6	0,8

medianne majhna (-9,6 cm), kar nakazuje asimetrično držo, z velikim raztrosom približno 20 cm. Pregled videa je potrdil, da je otrok glavo oziroma pogled dejansko držal obrnjeno proti levi strani med celotno meritvijo, verjetno zaradi iskanja očesnega stika z materjo. Raztros podatkov ostalih otrok je precej manjši, srednje vrednosti pa so okoli 0 cm (glej sliko 4.3).

Gibanje glave na merilni podlogi je ocenjeno tudi s parametrom prepotovane poti s_{GL} in povprečne hitrosti \bar{v}_{GL} , ki opisuje stopnjo aktivnosti gibanja glave, ki pa je lahko pogojeno tudi z gibanjem trupa (glej tabelo 4.2). Otrok #7 je imel najnižjo stopnjo aktivnosti (0,6 cm), otrok #3 pa je bil kljub majhnem raztrosu podatkov $d_{GL,M-L}$ najbolj aktiven (1,8 cm).



Slika 4.3: Škatlični diagram podatkov izmika odtisa glave iz središčne lege. Rezultati izmika odtisa glave v lateralni smeri trupa so prikazani za osem otrok (#1 do #8), pri čemer rdeča črta predstavlja vrednost mediane, spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajni spodnji in zgornji deli diagrama prikazujejo najmanjše oziroma največje vrednosti v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom.

Rezultati potrjujejo, da sta predlagan meritni sistem in implementiran računalniški model s kombinacijo iskalnih algoritmov sposobna zaznati in analizirati raznolike aktivnosti gibanja glave otrok v hrbtnem položaju, vključajoč ne le skorajšnje mirovanje, temveč tudi izdatno aktivnost gibanja z večjim razponom odmika od središčne lege. Združevanje senzornih podatkov izboljša zanesljivost delovanja sistema in točnost uporabljenih algoritmov, kot se izkaže ob primerjavi z referenčnim pregledom video posnetkov. Kot točen, zanesljiv, robusten senzorno podprt sistem lahko predstavljen pristop predstavlja pomemben doprinos k hitremu, objektivnemu in neintruzivnemu ocenjevanju gibanja glave otrok.

Kljub vsemu je potrebno omeniti nekaj pomanjkljivosti predstavljene študije, kot so relativno majhno število izmerjenih otrok, nizka starost otrok, nizko število izvedenih dvigov glave in relativno nizka frekvenca vzorčenja pritiskovne meritne podlage. Izmerjenih je bilo zgolj 8 otrok, kar zaradi majhnosti vzorca precej omejuje uporabo naprednih statističnih metod na pridobljenih podatkih. Za izvedbo take analize bi bilo zaželeno višje število, kar pa ni cilj predstavljene študije. Osnovni namen je preizkus meritnega sistema in predlagane kombinacije senzorjev, spoznavanje s senzornimi podatki in končno preverjanje ustreznosti predlaganih algoritmov v namen neintruzivnega ocenjevanja gibanja glave otrok, zatorej sklepamo, da podatki 8 otrok povsem zadoščajo. Starost izmerjenih otrok je med 1 in 5 mesecev, kar ne predstavlja celotnega starostnega območja ciljne populacije. Starejši otroci so navadno bolj aktivni in načeloma glavo dvignejo večkrat, kljub temu pa ta omejitve ne bi

smela izdatno vplivati na rezultate in delovanje algoritmov. Nadalje so otroci resda izvedli zgolj skupno 6 dvigov glave, kar se morda zdi malo za validacijsko študijo, pri čemer bi večje število verjetno dodatno podprtlo interpretacijo rezultatov. Ob upoštevanju, da je iz 40 minut pridobljenih senzornih podatkov računalniški model uspel detektirati vse možne dvige glave (pa četudi zgolj 6) in v vmesnem času še popolnoma pravilno prepoznati odtis glave na merilni podlogi, lahko sklepamo, da sta zanesljivost ter točnost primerni in večje število dvigov ne bi predstavljalov ovire. Frekvenca vzorčenja 10 Hz se morda zdi nizka in omejuje analizo dogodkov z ekstremno kratkim trajanjem, vendar otroci redko izvajajo gibe glave z intenziteto oziroma trajanjem pod 0,1 s. Zatorej naj bi ta nastavitev imela zanemarljiv vpliv, morda pa bi v prihodnih študijah veljalo frekvenco vzorčenja zvišati v smislu omogočanja višje točnosti analize podrobnosti in karakteristike posameznih gibov.

4.2 Validacija z optoelektronским merilnim sistemom Optotrac

Druga izvedena študija je potekala približno v istem času kot določitev prototipa merilnega sistema in je imela več ciljev. Kombinaciji merilne podlage in IME na trupu je bila dodana dodatna merilna podloga in po dve IME na vsako roko. Hkrati so bili izdelani algoritmi za naknadno obdelavo senzornih podatkov v smislu združevanja podatkov merilne podlage in IME, določitve kinematike roke in ocene parametrov motoričnih sposobnosti. Osnovni namen študije je bila validacija merilnega sistema CareToy z novo predlagano kombinacijo senzorjev in implementiranih algoritmov z referenčnim optoelektronskim merilnim sistmem Optotrac. Poleg ocene pravilnosti delovanja in točnosti je bil nadaljnji cilj tudi ocena vpliva poenostavitev merilnega sistema v smislu uporabe zgolj ene IME na vsaki roki na točnost določitve parametrov motoričnih sposobnosti. Temu so sledile krajše meritve z novo predlagano, optimalno kombinacijo senzorjev na enem zdravem otroku z namenom ocene funkcionalnosti in primernosti merilnega sistema. V tem podoglavlju je torej najprej predstavljena metodologija študije, vključujuč opis eksperimentalne postavitve in uporabljenih algoritmov, sledijo pa rezultati validacijske in pilotne študije s pripadajočimi komentarji.

4.2.1 Metodologija

Meritve validacijske študije so potekale v Laboratoriju za robotiko (FE, UL). Eksperimentalna postavitev je vključevala merilni sistem CareToy z novo predlagano kombinacijo senzorjev, vključujuč torej dve merilni podlogi in šest IME, izdelanih v STMicroelectronics (glej

poglavlje 2), optoelektronski merilni sistem in digitalno video kamero. Delno prekrivajoči se merilni podlogi sta pokrivali površino tal merilne igralnice in sta ponovno služili za meritve porazdelitve tlaka. Šest brezžičnih IME je bilo uporabljenih za ocenjevanje orientacije trupa in segmentov rok. Optoelektronski merilni sistem Optotrak Certus (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Kanada) s trinajstimi infrardečimi diodami, ki so služile kot aktivni markerji, je bil uporabljen za referenčne meritve položaja trupa in segmentov rok. Merilni sistem Optotrak dosega točnost 0,1 mm in ločljivost 0,01 mm tudi pri visokih frekvencah vzorčenja nad 100 Hz [59, 137].

Veliko število med seboj z žico povezanih markerjev praktično onemogoča validacijo merilnega sistema na realnem otroku, saj lahko ozičenje markerjev občasno onemogoča in omejuje delovni prostor ter s tem vzbuja nelagodje otroka. Upoštevajoč tudi težavno namestitev, dolgotrajno pripravo in odstranjevanje markerjev je početje lahko tudi etično sporno. Zatorej so bile meritve izvedene na namenski lutki dojenčka z realističnimi antropometričnimi lastnostmi prezgodaj rojenega dojenčka (masa telesa, dolžine segmentov rok, komolčni sklep). Lutka (testni subjekt) je bila opremljena s petimi IME (trup in vsak segment obeh rok), integriranimi znotraj namenskih silikonskih zapestnic in desetimi Optotrak markerji, ki so bili nameščeni na markantna, referenčna anatomska mesta (glej sliko 4.4). Ena IME in trije Optotrak markerji so bili nameščeni v kot merilne podlage in so tako določali referenčni KS IME in Optotrak sistema (glej sliko 4.4). Digitalna USB video kamera (glej poglavje 2) je bila obešena nad eksperimentalno postavitev za lažjo interpretacijo numeričnih rezultatov in potencialno naknadno podrobno spremeljanje dogajanja.

MATLAB/Simulink je bil uporabljen za sinhronizirano zajemanje senzornih podatkov Optotraka (100 Hz), IME (100 Hz), merilnih podlog (30 Hz) in video kamere (10 Hz). V primerjavi s preliminaro študijo je bila spremenjena zgolj frekvanca vzorčenja merilnih podlog s ciljem čim boljšega opisa gibanja glave, rok in trupa. Podatki niso bili obdelani v realnem času, temveč so bili shranjeni na trdi disk osebnega računalnika za naknadno obdelavo z novo predlaganimi algoritmi.

Med meritvijo so bili roke in trup premikani podobno realističnim gibom dojenčka, pri čemer smo se poizkušali izogibati zastiranju pogleda Optotrak markerjev. Gibanje trupa v smislu obračanja okoli longitudinalne Ca-Cr osi je bilo simulirano kot spiralno obračanje s hrbtnega v bočni položaj (angl. Corkscrew fashion) [21]. Sočasno je bilo izvajano spontano, naključno gibanje rok na sprednji (frontalni) strani koronalne ravnine (COR) okoli kaudokranialne (Ca-Cr), ventrodorzalne (Ve-Do) in mediolateralne (M-L) osi. Realistični ciljno orientirani gibi v smislu seganja s prijemanjem so bili simulirani s sprememjanjem kota v



Slika 4.4: Eksperimentalna postavitev merilnega sistema. Lutka dojenčka je položena na dve delno prekrivajoči se merilni podlogi znotraj namenske igralnice CareToy. Pet IME je opremljenih z namenskimi silikonskimi zapestnicami (rdeče elipse) in nameščenih na lutko: ena na prsnici, po ena na vsako podlakt in nadlakt. Deset merilnih markerjev referenčnega sistema Optotrac je uporabljenih za določitev referenčnih pozicij in označenih z belimi pravokotniki. Trije markerji so nameščeni na glavo (eden na čelo, dva na lici), trije na trup (eden na frontalni strani spodnjega dela trebuha, po eden na frontalni strani ramenskega sklepa), štirje na roke (po eden na lateralni strani vsakega komolca in po eden na dorzalni strani dlani). Orientacija referenčnega KS Optotrac sistema in IME je prikazana v spodnjem desnem kotu (bele puščice).

komolcu od fleksije do ekstenzije in obratno. Povprečna hitrost gibanja je bila približno 13 cm/s, podobno kot v [60]. Gibanje glave na merilni podlogi je bilo simulirano na podlagi podatkov preliminarne študije.

Obdelava senzornih podatkov je potekalo naknadno in sicer v več korakih. Najprej so bili uporabljeni predlagani algoritmi predobdelave (glej podpoglavlje 3.1) za odstranjevanje vpliva odmika podatkov od ničle in superponiranega šuma. Temu je sledila uporaba algoritma združevanja podatkov merilne podloge in IME na trupu (druga različica) med naknadno

obdelavo (glej podpoglavlje 3.2) za odstranjevanje vplivov izmika IME na trupu iz osnovne lege. IME je bila pred meritvami sicer nameščena s čim manj izmika iz središčne lege in med izvajanjem meritve ni bila dodatno ročno premikana. Dodaten vpliv izmika je bil zato dosežen z računalniško simulacijo izmika preko rotacije orientacije IME na trupu okoli osi z_{IME} . Preverjeni so bili primeri brez izmika, s konstantnim ter naključno spremenljajočim se izmikom IME iz osnovne lege. Nadalje so bili uporabljeni algoritmi računalniškega modela za oceno gibanja glave na merilni podlogi (glej podpoglavlje 3.3) v smislu gibanja posameznih koordinat (x_{GL} in y_{GL}) in odmika odtisa glave od središčne lege ($d_{GL,M-L}$). V nadaljevanju je bila izvedena validacija točnosti določitve kinematike, kateri je sledila ocena parametrov motoričnih sposobnosti, kot so gladkost gibov (SAL), parametri delovnega (P_{del} in V_{del}) in dosegljivega (V_{dos}) prostora ter ostali (glej podpoglavlje 3.4).

Hkrati je bil izведен izračun nekaterih parametrov tudi na podlagi podatkov referenčnega merilnega sistema. Položaji Optotrap markerjev so bili najprej s pomočjo določitve vektorjev normale ravnin glave in trupa transformirani v dejanske položaje referenčnih anatomskih mest, kot so rama (angl. Shoulder), trebuh (angl. Abdomen) in glava (angl. Head). Položaji markerjev na komolcu in dlaneh so bili izraženi relativno glede na KS trupa. Povprečne dolžine med Optotrap markerji na referenčnih anatomskih mestih so bile uporabljene za določitev dolžin segmentov rok (l_{UA} , l_{FA}), lahko pa bi bile izmerjene tudi ročno. Koordinate središča tlaka na merilni podlogi na podlagi Optotrap markerjev (COP_{OPTO}) so bile izračunane kot transformiran položaj središča položajev markerjev na ramah in spodnjem delu trebuha. Podobno je bil določen tudi položaj glave na podlagi transformiranih položajev markerjev na obrazu glave lutke. Hitrost, pospešek in odvod pospeška so bili preračunani kot prvi, drugi in tretji odvod pozicije dlani. Odvajanje vnese določeno stopnjo šuma, zatorej so podatki glajeni z mejno frekvenco 6 Hz [9, 64, 112].

Rezultati, pridobljeni na podlagi senzornih podatkov merilnih podlog in IME, so bili v nadaljevanju primerjani z rezultati referenčnega merilnega sistema. Najprej so bile na podlagi podatkov o kinematiki izračunane vrednosti RMS razdalj ε_{RMS} , temu pa je sledilo normiranje ocenjenih parametrov, vizualna primerjava in izračun Pearsonovega korelacijskega koeficiente PCC med rezultati Optotrap sistema in kombinacije merilne podlage ter IME.

Končno so bile z namenom oceniti primernost metode in izbranih parametrov izvedene meritve gibanja zdravega, petmesečnega otroka. Uporabljen je bil merilni sistem CareToy z dvema merilnima podlogama, eno referenčno IME, eno IME na trupu in eno IME na vsaki podlakti. Ta postavitev senzorjev je bila izbrana z namenom poenostaviti postopek meritev. Meritve so bile izvedene v soglasju s Helsinško deklaracijo kot del EU FP7 projekta CareToy

in nadzorovane s strani terapevtke. Merilni protokol je bil prav tako odobren s strani italijanskega Ministrstva za zdravje (DGDFSC 0066613-P-17/09/2013). Pridobljeno je bilo tudi pisno soglasje staršev, ki so bili prisotni med meritvijo. Za referenčno snemanje dogajanja znotraj igralnice so bile uporabljene digitalne USB video kamere (glej poglavje 2).

4.2.2 Rezultati in razprava

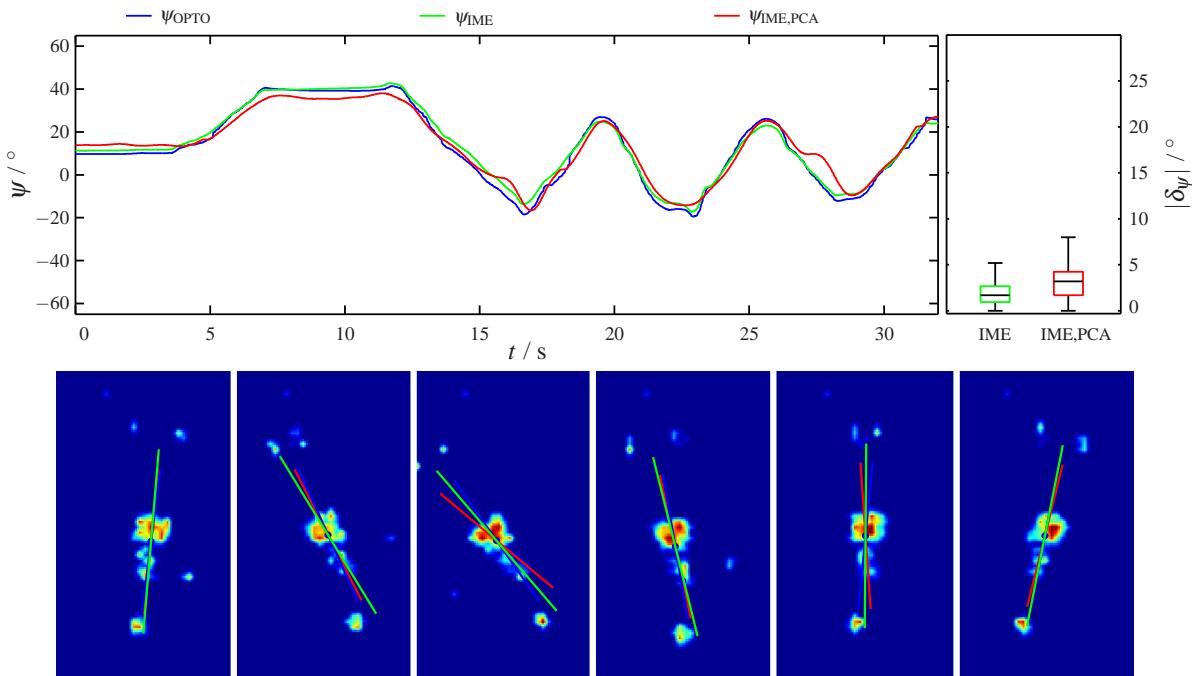
Že med preliminarno študijo so bili opaženi vplivi izmika IME na trupu iz osnovne lege na pravilnost delovanja algoritmov zaznavanja trupa ter glave, posledično pa so možne tudi nepravilnosti pri oceni parametrov motoričnih sposobnosti. Morebitno nepravilno določeno orientacijo trupa je možno popraviti z združevanjem podatkov IME na trupu in merilnih podlog.

Namesto različice za združevanje senzornih podatkov v realnem času je v tej študiji bila implementirana in uporabljena različica za združevanje med naknadno obdelavo (glej podpoglavlje 3.1). Ta v izračunu upošteva podatke celotne meritve in ne zgolj posameznih časovnih trenutkov.

V sklopu validacijske študije predlaganih algoritmov je bila najprej ocenjena točnost določanja orientacije trupa v horizontalni ravnini igralnice, torej kota ψ , med obračanjem okoli P-A osi trupa. Na podlagi pozicij Optotrak markerjev je bil določen referenčni potek kota ψ_{OPTO} . Temu so sledile tri različice analize določitve orientacije na podlagi podatkov IME (in merilnih podlog).

V prvi različici je bila orientacija trupa ocenjena z izračunom poteka kota ψ_{IME} na podlagi nespremenjenih podatkov IME na trupu. IME senzorni sistem je bil torej nameščen na trup s čim manjšim izmikom iz osnovne lege. Upoštevajoč tudi podatke merilnih podlog, torej z združevanjem podatkov IME in merilnih podlog med naknadno obdelavo je bil določen tudi potek kota $\psi_{IME,PCA}$. To je bilo izvedljivo zaradi realnih antropometričnih karakteristik lutke dojenčka, ki so omogočile tudi realno obliko pritiskovnih odtisov na merilni podlogi. Poleg določitve poteka je bil izračunan tudi parameter $|\delta_\psi|$, najprej kot absolutna razlika potekov kotov ψ_{OPTO} in ψ_{IME} , zatem pa še kot absolutna razlika potekov kotov ψ_{OPTO} in $\psi_{IME,PCA}$ (glej sliko 4.5).

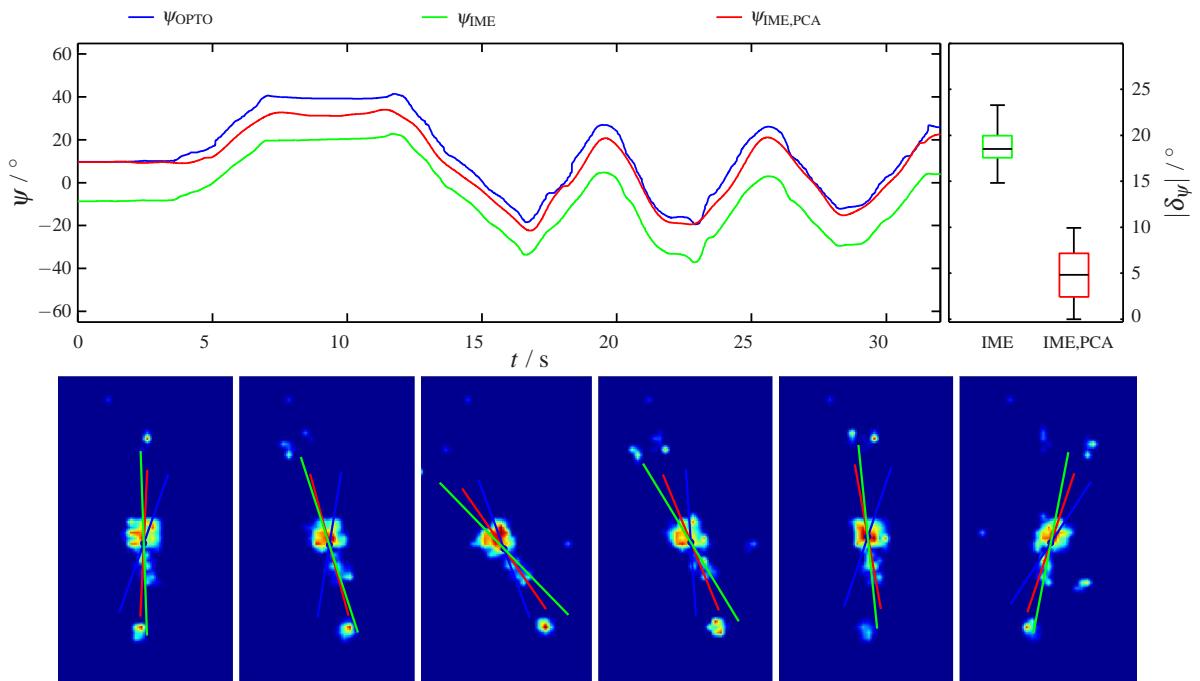
Izkaže se, da ocenjena orientacija na podlagi podatkov IME dobro sledi poteku referenčnega signala. Tudi mediana napake določitve kota ψ je v rangu nekaj stopinj, kar ustreza rezultatom drugih študij, ki so IME prav tako uporabljale za oceno orientacije delov telesa [73, 80]. Potek dobro sledi tudi ob večjih, zaporedoma spremenjajočih se zasukih



Slika 4.5: **Določitev orientacije trupa brez izmika IME iz osnovne lege na trupu.** Orientacija trupa v ravnini merilne podlage je podana za primer brez izmika IME iz osnovne lege, pri čemer je orientacija določena z Optotrek sistemom (ψ_{OPTO} - modra), z uporabo IME (ψ_{IME} - zelena) ter s kombinacijo IME in merilne podlage ($\psi_{IME,PCA}$ - rdeča). Desno je predstavljen škatlični diagram absolutnih razlik ($|\delta_\psi|$) med koti ψ_{OPTO} in ψ_{IME} oziroma $\psi_{IME,PCA}$. Primeri podatkov merilnih podlog in pripadajoče različno določene orientacije so podani spodaj.

telesa. Na drugi strani predlagani algoritmom združevanja podatkov IME na trupu in merilnih podlog nekoliko manj natančno določi potek kota ψ , kljub temu pa je mediana absolutne napake določitve $|\delta_\psi|$ tudi v tem primeru pod 5° (glej sliko 4.5). Z nekaj izjemami večjih napak rezultat algoritma kljub temu torej dobro sledi referenčnemu poteku ψ_{OPTO} . Omenjena odstopanja so verjetno posledica dejstva, da so ob določitvi končnega poteka upoštevani zgolj ustrezni indeksi (obremenitev, dolžina odtisa trupa), ki so nizkopasovno glajeni, kar verjetno vnese v potek signala možnost nizkofrekvenčnih prenihajev. V takih primerih nihanja torej signal po absolutni vrednosti odstopa od referenčne vrednosti. Potelek kota, ocenjenega zgolj s podatki IME, je precej bolj gladek, saj kot izhod UKF sam po sebi ne potrebuje dodatnega nizkopasovnega glajenja (razen z namero izločanja visokofrekvenčnega šuma). Ob tem se je potrebno tudi zavedati, da so podatki IME precej manj podvrženi šumu kot podatki merilnih podlog.

V drugi različici analize je bila ocenjeni orientaciji IME dodana enosmerna negativna komponenta v smislu simulacije konstantnega izmika IME iz osnovne lege za 20° okoli z osi trupa. Do tega običajno pride ob neprimerni namestitvi IME znotraj namenske merilne zapestnice. IME bi bila pred izvedbo meritev lahko tudi ročno izmaknjena iz osnovne lege, vendar v primerjavi s simulacijo izbira pristopa na rezultate nima vpliva. Ponovno so bili določeni poteki kotov ψ_{OPTO} , ψ_{IME} , $\psi_{IME,PCA}$ in za obe možnosti primerjave potekov določeni tudi škatlični diagrami vrednosti $|\delta_\psi|$ (glej sliko 4.6).



Slika 4.6: Določitev orientacije trupa ob konstantnem izmiku IME iz osnovne lege na trupu. Prikazan je graf izračunanih orientacij trupa v ravni merilne podlage, določenih z Optotrak sistemom (ψ_{OPTO} - modra), uporabo IME (zelena) in kombinacijo IME in merilne podlage ($\psi_{IME,PCA}$ - rdeča). Izračun orientacij je podan za primer s simuliranim konstantnim izmikom IME iz osnovne lege na trupu. Škatlični diagram desno predstavlja absolutne razlike ($|\delta_\psi|$) med koti ψ_{OPTO} in ψ_{IME} ozziroma $\psi_{IME,PCA}$. Spodaj so podani primeri podatkov merilnih podlog in pripadajoče različno določene orientacije.

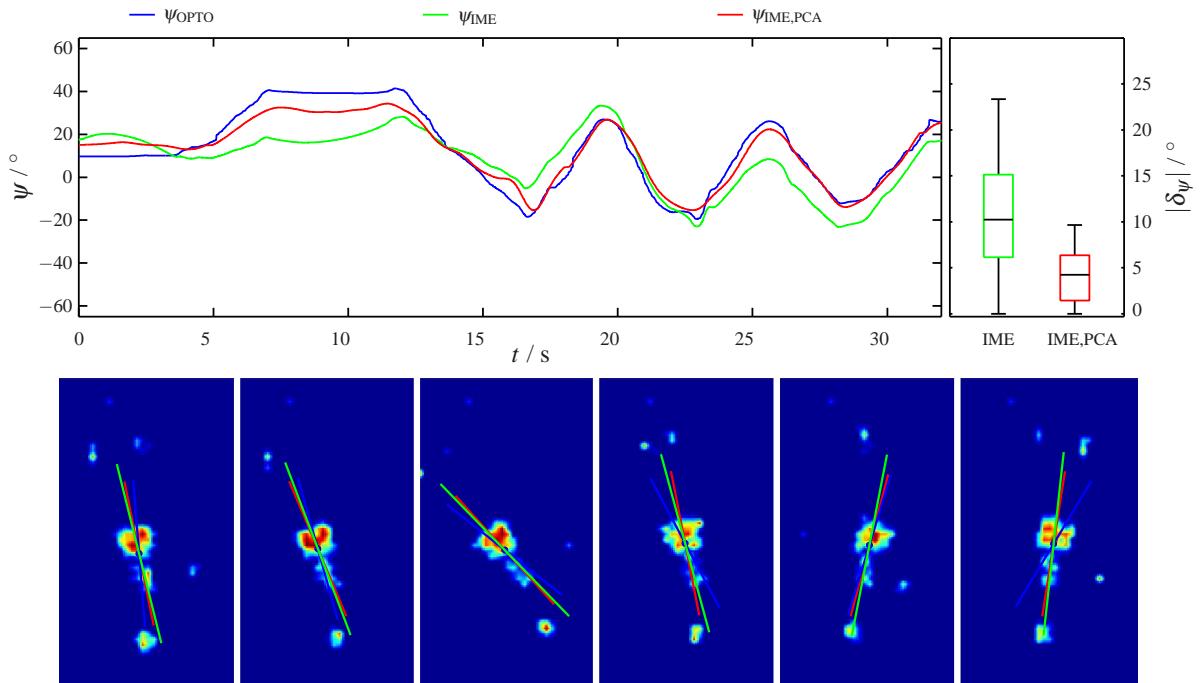
Tokrat se izkaže, da uporaba podatkov IME brez dodatnih informacij ne omogoča več točne določitve orientacije trupa, saj je mediana absolutnih vrednosti napake blizu vrednosti izmika 20° . V tem primeru je uporaba algoritma združevanja vseh razpoložljivih informacij, torej podatkov IME na trupu in merilnih podlog, nepogrešljiva za ustrezno oceno orientacije trupa. Tako določen potek kota $\psi_{IME,PCA}$ namreč precej dobro sledi poteku referenčnega

signal, pri čemer je mediana absolutnih vrednosti napake blizu 5° (glej sliko 4.6). Zdi se, da algoritmom posebej dobro deluje, kadar se vrednost kota spreminja, medtem ko potek kota dobi vpliv manjše enosmerne komponente med mirovanjem. To je najverjetnejše ponovno posledica glajenja z relativno nizko mejno frekvenco, ki pa je nujno potrebno za izločanje vplivov visokofrekvenčnega šuma. Morda je dodatno potrebno omeniti, da je bila med analiziranim delom meritve glava lutke na meritni podlogi. V primeru fleksije trupa, torej ob dvigu glave in nog z meritne podlage, bi precej večjo obremenitev pritiskovnega odtisa povzročil tudi ramenski obroč ozziroma zgornji del hrbta, kar bi dodatno poudarilo orientacijo odtisa trupa in lahko še dodatno izboljšalo oceno orientacije z združevanjem podatkov.

V primeru tretje različice je bil simuliran naključno spreminjač se izmik IME iz osnovne lege, kar je verjetno najbližje realni situaciji med meritvami. Do naključnega spremnjanja izmika navadno pride ob kombinaciji nepravilne namestitve IME znotraj meritne zapestnice, dotikanja zapestnice na trupu z rokami in nekaterih naključnih premikov trupa. Ocenjeni orientaciji IME je bil dodan potek kota, ki je bil določen v več korakih. Najprej je bil določen vektor naključnih vrednosti v območju $[-30^\circ, 30^\circ]$. Vektor je bil nadalje glajan z Butterworth filtrom petega reda z naključno določeno mejno frekvenco, ki je za primer na sliki 4.7 znašala $0,1\text{ Hz}$. Glajeni signal je bil dodatno skaliran s faktorjem 9, prišteta pa mu je bila tudi naključna enosmerna komponenta, ki je za primer na sliki 4.7 znašala -5° . Prilagojena orientacija IME ψ_{IME} je tako predstavljala rezultat kombinacije možnih vplivov konstantnega in naključnega izmika IME iz osnovne lege. Ponovno so bili določeni tudi potek kota $\psi_{IME,PCA}$, torej rezultat algoritma združevanja podatkov IME in meritnih podlog, in škatlična diagrama absolutnih vrednosti napak $|\delta_\psi|$ (glej sliko 4.7).

Izkaže se, da je mediana absolutnih vrednosti napake za podatke IME manjša kot v primeru zgolj konstantnega izmika in znaša približno 10° , kljub temu pa skrajne vrednosti napak v obeh primerih dosegajo skoraj 25° . Upoštevanje podatkov meritnih podlog v smislu združevanja s podatki IME se ponovno izkaže za primernejši pristop, saj je mediana absolutnih vrednosti napak ponovno blizu 5° . To potrdi tudi grafični prikaz posameznih primerov podatkov meritnih podlog in pripadajočih različno določenih orientacij (glej sliko 4.7).

V okviru tretje različice analize je sledila tudi dodatna analiza natančnosti delovanja algoritma združevanja podatkov za oceno orientacije. Izvedenih je bilo 300 simulacij delovanja ob naključno spreminjačem se izmiku IME iz osnovne lege, torej istosmiselno z naključno spremenjenimi podatki orientacije IME. Tudi v tem primeru je bil za vsako simulacijo določen vektor naključnih vrednosti v območju $[-30^\circ, 30^\circ]$. Ta je bil nadalje glajan z Butterworth filtrom petega reda z naključno določeno mejno frekvenco med $0,3\text{ Hz}$ in

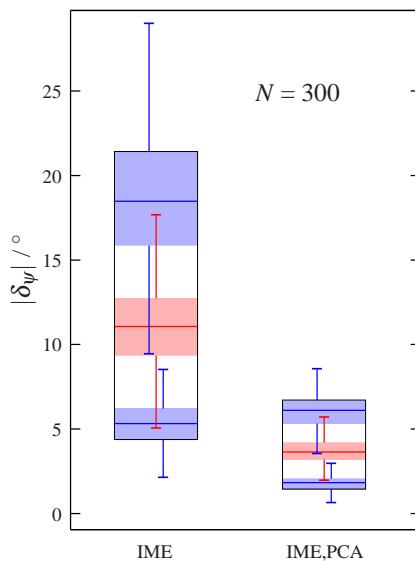


Slika 4.7: **Določitev orientacije trupa ob naključno spreminjajočem se izmiku IME iz osnovne legi na trupu.** Prikazani so potek izračunanih orientacij trupa v ravnini merilne podlage, določenih z Optotrek sistemom (ψ_{OPTO}), uporabo IME (ψ_{IME}) in kombinacijo IME in merilne podlage ($\psi_{IME,PCA}$). Izračun orientacij je podan za primer s simuliranim naključno spreminjajočim se izmikom IME iz osnovne legi. Škatlični diagram predstavlja absolutne razlike ($|\delta_\psi|$) med koti ψ_{OPTO} in ψ_{IME} oziroma $\psi_{IME,PCA}$. Spodaj so podani primeri podatkov merilnih podlog in pripadajoče različno določene orientacije.

0,6 Hz. Temu je sledilo skaliranje s faktorjem 9, prišteta pa je bila tudi enosmerna komponenta naključne vrednosti v območju $[-5^\circ, 5^\circ]$. Pridobljene vrednosti mediane, 25-ega in 75-ega percentila absolutnih vrednosti napak določitve orientacije $|\delta_\psi|$ vseh simulacij so bile nadalje uporabljene za izris škatličnega diagrama za obe primerjavi, torej ψ_{OPTO} in ψ_{IME} , ter ψ_{OPTO} in $\psi_{IME,PCA}$ (glej sliko 4.8).

Izkaže se, da je tudi v primeru večjega števila izvedenih simulacij primernejša uporaba algoritma združevanja podatkov IME in merilnih podlog. Vrednost mediane median absolutnih vrednosti napak je v tem primeru blizu 5° , večina vrednosti pa pod 10° . Nasprotno je v primeru uporabe zgolj podatkov IME vrednost mediane nad 10° , vrednosti pa dosegajo tudi 25° (glej sliko 4.8).

Rezultati torej potrjujejo hipotezo, da algoritmom združevanja podatkov IME in merilnih

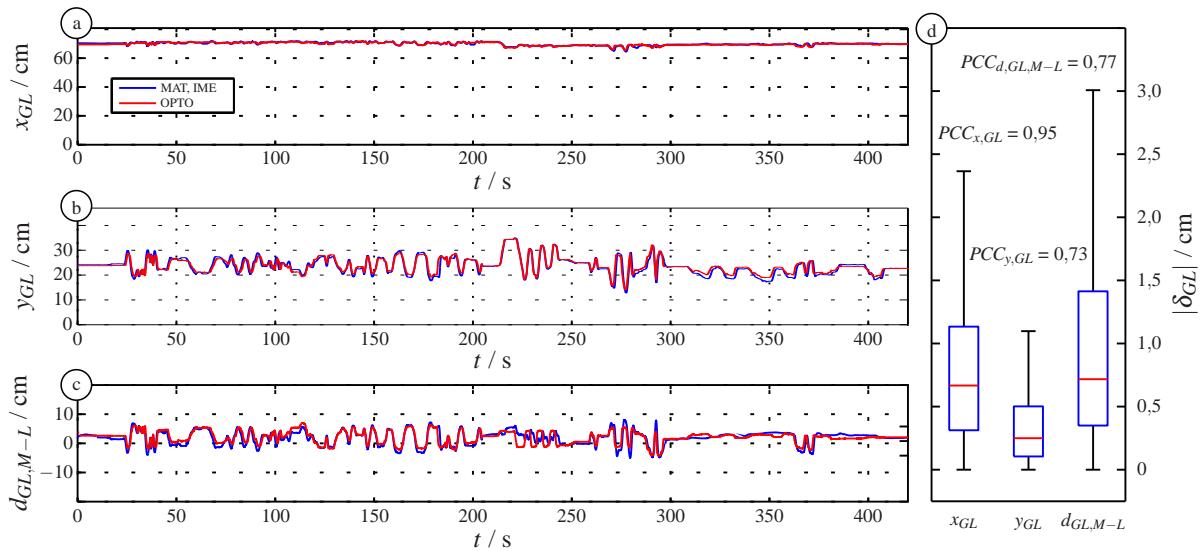


Slika 4.8: Škatlični diagram absolutne napake določitve orientacije trupa okoli Ca-Cr osi. Napaka določitve orientacije trupa okoli Ca-Cr osi $|\delta_\psi|$ je izračunana kot razlika kota ψ_{OPTO} in kota ψ_{IME} oziroma $\psi_{IME,PCA}$. Rezultati so podani za 300 izvedenih simulacij naključno spremnjajočega se izmika IME iz osnovne lege na trupu. Za vsako od primerjav rdeče območje predstavlja škatlični diagram srednjih vrednosti podatkov, spodnji in zgornji modri območji pa škatlična diagrama 25-ega in 75-ega percentila podatkov. Za vsako od območij horizontalna črta predstavlja vrednost mediane podatkov, spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajni spodnji in zgornji deli (črte) vsakega območja prikazujejo najmanjše oziroma največje vrednost v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom.

podlog med naknadno obdelavo predstavlja dovolj točno alternativo uporabi zgolj podatkov IME ter robustno in zanesljivo rešitev težav morebitnega izmika IME iz osnovne lege na trupu. Ob povsem minimalnih izmikih je sicer še zanesljiva tudi ocena orientacije s podatki IME, pri večjih izmikih pa uporabnost predlaganega algoritma izrazito prednjači.

V sklopu naslednjega dela validacijske študije je bila ocenjena natančnost določitve pozicije odtisa glave in odmika glave od središčne lege. Položaj glave lutke na merilni podlogi znotraj igralnice je bil v ta namen najprej določen na podlagi pozicij Optotrap markerjev. Upoštevajoč že znano orientacijo trupa je bila izračunana tudi referenčna vrednost odmika glave od središčne lege. Oba parametra, torej položaj glave na merilni podlogi (x_{GL} , y_{GL}) in odmik odtisa glave ($d_{GL,M-L}$), sta bila nadalje ocenjena tudi na podlagi podatkov merilnih podlog in IME. Za lažjo, efektivnejšo primerjavo obeh podatkov so bile določene tudi abso-

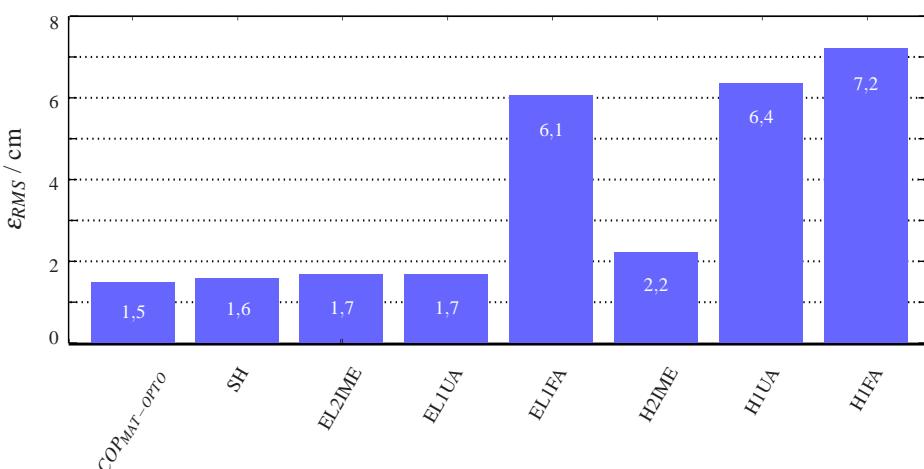
lutne vrednosti napak signalov posameznega parametra $|\delta_{GL}|$, izrisani škatlični diagrami in izračunani Pearsonovi korelacijski koeficienti pridobljenih podatkov (glej sliko 4.9).



Slika 4.9: Rezultati validacije določitve pozicije odtisa glave. a) in b) predstavljata primerjavo pozicije odtisa glave x_{GL} in y_{GL} , določene bodisi s kombinacijo podatkov merilne podlage in IME, bodisi z merilnim sistemom Optotrac. c) prikazuje rezultate izmika glave v lateralni smeri $d_{GL,M-L}$ za ista principa določitve. d) podaja škatlični diagram absolutnih vrednosti napake $|\delta_{GL}|$ za vse tri spremenljivke, pri čemer $PCC_{x,GL}$, $PCC_{y,GL}$ in $PCC_{d,GL,M-L}$ označujejo Pearsonove korelacijske koeficiente za obe osi in izmik glave v M-L smeri trupa. V diagramu rdeča črta predstavlja vrednost mediane, spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajni spodnji in zgornji deli diagrama prikazujejo najmanjše oziroma največje vrednosti v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom.

Rezultati kažejo, da predlagan računalniški model za oceno gibanja glave pravilno zazna odtis glave na merilni podlogi za celotno meritev (glej sliko 4.9). Prav tako je ob uporabi algoritma združevanja podatkov IME in merilnih podlog uspešno določen odmik odtisa glave od središčne lege. Večina absolutnih vrednosti napak je manjša od 3 cm, poteki vrednosti izbranih parametrov, torej položaja in odmika glave, pa dobro korelirajo z referenčnimi signalni, kar dokazujejo vrednosti $PCC_{x,GL}$ (0,95), $PCC_{y,GL}$ (0,73) in $PCC_{d,GL,M-L}$ (0,77). Vrednosti napak v smeri y KS so manjše v primerjavi s smerjo x, predvidoma zaradi manjših absolutnih premikov glave v Ca-Cr osi oziroma izrazitejših premikov v M-L osi. Istosmiselno v smeri x KS oziroma M-L osi trupa podatki tudi bolje korelirajo z vrednostjo PCC 0,95. Predlagana kombinacija algoritmov torej omogoča neintruzivno oceno in analizo gibanja glave s srednjo vrednostjo absolutne napake pod 1 cm in korelacijskim koeficientom nad 0,7.

Nadalje je bila ocenjena točnost določitve položaja točke COP, položaja ram in kinematike rok. RMS vrednosti razdalj ε_{RMS} so bile izračunane z namenom primerjave pozicij, določenih z referenčnim Optotrac sistemom, in pozicij, določenih z združevanjem podatkov merilne podlage in IME (glej sliko 4.10). Najprej je bila preverjena točnost določitve kinematike roke z uporabo dveh IME na vsaki roki. S stališča enostavnosti uporabe in kompleksnosti sistema pa se zdi zanimiva možnost poenostavitev merilnega sistema v smislu uporabe zgolj ene IME na podlakti oziroma zgolj ene IME na nadlakti (glej sliko 3.11). Zato je bila nadalje preverjena točnost določitve kinematike za oba poenostavljeni principi namestitve IME.



Slika 4.10: **Stolpični diagram vrednosti ε_{RMS} .** Ocena točnosti določitve kinematike z referenčnim sistemom Optotrac in združevanjem podatkov merilne podlage in IME. $COP_{M A T-O P T O}$ označuje primerjavo dveh principov določitve točke COP medtem, ko SH, EL in H označujejo ramo, komolec in dlani. 2IME, 1UA in 1FA predstavljajo principe namestitve z dvema IME na roko, zgolj eno IME na nadlakti in zgolj eno IME na podlakti.

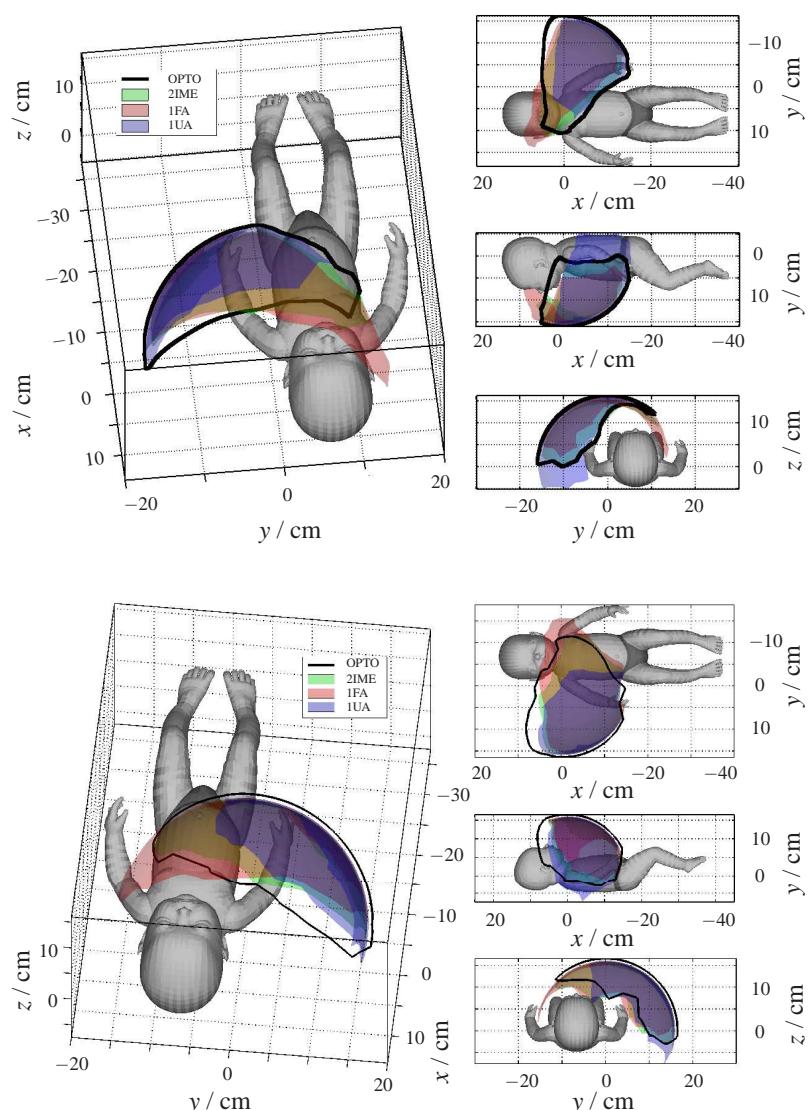
Vrednosti ε_{RMS} za položaj točke COP ($COP_{M A T-O P T O}$), rame (SH), komolec (EL2IME) in dlani (H2IME) so v območju približno 2 cm, kar potrjuje, da senzorni sistem merilnih podlog, IME na trupu in po dveh IME na vsaki roki zagotavlja dobro točnost določitve kinematike otrokovega telesa (glej sliko 4.10). Tudi klinični partnerji konzorcija, torej sodelavci ustanov FSM in HEC, so namreč potrdili, da je točnost določitve kinematike v območju nekaj centimetrov povsem ustrezna za interpretacijo dogajanja in izvedenih gibov med meritvijo. Pri tem sicer precej bolj poudarjajo tudi pomen dobre natančnosti ocenjenih parametrov motoričnih sposobnosti. Dobro se očitno obnesejo tudi predlagani algoritmi obdelave in združevanja podatkov senzornega sistema. Napake v določitvi pozicije so posledica več vplivov. Najpomembnejše vpliva premikanje kože in relativno slab stik IME s kožo, zaradi česar lahko pride do manjših izmikov IME glede na orientacijo segmentov roke. Dodatno

vplivajo morebitne napake v določitvi dolžin segmentov rok. Uporaba zgolj ene IME na nadlakti oziroma podlakti omogoči dodatno poenostavitev merilnega sistema, ki zagotavlja večjo enostavnost nameščanja in uporabe. To pa neposredno vpliva na točnost določitve položaja komolca in dlani, predvsem zaradi pomanjkanja informacij o kotu v komolcu. V primeru, da je uporabljen zgolj IME na nadlakti so višje zgolj vrednosti ε_{RMS} dlani (H1UA), v primeru uporabe IME na podlakti pa nepoznavanje vrednosti kota v komolcu vpliva na določitev položaja obeh anatomskeh mest, torej komolca (EL1FA) in dlani (H1UA). Absolutne vrednosti napake so, kot že ugotovljeno v poglavju 3.4, poleg ostalih vplivov odvisne predvsem od točnosti določitve kota v komolcu (β) in dolžin segmentov (l_{UA}, l_{FA}).

Otroci mlajši od 6 mesecev imajo navadno dolžini nadlakti in podlakti približno enaki, zatem dolžine segmentov ne vplivajo na izbiro principa poenostavitev. Točnost določitve kinematike je odvisna tudi od kota v komolcu, pri čemer je točnost določitve najvišja v primeru ekstenzije. Otroci sicer običajno roke držijo v rahli fleksiji, torej je določena stopnja napake pričakovana v obeh principih poenostavitev. Berthier je sicer ugotovil, da otroci pred osvojitvijo manevrov seganja večino gibov rok opravijo z večinoma fiksnim kotom v komolcu [55]. Kinematična napaka bi zatem moral biti relativno majhna. Kot v komolcu sicer enakovredno vpliva na točnost v obeh primerih poenostavitev, zatem naj tudi ta parameter na izbiro ne bi vplival. Izbera primernejše poenostavitev sistema je zatem lahko upoštevajoč rezultate ostalih parametrov.

V nadaljevanju so bile na podlagi kinematike rok oziroma pozicij dlani določene ovojnice delovnega prostora leve in desne roke za referenčni merilni sistem in princip z dvema IME na vsaki roki, zgolj eno IME na nadlakti ter zgolj eno IME na podlakti (glej sliko 4.11). Prikaz v smislu pogleda na lutkino koronalno, sagitalno in transverzalno ravnino omogoči celovito prostorsko interpretacijo rezultatov. Za vsakega od principov določitve so bile nadalje izračunane tudi povprečne vrednosti parametrov normirane prostornine V_{del} in normirane površine P_{del} delovnega prostora (glej sliko 4.12).

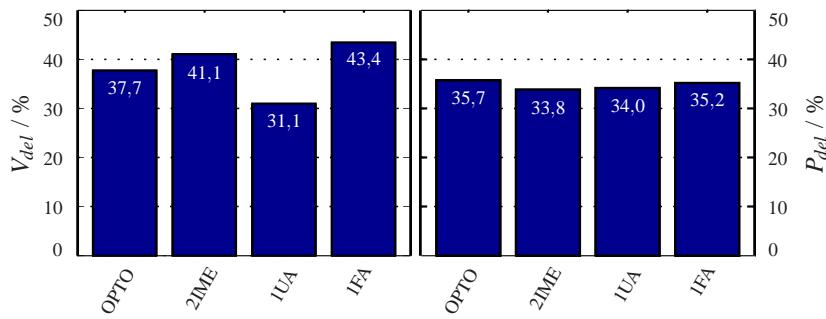
Rezultati ovojnici delovnega prostora ponovno potrdijo, da je uporaba dveh IME na vsaki roki najprimernejša alternativa referenčnemu merilnemu sistemu in zagotovi najbolj podobne rezultate (glej sliko 4.11). To potrdijo tudi vrednosti numeričnih parametrov normirane prostornine in normirane površine, ki so v splošnem podobne za različne pristope (glej sliko 4.12). Do manjših razlik predvidoma pride zaradi ne povsem točnih podatkov o dolžini segmentov rok in morebitnih manjših izmikov IME. Kljub temu, da primerjava rezultatov pristopov z zgolj eno IME na roki (podlakt ali nadlakt) potrdi vpliv kota v komolcu na obliko ovojnici delovnega prostora, tak pristop vseeno omogoči dober vpogled v karakteristike de-



Slika 4.11: **Rezultati določitve ovojnice delovnega prostora leve in desne roke.** Rezultati so prikazani za referenčni merilni sistem Optotrek (OPTO - črne črte), primer uporabe dveh IME (2IME - zelena ploskev), zgolj ene IME na nadlakti (1UA - modra ploskev) in zgolj ene IME na podlakti (1FA - rdeča ploskev). Ploskve mešanih barv predstavljajo področja, kjer ovojnice delovnega prostora sovpadajo. Zgornji in spodnji del slike prikazujeta podatke za levo in desno roko. Desni del slik od zgoraj navzdol predstavlja pogled na otrokovo koronalno, sagitalno in transverzalno ravnilo trupa, levi del pa diagonalni pogled.

lovnega prostora rok (glej sliko 4.11).

Nadalje so bili za referenčni sistem Optotrek in za različne principe namestitve IME, torej z dvema IME na vsaki roki ali z eno IME na podlakti, določeni poteki translatorne hitrosti, di-



Slika 4.12: **Rezultati določitve prostornine V_{del} in površine P_{del} delovnega prostora rok.** Rezultati so podani za referenčni merilni sistem Optotrac (OPTO), primer uporabe dveh IME, zgolj ene IME na nadlakti (1UA) in zgolj ene IME na podlakti (1FA). Podatki so določeni kot povprečne vrednosti rezultatov obeh rok, pri čemer so normirani na prostornino oziroma površino ovojnice delovnega prostora sprednje hemisfere.

namičnega pospeška in odvoda dinamičnega pospeška dlani. Podatki niso bili izračunani za princip uporabe ene IME na nadlakti, ker je ta pozicionirana predaleč od končne točke roke (angl. End-effector) in zato ne pripadajoča pospeškometer in žiroskop dajeta slabšo informacijo o translatornem pospešku in translatorni hitrosti dlani. Sledil je izračun Pearsonovih korelacijskih koeficientov (PCC) potekov nekaterih signalov, nato pa še ocena parametrov motoričnih sposobnosti, kot so RMS pospeška ($a_{H,RMS}$), RMS odvoda pospeška ($j_{H,RMS}$) in povprečje absolutnih vrednosti odvoda pospeška ($|\bar{j}_H|$).

Tabela 4.3: Parametri motoričnih sposobnosti, izračunani na podlagi pospeška, odvoda pospeška in hitrosti, določenih z referenčnim sistemom Optotrac in podatki IME na podlakti.

	Optotrac	FA IME
$a_{H,RMS}/\text{m/s}^2$	0,77	0,89
$j_{H,RMS}/\text{m/s}^3$	12,08	10,48
$ \bar{j}_H /\text{m/s}^3$	7,98	6,86
$PCC_{a,OPTO-H1FA}$	0,79	
$PCC_{j,OPTO-H1FA}$	0,76	
$PCC_{v,OPTO-H1FA}$	0,93	
$PCC_{v,OPTO-H2IME}$	0,95	

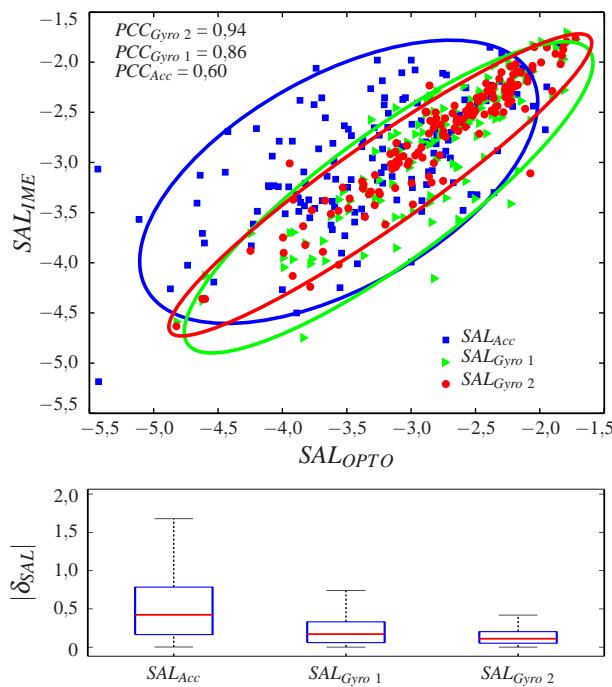
Vrednosti parametrov dinamičnega pospeška in odvoda pospeška, določene z IME na podlakti od vrednosti referenčnega sistema odstopajo zgolj za 20 % (glej tabelo 4.3). Pospešek in odvod pospeška, določena z referenčnim sistemom sta določena kot drugi in tretji odvod pozicije. Nivo šuma v signalu je posledično primerno velik, kljub temu pa so vredno-

sti PCC blizu 0,8. To potrjuje visoko korelacijsko signalov dinamičnega pospeška in odvoda pospeška, določenih z referenčnim merilnim sistemom Optotrac in pospeškometrom IME. Hitrost dlani je v primeru Optotrac sistema določena kot prvi odvod pozicije dlani, zatorej je pričakovati manj šuma in višjo korelacijsko signalna s podatki IME. Korelacijski koeficienti PCC hitrosti dlani, določene preko kotne hitrosti za principa namestitve zgolj ene IME na podlakti oziroma dveh IME na vsaki roki ter z Optotrac sistemom so nad 0,9 (glej tabelo 4.3). Visoka vrednost korelacije potrjuje podano hipotezo in potrjuje ustreznost uporabe IME v namen analize hitrosti dlani otrok.

Na podlagi podatkov hitrosti dlani v_H so bile izračunane vrednosti parametra SAL za 150 spontano izvedenih gibov rok med meritvami [114]. Hitrost dlani je bila določena na podlagi podatkov referenčnega merilnega sistema in na podlagi podatkov IME. V slednjem primeru je bila hitrost dlani določena na podlagi kotnih hitrosti dveh IME na vsaki roki, na podlagi kotnih hitrosti ene IME na podlakti ter na podlagi integriranja dinamičnega pospeška IME na podlakti (glej sliko 4.13). Rezultati vseh treh pristopov so bili primerjeni z referenčnimi vrednostmi prek izračuna Pearsonovih korelacijskih koeficientov in izrisa najbolje prilegajočih se elips. Prav tako je bil izračunan parameter absolutne vrednosti razlike med referenčnimi vrednostmi in vrednostmi izbranega pristopa $|\delta_{SAL}|$ (glej sliko 4.13).

Rezultati parametra SAL kažejo, da pristop uporabe z dvema IME na vsaki roki ($SAL_{Gyro\ 2}$) zagotavlja najboljšo linearnost rezultatov z vrednostjo $PCC_{Gyro\ 2}$ nad 0,9. To poleg najnižjih vrednosti δ_{SAL} z majhnim raztrosom podatkov potrjuje dobro korelacijsko s podatki referenčnega merilnega sistema in potrjuje primernost IME za ocenjevanje gladkosti gibov rok. Rezultati za izračun na podlagi kotnih hitrosti zgolj ene IME na podlakti ($SAL_{Gyro\ 1}$) so manj linearno odvisni, kljub temu pa podatki dobro korelirajo z rezultati Optotrac sistema s $PCC_{Gyro\ 1}$ nad 0,8. Vrednosti absolutne razlike δ_{SAL} so relativno majhne in malo razpršene. Manjša točnost je najverjetneje posledica pomanjkanja podatkov o kotu v komolcu, kljub vsemu pa je pristop dovolj zanesljiv za oceno gladkosti gibanja. V primeru uporabe zgolj ene IME na podlakti in integriranja pospeška so izmed vseh treh pristopov vrednosti SAL najmanj linearno odvisne od referenčnih podatkov. Vrednost PCC_{Acc} je 0,6, absolutne vrednosti razlike pa precej razpršene s srednjo vrednostjo skoraj 0,5 (glej sliko 4.13). Tak pristop je torej manj primeren za oceno gladkosti gibanja kot pristop s podatki kotnih hitrosti. Podatki potrjujejo, da za vpogled v parametre pospeška in hitrosti očitno zadošča tudi uporaba zgolj ene IME na podlakti.

Ob neposredni združitvi ocenjene kinematike rok z obdelanimi senzornimi podatki merilnih podlog, torej ocenjenim položajem ram znotraj merilne igralnice, je bilo določeno giba-



Slika 4.13: Primerjava vrednosti parametra SAL za določitev z merilnim sistemom Optotrac in podatki IME. V zgornjem delu slike so prikazane vrednosti parametra SAL , določene z referenčnim merilnim sistemom Optotrac (horizontalna os) in izračunane na podlagi podatkov IME (vertikalna os). $SAL_{Gyro\ 2}$ (rdeči krogi) in $SAL_{Gyro\ 1}$ (zeleni trikotniki) prikazujejo SAL vrednosti hitrosti dlani, določene s pomočjo kotne hitrosti za princip namestitve dveh IME na roko in ene IME na podlakti. SAL_{Acc} (modri kvadrati) predstavlja SAL vrednosti hitrosti dlani, izračunane z integriranjem podatkov vektorja pospeška IME na podlakti. Najbolje prilegajoče se elipse indicirajo stopnjo odvisnosti podatkov oziroma linearnosti. Pearsonovi korelačni koeficienti PCC so za primerjavo vseh treh načinov določitve vrednosti SAL s podatki IME in vrednosti, določene z referenčnim merilnim sistemom, podane v zgornjem desnem delu slike. Spodnji del slike predstavlja škatlični diagram vrednosti absolutnih razlik $|\delta_{SAL}|$ med podatki SAL , določenimi s sistemom Optotrac in različnimi principi uporabe podatkov IME. V diagramu rdeča črta predstavlja vrednost mediane, spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajni spodnji in zgornji deli diagrama prikazujejo najmanjše oziroma največje vrednosti v obsegu 1,5 razdalje med 25-im in 75-im percentilom.

nje rok znotraj igralnice, torej v referenčnem KS igralnice. Ocena tega gibanja je pomembna s stališča analize interakcije z igralnico in same aktivnosti otroka v smislu kombiniranega gibanja rok in rame (trupa). Na podlagi ocenjenega položaja dlani znotraj igralnice za celotno

meritev so bili tako izračunani parametri prostornine dosegljivega prostora V_{dos} , prepotovane poti $s_{H,CT}$ in povprečne hitrosti dlani $\bar{v}_{H,CT}$. Tabeli 4.4 in 4.5 tako predstavljata rezultate za referenčni merilni sistem Optotrac in različne principe namestitve IME na roko. Vrednosti so normirane na rezultate referenčnega merilnega sistema za enostavnejšo primerjavo.

Tabela 4.4: Rezultati dosegljivega prostora roke za referenčni merilni sistem Optotrac in principa namestitve IME.

Oblika	Konkavno	Konveksno
$V_{dos,OPTO} / \text{cm}^3$	2724	4595
$V_{dos,2IME}/V_{dos,OPTO} / \%$	96,4	107,4
$V_{dos,1UA}/V_{dos,OPTO} / \%$	57,7	95,4
$V_{dos,1FA}/V_{dos,OPTO} / \%$	59,5	131,7

V primeru namestitve dveh IME na vsako roko sta tako konkavna (96,4 %) kot konveksna (107,4 %) oblika primerni za oceno prostornine dosegljivega prostora, saj vrednosti od referenčnih rezultatov odstopajo za manj kot 10 % (glej tabelo 4.4). Ob uporabi zgolj ene IME na vsaki roki, najboljše rezultate dobimo v primeru namestitve IME na nadlakt in določitve konveksne oblike (95,4 %). Uporaba zgolj IME na podlakti da manj točne rezultate (glej tabelo 4.4), kar je posledica pomanjkanja informacij o kotu v komolcu.

Tabela 4.5: Rezultati prepotovanih poti s_H in povprečne hitrosti dlani \bar{v}_H za referenčni merilni sistem Optotrac in različice namestitve IME.

	OPTO	2IME	1UA	1FA
$s_{H,CT} / \text{cm}$	3766	4146	4429	4181
$\bar{v}_{H,CT} / \text{cm/s}$	4,5	4,9	5,2	5,0
$ \bar{v}_{H,CT} / \%$	100	110	118	111

Rezultati prepotovane poti in povprečne hitrosti dlani (glej tabelo 4.5) prav tako kažejo, da je najprimernejša uporaba dveh IME na roki z napako ocenjevanja 10 % (vrednost normirane povprečne hitrosti 110 %). Rezultati za principe namestitve ene IME na roki so nekoliko manj natančni z napako pod 20 % (normirani povprečni hitrosti 118 % in 111 %).

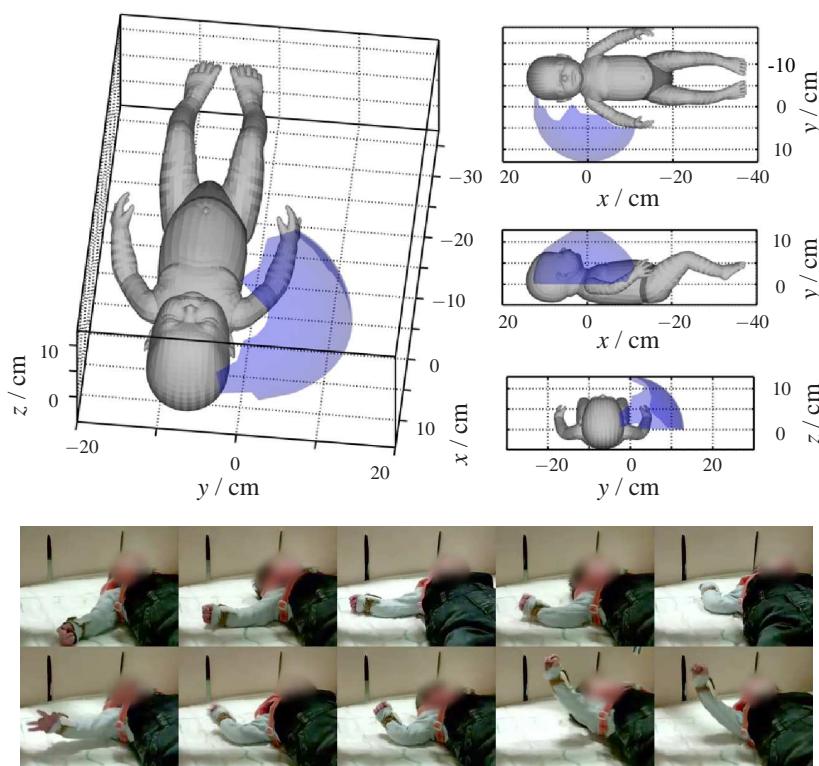
Končno vsi prikazani rezultati nakazujejo, da lahko kompleten merilni sistem, torej kombinacija dveh merilnih podlog, IME na trupu in dveh IME na vsaki roki, v primeru predstavljene aplikacije zanesljivo nadomesti referenčen optoelektronski merilni sistem. Napake določitve parametrov motoričnih sposobnosti so pod 10 %, napake ocene kinematike pa v

območju nekaj centimetrov. Ob upoštevanju preprostosti uporabe je torej predstavljen sistem primeren za hitre in neintruzivne meritve kinematike otrok in oceno pripadajočih motoričnih sposobnosti. Meritve so lahko intenzivne in izvedene večkrat dnevno, metoda pa ni podvržena pomanjkljivostim, kot so zastiranje pogleda ali težave z velikim številom optičnih markerjev ter ozičenjem.

Uporaba poenostavljene različice sistema, torej zgolj ene IME na vsaki roki, ne omogoči dobre točnosti ocene kinematike rok. Kljub temu pa so preprostost uporabe, krajše trajanje priprave merilnega sistema, nižja cena in zadovoljiva točnost ocene parametrov motoričnih sposobnosti precej prepričljivi za pogosto praktično uporabo. Pristop z IME na nadlakti natančno določa rezultate normirane prostornine delovnega (V_{del}) in dosegljivega (V_{dos}) prostora, medtem ko so parametri normirane površine delovnega prostora (P_{del}), prepotovane poti ($s_{H,CT}$) in povprečne hitrosti ($v_{H,CT}$) dlani točneje ocenjeni z IME na podlakti. Slednji pristop ne le podaja boljši vpogled v orientacijo končne točke roke (dlani), temveč podatki žiroskopa in pospeškometra IME na podlakti zagotavljajo dobro oceno hitrosti, dinamičnega pospeška in odvoda pospeška dlani (glej tabelo 4.3). Podatki pospeškometra bi lahko bili tudi samostojno analizirani, kot v [51]. V smislu poenostavitev merilnega sistema se torej v predlagani aplikaciji uporaba zgolj podatkov IME na podlakti izkaže za primernejšo, občutljivejšo, uporabnejšo, točnejšo in torej bolj smiselno.

V sklopu pilotne študije so bile z namenom potrditi primernost poenostavljene različice merilnega sistema, predlaganih algoritmov in parametrov izvedene meritve gibanja zdravega, pet mesečnega otroka. Na podlagi izmerjenih senzornih podatkov sta bili za celotno meritve določeni ovojnici delovnega prostora (glej sliko 4.14) ter izračunani numerični parametri motoričnih sposobnosti, kot so SAL , P_{del} , V_{del} in ostali (glej tabelo 4.6). Za validacijo ocenjenih ovojnic delovnega prostora so bili uporabljeni referenčni video posnetki meritve (glej sliko 4.14).

Pregled reprezentativnih slik referenčnih video posnetkov (glej sliko 4.14) potrdi, da je otrok desno roko držal v iztegnjenem položaju večinoma v lateralni, kranialni in ventralno-lateralni smeri. Parametri motoričnih sposobnosti, posebej povprečna hitrost dlani $s_{H,CT}$ (8,3 cm/s), normirana površina delovnega prostora P_{del} (40,1 %) in vrednost SAL , ki je -3,3 (1,0) potrjujejo, da so simulirani gibi rok in trupa lutke bili primerljivo podobni gibom realnih otrok. Ta primerjava prav tako potrjuje primernost predlagane metode, torej poenostavljene različice merilnega sistema in ustreznost izbranih numeričnih parametrov za opis motoričnih sposobnosti.



Slika 4.14: **Rezultati določitve ovojnice delovnega prostora desne roke zdravega otroka.**

Levi zgornji del slike predstavlja diagonalni pogled, desni polovica zgornjega dela pa od zgoraj navzdol prikazuje pogled na otrokovo koronalno, sagitalno in transverzalno ravnino. Spodnji del podaja reprezentativne slike video posnetka gibov desne roke zdravega otroka med meritvijo.

Tabela 4.6: Parametri motoričnih sposobnosti za meritve zdravega otroka.

$a_{H,RMS} / \text{m/s}^2$	2,9
$j_{H,RMS} / \text{m/s}^3$	39,9
$ \bar{j}_H / \text{m/s}^3$	20,5
SAL sr.vred. (st.odklon)	-3,3 (1,0)
$P_{del} / \%$	40,1
$V_{del} / \%$	53,0
$s_{H,CT} / \text{cm}$	2397
$\bar{v}_{H,CT} / \text{cm/s}$	8,3

4.3 Naključna kontrolna študija na prezgodaj rojenih otrocih

Izvedba naključne kontrolne študije (RCT, angl. Randomised Controlled Trial) je bila poleg zasnove in izgradnje merilne igralnice poglobitni cilj EU FP7 projekta CareToy. Cilj študije je preko obsežnih, intenzivnih meritev gibanja prezgodaj rojenih otrok (angl. Pre-term Infants) oceniti primernost uporabe senzorno podprtne igralnice CareToy in s pridobljenimi senzornimi podatki oceniti razvoj motoričnih sposobnosti otrok med 3 in 9 mesecem starosti. Poleg izrednega pomena za potek projekta CareToy je študija relevantna tudi za doktorsko disertacijo. Ogromna količina pridobljenih senzornih podatkov namreč predstavlja odlično priložnost za oceno delovanja predlaganih algoritmov obdelave in združevanja senzornih podatkov ter evalvacijo primernosti in smiselnosti izbranih numeričnih parametrov za oceno motoričnih sposobnosti otrok.

V ta namen je v tem podoglavlju najprej podana uporabljeni metodologija omenjene študije, vključujoč opise končne različice merilnega sistema, uporabljenih algoritmov ter množice otrok. Kratko je opisan tudi merilni protokol. Temu sledi predstavitev pridobljenih rezultatov s pripadajočo razpravo, najprej v smislu prikaza zmožnosti primerjave motoričnih sposobnosti ob odzivih na različne dogodke v igralnici, kasneje pa še v smislu ocene poteka razvoja motoričnih sposobnosti otrok.

4.3.1 Metodologija

Meritve so bile izvedene v sklopu EU FP7 projekta CareToy in so potekale po dogovorjenem protokolu klinične študije [96].

Upoštevajoč kriterije za izbiro otrok je v študiji sodelovalo 35 otrok, v analizo pa so bili vključeni podatki 28-ih otrok med 28 in 33 tedni gestacijske starosti (GA, angl. Gestational Age) ter med 13 in 27 tedni korigirane starosti (CA, angl. Corrected Age). Otroci so bili pred začetkom vadbe ocenjeni z različnimi kliničnimi testi (za več podrobnosti glej [96]), glavni izmed njih pa je bil Alberta Infant Motor Scale [34]. AIMS je standardiziran protokol za oceno motoričnih sposobnosti, telesne drže in gibanja otrok v štirih položajih (hrbtnej, trebušni, sedeči in stoječi položaj) ter omogoča zanesljivo zaznavanje razvojnih zaostankov oziroma motenj. Otroci so pred začetkom študije dosegli AIMS vrednosti med 8 in 23 in so upoštevajoč te vrednosti bili razporejeni v tri približno enako velike skupine. V prvo skupino je bilo vključenih 9 otrok z $\text{AIMS} \leq 10$, v drugo 12 otrok z $\text{AIMS} \leq 16$, v tretjo pa 7 otrok z $\text{AIMS} > 16$.

Merilna igralnica CareToy je bila pripeljana na dom vsakega od izbranih otrok, kar je omogočilo, da je vsak otrok terapevtsko vadbo izvajal v domačem okolju. Vadba vsakega otroka je predvidoma trajala približno en mesec in je zajemala intenzivno izvajanje do 9 namensko določenih načrtov (scenarijev) vadbe oziroma meritev vsak dan. Posamezne vaje so bile vključene v večje sklope ciljev vadbe (glej poglavje 2), kot so obračanje trupa, obračanje glave in prijemanje igrač na sredini. Ti so bili nadalje združeni v večje sklope na podlagi položaja trupa, torej hrbtni, trebušni in sedeči položaj. V povprečju je otrok v prvem tednu vadbe izvedel pet načrtovanih vaj za vsak cilj vadbe. Podrobnejše so bili analizirani predvsem podatki meritev v hrbtnem in sedečem položaju, na podatkih meritev v trebušnem položaju pa zaradi določenih omejitev sistema ni bila izvedena podrobna analiza. V hrbtnem položaju so bile povprečne vrednosti in standardni odkloni trajanja načrtovanih vaj za obračanje trupa (317 ± 87) sekund, prijemanje igrač na sredini (327 ± 75) sekund, prijemanje igrač lateralno na loku (342 ± 59) sekund in prijemanje igrač na stranskih ogradnih stenah (325 ± 62) sekund. V sedečem položaju je bilo povprečno trajanje za stabilizacijo drže (225 ± 57) sekund in za prijemanje igrač (307 ± 100) sekund.

Pri izvedbi meritev je bila uporabljena celovito opremljena igralnica CareToy, kot je opisana v poglavju 2, torej vključujejoč dve merilni podlogi, IME na trupu in podlakteh, video kamere, senzorizirane igrače in ostale pomembne sestavne dele senzorno podprtega sistema. Ogromna količina izmerjenih podatkov je bila prek grafičnega vmesnika prenešena in shranjena na strežniku v Italiji. Podatki so bili obdelani z algoritmi naknadne obdelave in združevanja senzornih podatkov, kot so predstavljeni v poglavju 3. To vključuje predobdelavo podatkov pritiskovnih merilnih podlog in IME, naknadno obdelavo v smislu združevanja podatkov za izboljšanje točnosti določitve orientacije trupa dojenčka in uporabo računalniškega modela za oceno gibanja glave. Prav tako so bili uporabljeni algoritmi za oceno motoričnih sposobnosti dojenčka in sicer analiza gibanja trupa, ocena lege in gibanja podlakti, analiza prijemanja in igranja z igračo, ter ocena gibanja točke COP.

Ogromna količina pridobljenih podatkov in rezultatov numeričnih parametrov je bila tudi statistično analizirana s ciljem omogočiti enostavno in zanesljivo primerjavo med skupinami in med izvedenimi cilji vadbe. V ta namen so bili uporabljeni zgolj podatki prvih petih opravljenih načrtovanih vaj vsakega cilja vadbe. Zmanjšanje števila podatkov je bilo izvedeno z namenom zmanjšanja vpliva napredka zaradi izvedenih vaj enomesečne vadbe na podatke meritev. Kljub temu preostali podatki omogočajo primerno statistično zanesljivost. Zgolj na področju analize gibanja točke COP so bili uporabljeni podatki vseh izvedenih meritev. Otroci so v sedečem položaju izvedli manj načrtovanih vaj, zaradi česar je upoštevanje vseh

razpoložljivih podatkov smiselno in zanemarljivo vpliva na statistično oceno. Kruskal-Wallis test je bil izbran za statistično oceno podobnosti podatkov različnih ciljev in skupin oziroma primerjavo podatkov med cilji in med skupinami. Statistično značilne ($p < 0,05$) in zelo značilne ($p < 0,01$) vrednosti so dodatno označene z * in **. Za opis korelacije numeričnih parametrov (na primer ROM_ϕ in deleža prijemanja) in korelacije med numeričnimi parametri ter vrednostmi kliničnih ocen (na primer ROM_ϕ in AIMS) je uporabljen izračun Pearsonovih koreacijskih koeficientov. Vrednosti median podatkov prvih petih načrtovanih vaj so uporabljene za izračun korelacij. Koreacija numeričnih parametrov opisuje podobnost trendov podatkov različnih tehnično določenih parametrov, medtem ko preostali koeficienti opisujejo podobnost med tehnično in klinično oceno motoričnih sposobnosti. Koeficienti PCC so bili določeni zgolj za pare podatkov, ki se zdijo smiseln in klinično relevantni.

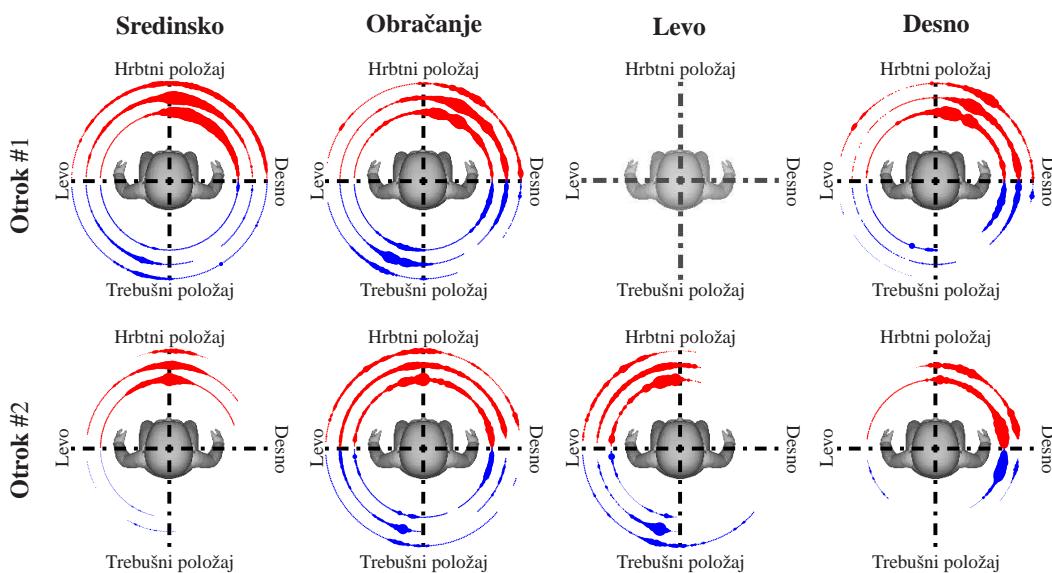
Izvedbo študije sta odobrila Ethics Committee of Pisa University Hospital (Italija) in Tuscan Region Pediatric Ethics Committee (Italija). Meritve so bile izvedene v skladu s Helsinško deklaracijo in so vključevale klinični center IRCCS Fondazione Stella Maris, Department of Developmental Neuroscience v Pisi (Italija) ter Neonatal Intensive Care Unit, Pisa University Hospital "Santa Chiara". Študija je registrirana pri ClinicalTrials.gov (NCT01990183). Starsi izbranih otrok so za vključitev v študijo podali pisno soglasje in so bili prisotni tudi med vsemi meritvami.

4.3.2 Rezultati in razprava

Predstavljeni rezultati so na podlagi izmerjenih podatkov pripravljeni in združeni v dva večja sklopa. Najprej so podani podatki posameznih meritev različnih načrtovanih vaj, s čimer želimo pokazati zmožnost uporabe merilnega sistema za ciljno vzpodbujanje posameznih odzivov in hkratno oceno motoričnih odzivov na pripravljeno vzpodbujanje. V drugem sklopu rezultatov so predstavljeni podatki združeni v skupine, upoštevajoč vrednosti AIMS, izvedena pa je primerjava vrednosti med različnimi cilji vadbe in različnimi skupinami. Osnovni namen tega je prikaz primernosti tehnično določenih numeričnih parametrov za uporabo v kombinaciji s kliničnimi metodami za objektivno, točno oceno motoričnih sposobnosti in predstavitev različnih vzorcev motoričnega razvoja ter odzivov.

V prvem sklopu rezultatov so bili analizirani in predstavljeni posamični rezultati za dva izmed otrok RCT študije. Otrok #1 in otrok #2 sta ob začetku vadbe imela korigirano starost 20 tednov in 5 dni ter 21 tednov. Navkljub podobni korigirani starosti sta otroka imela različne motorične sposobnosti, njuni AIMS oceni pa sta bili 18 in 13. Vadba je za omenjena

otroka trajala približno tri tedne s štiri do osem načrtovanih vaj (scenarijev) na dan.



Slika 4.15: Primer rezultatov aktivnosti obračanja okoli Ca-Cr osi trupa. Rezultati analize obračanja trupa so podani kot krožni grafi za meritve dveh otrok (otrok #1 - zgorjna vrstica, otrok #2 - spodnja vrstica) za štiri različne cilje vadbe in sicer prijemanje igrač na sredini loka (Sredinsko), spodbujanje obračanja (Obračanje) in prijemanje igrač na levi (Levo) in desni (Desno) ogradni steni igralnice. Rdeča in modra barva črt označujejo hrbtni in trebušni položaj. Rezultati kota obračanja so predstavljeni za vse meritve, izvedene v sklopu tritedenske vadbe, pri čemer so vrednosti od prvega do zadnjega tedna predstavljene kot krogi z naraščajočim radijem. V kolikor otrok v celiem tednu za določen cilj vadbe ni izvedel nobene vaje, je pripadajoč krog prazen.

Rezultati **aktivnosti obračanja trupa** so predstavljeni v obliki krožnih grafov za načrtovane vaje s cilji vadbe prijemanja igrač na sredini (Sredinsko), vzpodbujanja obračanja trupa (Obračanje) ter prijemanja igrač na levi (Levo) in desni (Desno) stranski ogradni steni (glej sliko 4.15). Grafi predstavljajo podatke za tri tedne vadbe, pri čemer so podatki posameznega tedna združeni. Otrok #1 je imel višjo AIMS oceno in dobro sposobnost obračanja trupa. Otrok je bil v primeru prijemanja igrač na desni steni sicer resda večinoma obrnjen proti stranski steni, kljub temu pa je željan raziskovanja okolice igralnice med meritvijo pričakovano izvedel veliko manevrov obračanja trupa. Zaradi dobrega obračanja trupa tudi ni izvajal vadbe s ciljem obračanja proti levi ogradni steni (glej sliko 4.15).

Prikazani so tudi rezultati obračanja trupa za otroka #2, ki je imel nižjo AIMS oceno in se je na vzpodbujanje namenskih načrtovanih vaj (scenarijev) odzival drugače. Podatki so

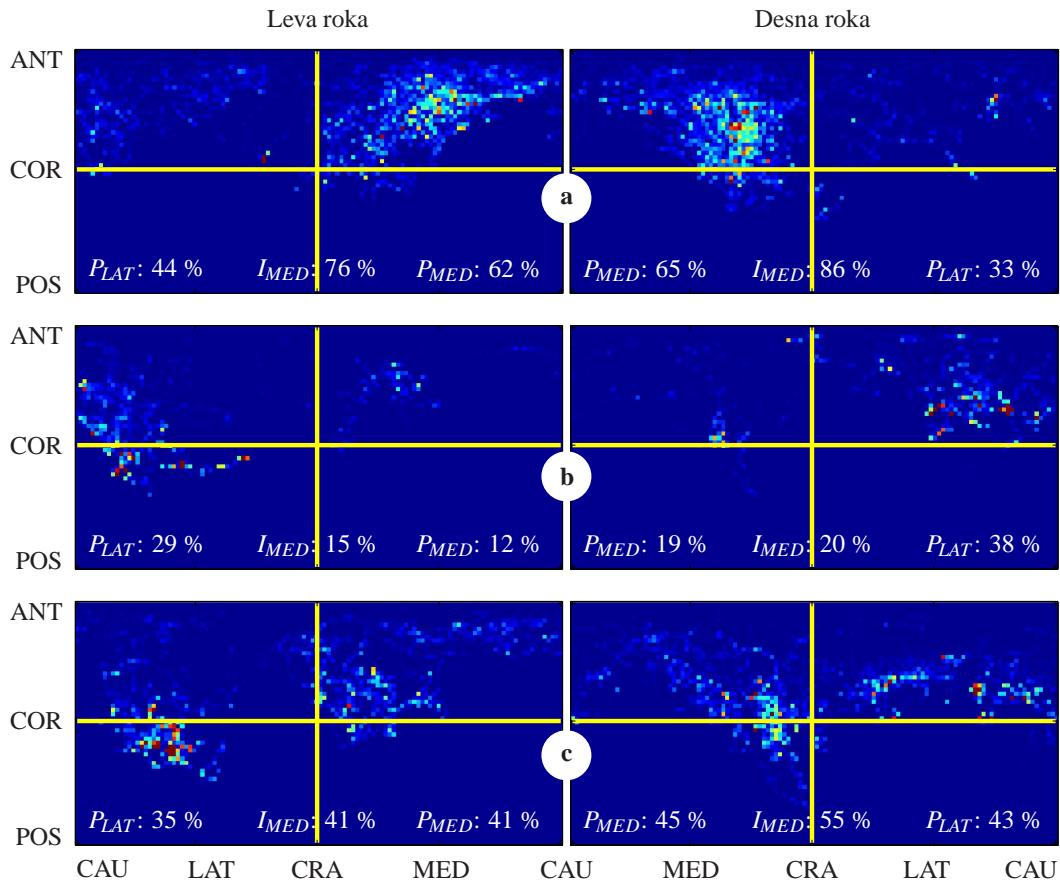
na voljo za vse štiri navedene cilje vadbe. Izkaže se, da otrok v primeru prijemanja igrač na sredini uspešno vzdržuje sredinsko držo v hrbtnem položaju. Nadalje ima pričakovano povečano aktivnost obračanja trupa, kadar je k temu spodbujen z namenskimi načrtovanimi vajami. Končno se tudi obrača proti primerni stranski steni ob prižigu lučk in prijemanju igrač na stenah, saj so krožni grafi intenzivnejši na pripadajoči strani (glej sliko 4.15). Očitno torej otrok uspešno primerno prilagodi aktivnost upoštevajoč cilj vadbe. Rezultati tudi potrjujejo primernost uporabljenih algoritmov obdelave in združevanja senzornih podatkov za dovolj točno oceno izvedenih gibov obračanja trupa in določitve prevladujočih orientacij kota φ , ne glede na stopnjo in vrsto otrokove aktivnosti.

Numerični parametri v tem primeru niso bili izračunani, saj so podatki celotnega tedna združeni in vrednosti ne bi bile smiselne in klinično relevantne.

Rezultati ocene **gibanja in lege podlakti** otrok so podani v obliki zemljevidov orientacije podlakti s pripadajočimi numeričnimi parametri za obe roki za cilje vadbe z (glej sliko 4.16a) in brez (glej sliko 4.16b) igrač na sredini ter z igračo na desni steni (glej sliko 4.16c). Parametri so podani za MED FA intenzitetu (I_{MED}), MED (P_{MED}) ter LAT (P_{LAT}) FA površino in sicer za otroka #1.

Cilji vadbe so ponovno specifični in spodbujajo različne odzive gibanja in lege rok. Prisotnost igrače na sredini naj bi tako spodbudila relativno simetrično držo podlakti s prevladočo orientacijo v MED smeri in povečano aktivnost gibanja rok. Določeni zemljevidi orientacije podlakti (glej sliko 4.16a,b) dejansko ustrezajo pričakovanim odzivom gibanja podlakti s številnimi svetlimi slikovnimi točkami v ANT-MED kvadrantu in relativno simetrično obliko. Pripadajoče vrednosti numeričnih parametrov so za cilje vadbe z in brez igrač na sredini za MED intenzivnost nad 75 % in pod 25 %. Vrednosti MED površine so za enaka cilja nad 60 % in pod 20 %, kar nakazuje povečano aktivnost gibanja rok v primeru prisotnosti igrače. Nadalje cilj vadbe z igračo na stranski steni pričakovano spodbudi orientacijo podlakti deloma v MED in deloma v LAT smeri ter povprečno aktivnost gibanja rok (glej sliko 4.16c). Pridobljeni rezultati ustrezajo pričakovanjem, kar potrjuje primernost predlaganega pristopa k opisu drže in aktivnosti podlakti, ne glede na aktivnost.

Tretje področje analize predstavlja **ocena aktivnosti prijemanja in igranja z igračo**. Ta je bila izvedena prek obdelave signalov senzorja tlaka in žiroskopov IME v igrači, ki omogoča določitev intervalov prijemanja, dotikanja in igranja z igračo (glej sliko 4.17). Rezultati so podani za meritve otroka #1 z različnimi cilji vadbe. Ponovno je zaradi uporabe senzoriziranih igrač različnih oblik (veliki obroč in miki) in na različnih položajih znotraj

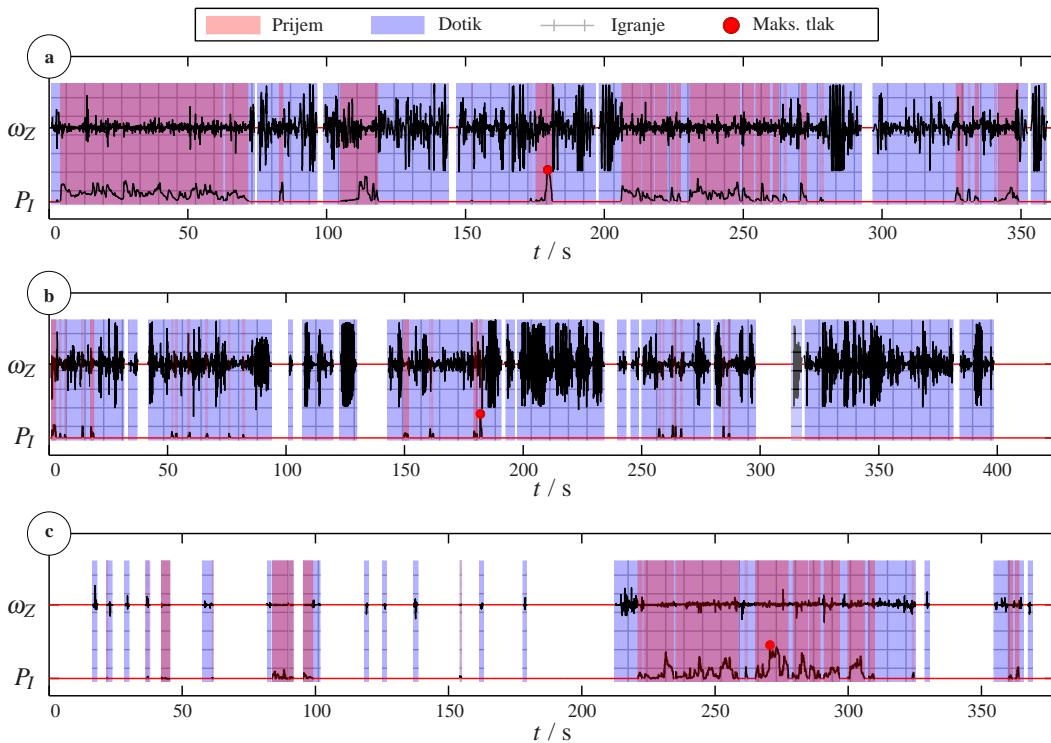


Slika 4.16: **Primer rezultatov določitve zemljevida orientacije podlakti.** Primeri zemljevidov orientacije podlakti so podani za izvedene meritve vadbe z igračo na sredini loka (a), brez igrače na sredini loka (b) in z igračo na desni ogradni steni igralnice (c). Levi in desni stolpec prikazujeta rezultate za orientacijo leve in desne roke. Z belim tekstom so prikazani izračunani parametri (MED FA intenziteta I_{MED} , LAT P_{LAT} in MED P_{MED} FA površina) za predstavljene meritve.

igralnice (sredina ali stranska stena) pričakovati raznoliko aktivnost igranja oziroma načina rokovanja z igračo. Vertikalna cilindrična oblika miki igračke naj bi bila v nasprotju z okroglo cilindrično obliko velikega obroča otrokom zahtevnejša in bi predstavljala večji izzik, zatorej naj bi ob znižani aktivnosti prijemanja aktivnost igranja ostala podobna. Prisotnost igrače na sredini naj bi spodbudila tako igranje kot prijemanje, medtem ko naj bi položaj igrače izven sredine delovnega prostora, torej na stranskem zidu igralnice predstavljal večji izzik in težjo nalogo, s tem pa manjšo aktivnost.

Predstavljeni so podatki za primer meritve s ciljem prijemanja velikega obroča na sredini (glej sliko 4.17a), prijemanja miki igrače na sredini (glej sliko 4.17b) in prijemanja velikega

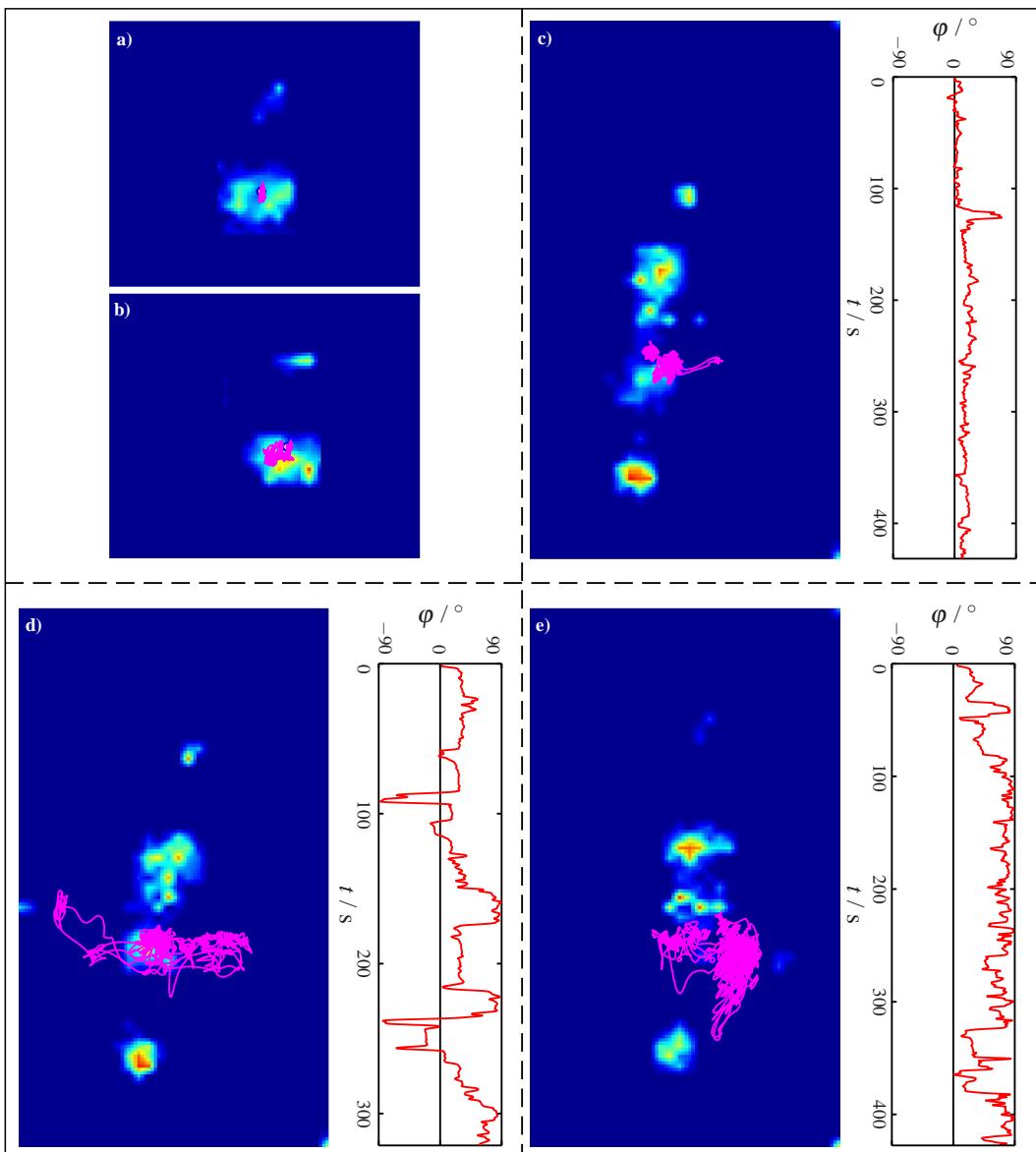
obroča na stranski steni (glej sliko 4.17c). Vrednosti deleža prijemanja so za izbrane tri primere 95 %, 79 % in 45 %, deleža prijemanja pa 43 %, 5 % in 24 %.



Slika 4.17: Primerjava rezultatov analize igranja z igračo ob različnih načrtovanih vajah. Deli slik a, b in c zaporedoma predstavljajo rezultate analize igranja z igračo za načrtovane vaje z velikim obročem na sredini loka (a), z igračo miki na sredini loka (b) in velikim obročem na desni ogradni steni (c). Obdelani signali senzorja tlaka P in kotne hitrosti ω_Z so prikazani skupaj z oznakami položaja maksimalnega tlaka (rdeči krog) ter intervalov prijemanja (ploskve rdeče barve), dotikanja (ploskve modre barve) in igranja z igračo (šrafirane rdeče in modre ploskve). Senzor sile igrače miki med meritvami ni bil sprožen oziroma prijet, zato je signal sile ni prikazan.

Pridobljeni rezultati numeričnih parametrov pokažejo, da kljub ohranitvi visoke stopnje aktivnosti igranja z igračama obeh oblik (delež igranja nad 75 %), otroci dejansko več prijemanjo veliki obroč (delež prijemanja nad 40 %). V primeru igrače na stranski steni je aktivnost pričakovano nižja z vrednostmi deleža igranja in prijemanja pod 50 % in 25 %. Rezultati se popolnoma skladajo s pričakovano raznoliko aktivnostjo igranja oziroma načina rokovanja z igračo. To potrjuje primernost uporabljenih algoritmov obdelave senzornih podatkov igrač za analizo igranja in prijemanja igrač, ne glede na obliko in položaj znotraj igralnice.

Rezultati analize **gibanja točke COP**, ki so pomembni za oceno stabilnosti otrokove te-



Slika 4.18: **Rezultati ocene gibanja točke COP.** a) in b) prikazujeta rezultate gibanja točke COP (roza črta) odtisa zadnjice na merilni podlogi za primera načrtovanih vaj brez in z igračo v sedečem položaju. Deli slike c), d) in e) kažejo primere poti gibanja COP (roza črte) za načrtovane vaje s cilji vadbe igranja z igračo na sredini loka, spodbujanja obračanja in igranja z igračo na desni ogradni steni igralnice. Poleg primerov podatkov merilne podlage so podani tudi pripadajoči potek vrednosti kota φ (rdeče črte).

lesne drže, so predstavljeni za hrbtni in sedeči položaj za otroka #1 na sliki 4.18. Najprej sta podana primera meritev v sedečem položaju z (glej sliko 4.18b) ter brez igrač (glej sliko 4.18a). Prisotnost igrač naj bi vzpodbudila aktivnost otroka, gibanje ter igranje z igračo.

Obratno naj bi prikazovanje videa pritegnilo pozornost otroka, omejilo nepotrebno gibanje rok in spodbudilo stabilizacijo drže. Vrednosti izračunanih parametrov so za $RMSd_{COP}$ 1,4 cm in 0,6 cm, za P_{COP} $14,9 \text{ cm}^2$ in $3,1 \text{ cm}^2$, za $ROM_{COP,M-L}$ 4,4 cm in 0,8 cm ter za $ROM_{COP,A-P}$ 3,8 cm in 3,0 cm.

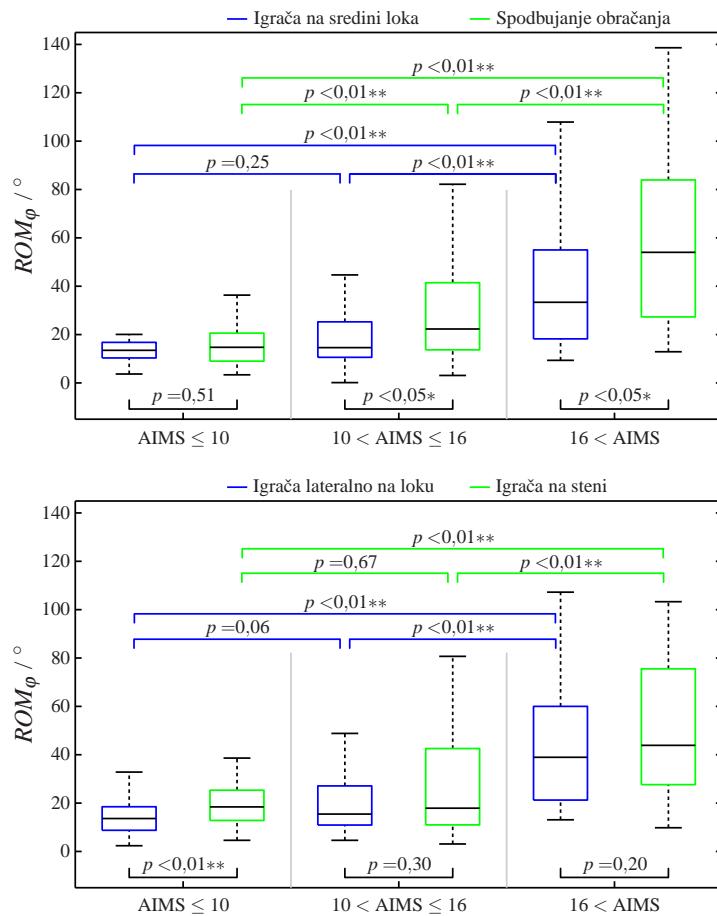
Izkaže se, da imajo v primeru načrtovanih vaj z igračo podatki o gibanju točke COP dejansko večji raztros, prav tako pa so višje vrednosti parametrov stabilnosti telesne drže in aktivnosti.

Nadalje so predstavljeni primeri rezultatov meritev za hrbtni položaj s ciljem prijemanja igrač na sredini (glej sliko 4.18c), spodbujanja obračanja trupa (glej sliko 4.18d) in prijemanja igrač na desni stranski steni (glej sliko 4.18e). Poleg primerov gibanja točke COP in podatkov meritnih podlog so vertikalno podani tudi poteki kota φ za pripadajoče meritve. Izračunane vrednosti za pripadajoče primere so za $RMSd_{COP}$ 1,9 cm, 6,3 cm in 4,8 cm, za P_{COP} $36,7 \text{ cm}^2$, $421,2 \text{ cm}^2$ in $196,4 \text{ cm}^2$, za $ROM_{COP,M-L}$ 11,9 cm, 29,3 cm in 16,2 cm, ter za $ROM_{COP,A-P}$ 6,3 cm, 15,8 cm in 19,0 cm. Vrednosti za ROM_φ so 21° , 87° in 57° , za \bar{v}_φ pa $2,3^\circ/\text{s}$, $5,7^\circ/\text{s}$ in $5,1^\circ/\text{s}$.

V primeru prijemanja igrač na sredini sta pričakovana stabilna telesna drža in majhen raztros COP podatkov, v primeru preostalih dveh ciljev pa je pričakovati večjo aktivnost premikanja trupa, saj načrtovane vaje spodbujajo obračanje trupa proti eni ali obema stranskima stenama. Vrednosti izračunanih numeričnih parametrov potrjujejo pričakovane odzive otrok, predlagani algoritmi pa so primerni za oceno aktivnosti otroka, ne glede na cilj vadbe in držo otroka.

Pričakovati je dobro korelacijo aktivnosti obračanja trupa in premikov točke COP v lateralni smeri. Ta je bila ocenjena z izračunom Pearsonovih korelačijskih koeficientov na podlagi podatkov COP v lateralni smeri in kota φ za tri omenjene cilje vadbe v hrbtnem položaju. Uporabljeni so bili podatki otroka #1 in sicer podatki 11-ih meritov za cilj prijemanja igrač na sredini, 15-ih meritov za cilj spodbujanja obračanja trupa in 6-ih meritov za cilj prijemanja igrač na desni stranski steni. Izračunane vrednosti PCC so 0,58, 0,78 in 0,77. Vrednosti za cilje vadbe s poudarjenim obračanjem trupa so torej blizu 0,8, dobra korelacija podatkov pa potrjuje pričakovane povezave podatkov orientacije trupa in položaja točke COP.

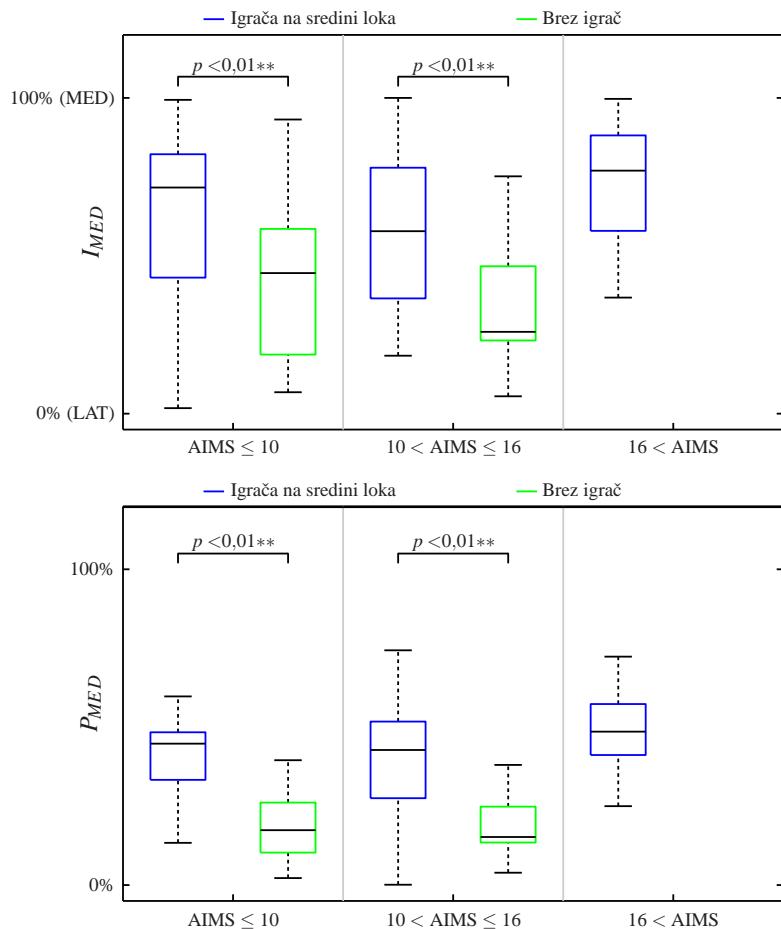
Drugi del analize podatkov študije RCT se je osredotočal na pregled podatkov numeričnih parametrov v smislu statistične analize. Podatki otrok so bili najprej razdeljeni v tri večje skupine, upoštevajoč AIMS oceno motoričnih sposobnosti. Temu je sledila statistično



Slika 4.19: **Parameter območja zasuka ROM_φ .** Prikazan je škatlični diagram primerjave rezultatov za sledeče cilje vadbe: igranje z igračo na sredini loka, spodbujanje obračanja (zgornji del slike), igranje z igračo lateralno na loku in igranje z igračo na ogradni steni (spodnji del slike). p vrednosti, določene s Kruskal-Wallis testom, so podane nad barvnimi ter črnimi horizontalnimi črtami in opisujejo statistično podobnost med skupinami ter cilji vadbe. * in ** označujeta statistično značilno in zelo značilno razliko. V diagramu črna horizontalna črta predstavlja vrednost mediane, spodnji in zgornji rob škatle pa 25-i in 75-i percentil. Skrajni spodnji in zgornji deli diagrama prikazujejo najmanjše oziroma največje vrednosti v obsegu 1,5 razdalje med 25-im in 75-im percentilom.

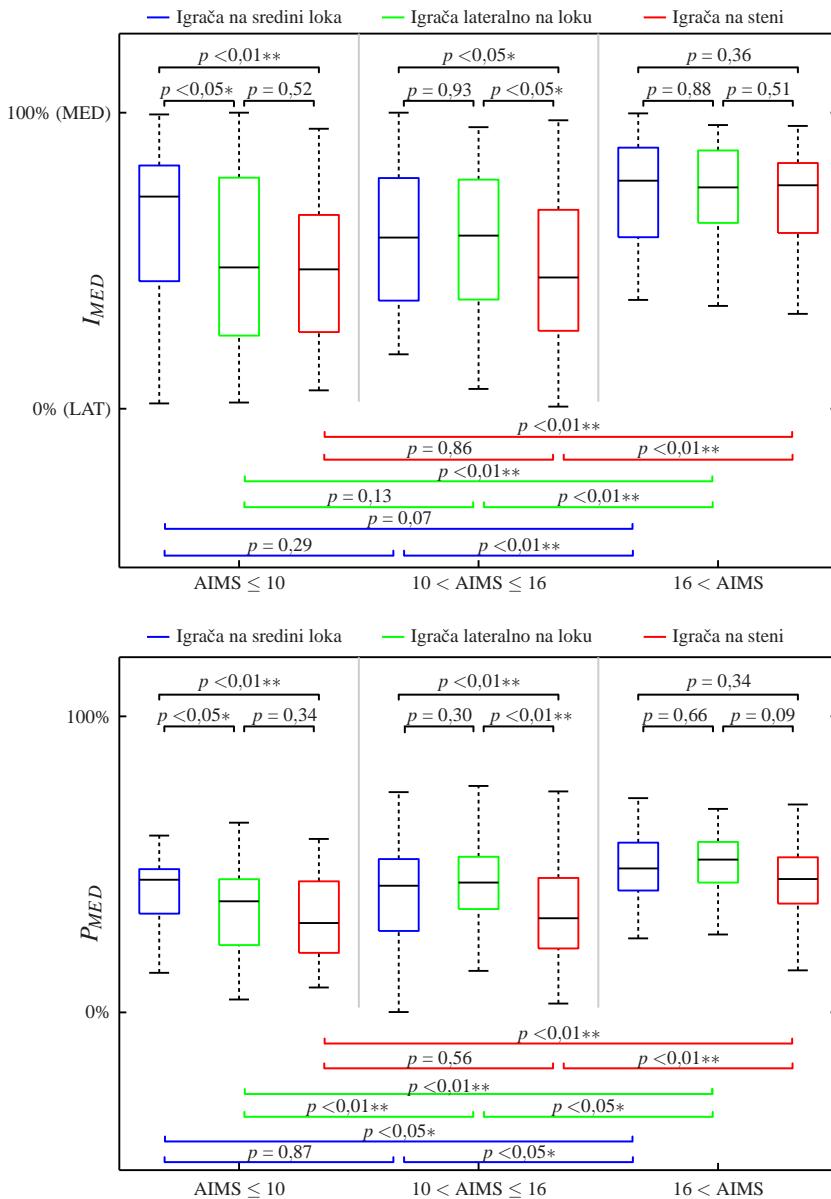
podprta ocena podobnosti skupin vrednosti prek izračuna p vrednosti Kruskal-Wallis testa. Dodatno so bili izračunani tudi Pearsonovi korelacijski koeficienti, s katerimi je bila preverjena korelacija numeričnih parametrov posameznega področja in kliničnih ocen motoričnih sposobnosti. Pregledana so bila štiri področja motoričnih sposobnosti. Osnovni namen tega dela študije je ocena primernosti sistema CareToy za uporabo kot pomoč terapevtom pri zgodnji razvojno nevrološki obravnavi otrok v smislu ocenjevanja motoričnih sposobnosti in

spodbujanja gibanja prezgodaj rojenih otrok v prvem letu življenja.



Slika 4.20: Parametra orientacije podlakti za vadbo z in brez igrač. Škatlična diagrama prikazuje rezultate MED FA intenzivnosti I_{MED} (zgornji del) in MED FA površine P_{MED} (spodnji del) za cilje vadbe igranja z igrač na sredini loka (modre škatlice) in stabilizacije drže brez igrač (zelene škatlice). p vrednosti so podane za primerjave med cilji vadbe. ** označuje statistično zelo značilno razliko. V diagramu črna horizontalna črta predstavlja vrednost mediane, spodnji in zgornji rob škatle pa 25-i in 75-i percentil. Skrajni spodnji in zgornji deli diagrama prikazujejo najmanjše oziroma največje vrednosti v obsegu 1,5 razdalje med 25-im in 75-im percentilom.

Rezultati **analize obračanja trupa**, torej vrednosti parametra ROM_ϕ , so predstavljeni na sliki 4.19 za štiri cilje vadbe in sicer prijemanje igrač na sredini, obračanje trupa, prijemanje igrač lateralno na loku in na stranski steni. Korelacija je bila testirana na podlagi podatkov ROM_ϕ za meritve s ciljem spodbujanja obračanja trupa ter pripadajoče vrednosti AIMS in je statistično zelo značilna ($p < 0,01$) s PCC 0,71.



Slika 4.21: Parametra orientacije podlakti za vadbo ob različnih pozicijah igrač.
 Škatlična dijagrama prikazujeta rezultate MED FA intenzivnosti I_{MED} (zgornji del) in MED FA površine P_{MED} (spodnji del) za cilje vadbe igranja z igračo na sredini loka (modre škatlice), lateralno na loku (zelene škatlice) in na ogradni steni (rdeče škatlice). p vrednosti so podane za primerjave med cilji vadbe (črne horizontalne črte) in med skupinami (barvne horizontalne črte). * in ** označujejo statistično značilno in zelo značilno razliko. V diagramu črna horizontalna črta predstavlja vrednost mediane, spodnji in zgornji rob škatle pa 25-i in 75-i percentil.

Podatki ocene aktivnosti v smislu **gibanja in lege podlakti** otrok so za numerična parametra I_{MED} in P_{MED} predstavljeni najprej za cilja vadbe z in brez igrač na sredini (glej sliko 4.20), nato pa še za cilje vadbe s prijemanjem igrač na sredini, lateralno na loku in na stranski steni (glej sliko 4.21). Korelacija je bila ocenjena upoštevajoč podatke I_{MED} za cilj s prijemanjem igrač lateralno na loku ter pripadajoče vrednosti AIMS in je statistično značilna ($p < 0,05$) s PCC 0,44. PCC med podakti ROM_φ in I_{MED} za cilja prijemanja igrač na stranski steni in lateralno na loku sta 0,68 ($p < 0,01$) in 0,54 ($p < 0,01$). Vrednosti PCC med podakti ROM_φ in P_{MED} za enaka cilja sta 0,64 ($p < 0,01$) in 0,65 ($p < 0,01$).

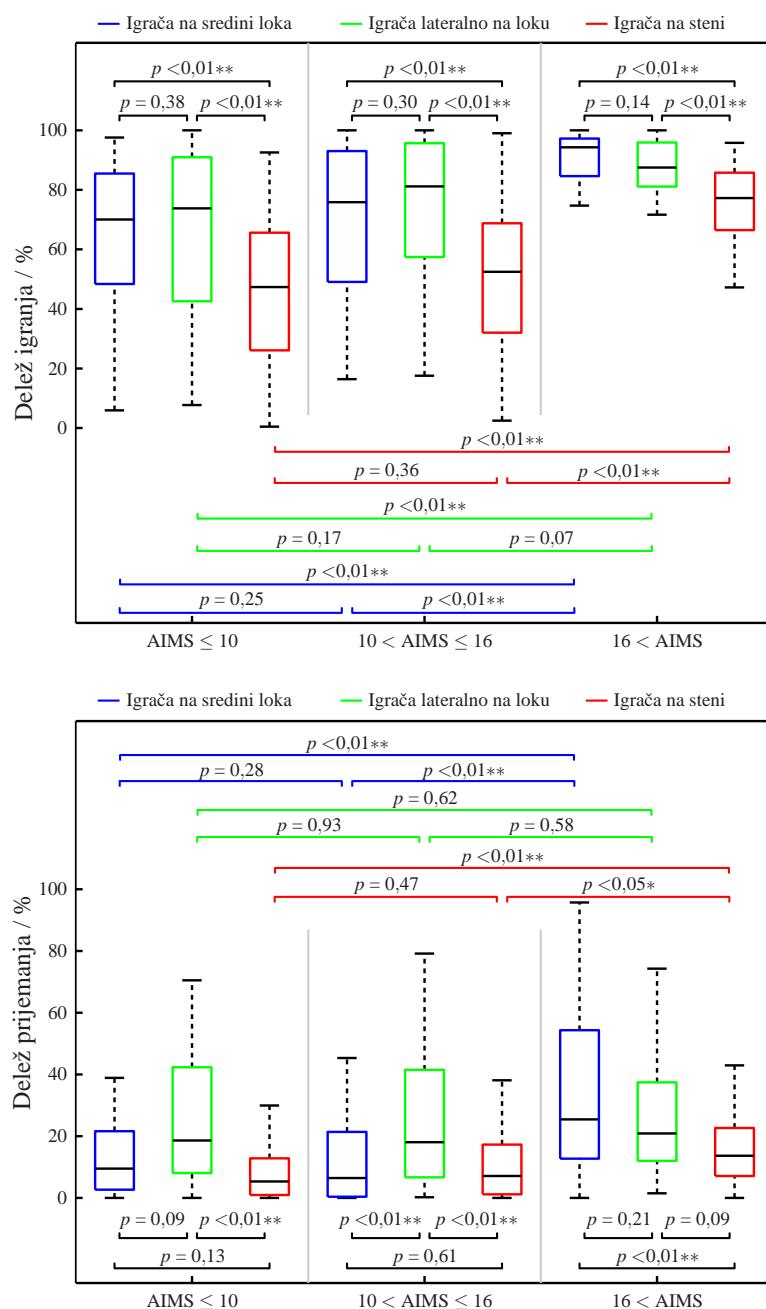
Rezultati analize interakcije oziroma **igranja z igračo** ter **aktivnosti prijemanja igrač** so podani za tri cilje vadbe z različnimi položaji igrač in sicer na sredini, lateralno na loku in na stranski steni (glej sliko 4.22). Vrednosti Kruskal-Wallis testa so predstavljene za primerjave med cilji in med skupinami. Vrednosti PCC za podatke deleža igranja za prijemanje igrač na sredini in na stranski steni ter pripadajoče AIMS vrednosti sta 0,52 ($p < 0,01$) in 0,54 ($p < 0,01$). Vrednosti ocenjene korelacije podatkov maksimalnega tlaka igrač in AIMS vrednosti so za cilje prijemanja igrače na sredini 0,60 ($p < 0,01$), lateralno na loku 0,52 ($p < 0,01$) in na stranski steni 0,62 ($p < 0,01$).

Podatki ROM_φ in deleža prijemanja za prijemanje igrač na sredini in na stranski steni korelirajo s faktorjem 0,45 ($p < 0,05$) in 0,57 ($p < 0,01$). Podatki deleža prijemanja in ROM_φ za prijemanje igrač na stranski steni korelirajo s PCC 0,42 ($p < 0,05$).

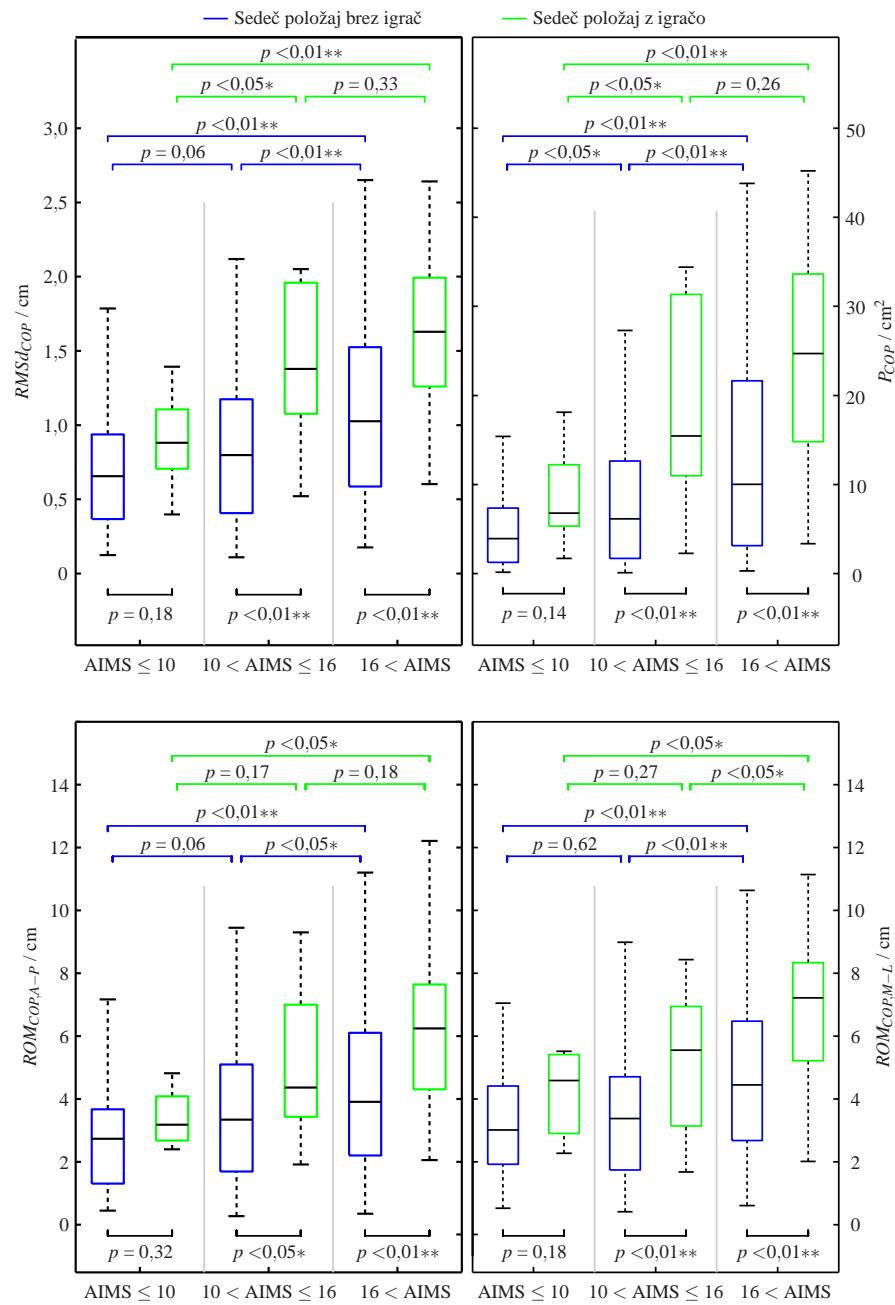
Dodatno je bila preverjena korelacija podatkov I_{L-M} in deleža igranja, dobljeni vrednosti pa sta 0,61 ($p < 0,01$) in 0,60 ($p < 0,01$) za cilja prijemanja igrač na sredini in lateralno na loku. Za I_{L-M} in delež prijemanja igrač sta za enaka cilja vrednosti PCC 0,49 ($p < 0,01$) in 0,60 ($p < 0,01$). Korelacija med ROM_φ in maksimalnim tlakom v igrači je 0,67 ($p < 0,01$) za cilj prijemanja igrač na stranski steni.

Rezultati evalvacije **stabilnosti telesne drže in aktivnosti** v sedečem položaju so predstavljeni na sliki 4.23. Podatki so podani za meritve z in brez igrač, vključujuč vrednosti statistične primerjave podatkov. Korelacija je bila testirana med združenim naborom podatkov numeričnih parametrov meritov z in brez igrač ter pripadajočimi AIMS vrednostmi. PCC vrednosti sta za parametra $RMSd_{COP}$ 0,58 ($p < 0,01$) in P_{COP} 0,56 ($p < 0,01$).

Visoke in statistično značilne vrednosti korelacije med numeričnimi parametri CareToy sistema in kliničnimi ocenami AIMS potrjujejo primernost in zanesljivost senzorno podprte igralnice za ocenjevanje motoričnih sposobnosti otrok. Posebno prednost CareToy podatkov v primerjavi s kliničnimi ocenami predstavljata zmožnost samostojnega ocenjevanja posa-



Slika 4.22: Delež igranja in delež prijemanja igrače ob različnih pozicijah igrač.
 Škatlična diagrama prikazujeta deleže igranja (zgornji del) in deleže prijemanja (spodnji del) za igranje z igračo na sredini loka (modre škatlice), lateralno na loku (zelene škatlice) in na ogradni steni (rdeče škatlice). p vrednosti so podane za primerjave med cilji vadbe (črne horizontalne črte) in med skupinami (barvne horizontalne črte). * in ** označujejo statistično značilno in zelo značilno razliko.



Slika 4.23: **Parametri gibanja COP v sedečem položaju z in brez igrač.** Škatlični diagrami prikazujejo oceno stabilnosti drže in sicer $RMSdCOP$, P_{COP} (zgornji levi in desni del), $ROM_{COP,A-P}$ in $ROM_{COP,M-L}$ (spodnji levi in desni del) za vadbo v sedečem položaju (modre škatlice - brez igrač, zelene škatlice - z igračami). p vrednosti so podane za primerjave med cilji vadbe (črne horizontalne črte) in med skupinami (barvne horizontalne črte). * in ** označujejo statistično značilno in zelo značilno razliko.

meznih podpodročij motoričnih sposobnosti (orientacija podlakti, obračanje trupa, tlak prijemanja igrač) ter zmožnost analize različnih aktivnosti (igranje z igračo, stabilnost telesne drže). CareToy podatki za vadbo v hrbtnem položaju pokažejo (glej sliko 4.22), da ima skupina z najvišjimi AIMS ocenami značilno boljše motorične sposobnosti v primerjavi s preostalima skupinama pri aktivnostih seganja in prijemanja (igrača na sredini, lateralno na loku, na stranski steni). Test AIMS sicer omogoča grobo oceno sposobnosti otrok v smislu obračanja trupa z namenom seganja in prijemanja (višje vrednosti AIMS), CareToy podatki pa omogočajo numeričen, objektiven opis sposobnosti.

Rezultati nadalje kažejo, da je igralnica primerna tudi za vzpodbujanje (stimulacijo) razvoja gibanja otrok. Tako lahko s prisotnostjo igrače vplivamo na držo podlakti, ki je v primeru igrače na sredini zaradi manevrov seganja in prijemanja orientirana izrazito medialno. Kadar igrač med vadbo ni prisotna, so podlakti orientirane precej bolj lateralno (glej sliko 4.20). Podobno lahko s prižiganjem lučk na stranskih stenah spodbudimo obračanje trupa (glej sliko 4.19) ali pa s prisotnostjo igrač v sedečem položaju višjo aktivnost gibanja (glej sliko 4.23).

Seganje s prijemanjem v primeru položaja igrače na sredini je najpomembnejši cilj vadbe otrok prvih dveh skupin motoričnih sposobnosti, medtem ko tretja skupina te manevre že precej dovršeno izvaja. V okviru cilja spodbujanja obračanja trupa se prva skupina na dražljaje odziva predvsem s premikanjem glave, drugi dve skupini pa s kombinacijo obračanja glave in trupa. To je potrjeno tudi z rezultati parametra ROM_ϕ (glej sliko 4.19), kjer razlike med ciljema prijemanja igrač na sredini in spodbujanja obračanja trupa za prvo skupino niso, za preostali dve skupini pa so statistično značilne.

Primerjava preostalih dveh ciljev prijemanja igrač lateralno na loku in na stranski steni pokaže pričakovano večjo razliko podatkov ROM_ϕ v primeru prve skupine in manjši razlici v primeru drugih dveh skupin. Igrače na stranski steni namreč povzročijo večji izmik oziroma izrazitejše obračanje trupa. Podobno rezultati analize orientacije podlakti pokažejo povezavo z obračanjem trupa v primeru seganja in prijemanja igrače na stranski steni. Orientacija podlakti je za prvo skupino v tem primeru bolj lateralna (glej sliko 4.21), saj se otroci te skupine še ne zmorejo popolnoma obrniti proti steni. V tem primeru se otroci praviloma zgolj dotikajo igrače z malo prijemanja, deleža prijemanja in igranja pa sta v primerjavi s podatki igrače na loku manjša (glej sliko 4.22). Vrednosti so praviloma tudi nižje od vrednosti v primeru igrače na sredini.

Rezultati razkrijejo tudi, da otroci srednje skupine prikažejo primerljive sposobnosti pri-

jemanja igrač na sredini in lateralno na loku (glej sliko 4.22). To je verjetno posledica dovršenega seganja s prijemanjem in osvojene sposobnosti prečkanja sredine trupa pri lateralnem prijemanju. V primeru igrač na stranski steni pa je drža rok še vedno precej lateralna (glej sliko 4.21), delež prijemanja in igranja pa nižji (glej sliko 4.22), kar je verjetno posledica omejene sposobnosti obračanja trupa (glej sliko 4.19).

Otroci tretje skupine imajo dobro sposobnost obračanja trupa (glej sliko 4.19), to pa jim omogoči tudi precej medialno orientacijo podlakti (glej sliko 4.21), relativno visok delež igranja ter relativno visok delež prijemanja igrače, ne glede na položaj (glej sliko 4.22).

Rezultati za sedeči položaj so zanimivi predvsem zaradi razlik med različnima ciljema vadbe (glej sliko 4.23). Razlike so namreč statistično značilne prav za vse izračunane numerične parametre za drugo in tretjo skupino. Prisotnost igrač med vadbo očitno uspešno spodbudi gibanje trupa in rok proti igračam, kar se kaže v večjem raztrosu podatkov in večjem območju gibanja točke COP. Neznačilne razlike parametrov v primeru prve skupine so verjetno posledica slabše stabilnosti trupa, ki je vzrok za manj gibov trupa in rok proti igračam.

4.3.3 Omejitve študije

Na tem mestu je potrebno priznati, našteti in razložiti nekaj glavnih pomanjkljivosti predstavljeni RCT študije. Po izvedbi obširnih, več kot leto trajajočih meritev, ki so potekale na domovih več kot 30-ih otrok, se je izkazalo, da so starši nekaterih otrok med potekom vadbe znotraj CareToy igralnice otrokovo aktivnost dodatno vzpodbudili z lastnimi ali CareToy igračami. To je lahko izdatno vplivalo na odzive otrok in se je pokazalo v nenavadno visokih vrednostih parametrov deleža igranja in deleža prijemanja igrač. Potrebna je bila izdelava namenskega grafičnega vmesnika in ročni pregled video posnetkov vseh meritev. Problematične meritve so bile identificirane in izpuščene iz nadaljnje analize. K sreči je bilo število takih meritev dovolj majhno v primerjavi z obsegom celotne večtedenske vadbe in naj ne bi vplivalo na končne rezultate.

Druga pomembna omejitev študije je uporaba zgolj dveh merilnih podlog, ki pa ne prekrijeta celotne površine tal merilne igralnice. Otrok se tako lahko občasno nahaja izven podlage in je analiza porazdelitve tlaka nemogoča. To se pogosto dogodi pri vadbi v trebušnem položaju, saj je takrat otrok večinoma vzpodbujen s stranskimi stenami in obrnjen proti eni od sten.

Tretjo, morda najpomembnejšo omejitev študije predstavlja velika variabilnost

načrtovanih vaj in precej veliko število ciljev vadbe. Razumljivo mora namreč otrokova vadba biti čim bolj variabilna, fleksibilna, prilagodljiva in predvsem večosna, kar pomeni, da morajo načrtovane vaje biti med seboj izredno raznolike s ciljem vaditi različna področja otrokovega razvoja in motoričnih sposobnosti. Žal pa to pomeni, da je število izvedenih načrtovanih vaj (scenarijev), ki so med seboj podobne, izredno majhno, kar onemogoča neposredno primerjavo pripadajočih rezultatov in podrobno statistično analizo. Ta je nekoliko lažja in primernejša v primeru združevanja načrtovanih vaj v sklope ciljev vadbe, kljub temu pa številka v nekaterih primerih ostaja precej nizka. V bodočih študijah bi torej bilo smiselno ali izvesti obširnejšo vadbo, ki bi morala trajati več mesecev, ali pa uporabiti manjše število bolj univerzalnih načrtovanih vaj, s čimer bi dosegli kriterije, potrebne za uspešno statistično analizo. Ta je sicer precej zanesljiva v primeru analize zgolj prvih tednov vadbe, manj pa zanesljiva v primeru primerjave rezultatov začetka in konca vadbe. Prav tako je omejena analiza doprinsa vpliva vadbe in vpliva razvoja motoričnih sposobnosti zaradi staranja otrok. Ta je sicer v sklopu študije bila testirana, vendar zaenkrat brez večjih, relevantnih rezultatov, ki bi jih bilo smiselno predstaviti v tej disertaciji.

4.4 Prispevki udeležencev projekta CareToy

Predstavljene tri študije ne bi mogle biti izpeljane brez pomembnega doprinsa ostalih članov širšega konzorcija projekta CareToy. Prof. dr. Marko Munih kot predstavnik Laboratorija za robotiko in prof. dr. Matjaž Mihelj kot član sta veliko doprinesla k definiciji smeri zasnove algoritmov in posameznih študij. Z vsakodnevnimi nasveti sta tudi pripomogla k samemu poteku analize rezultatov ter definiciji numeričnih parametrov. Jure Pašič je v celoti pripravil algoritme za analizo prijemanja in igranja z igračo, ki sem jih v končni različici zgolj malenkostno popravil. Prav tako je pomagal pri obdelavi ogromne količine pridobljenih senzornih podatkov in pri izvedbi meritev validacijske študije. Mag. Janko Kolar je pripravil programsko opremo, potrebno za nemoteno delovanje CareToy sistemov in zajemanje velikega števila senzornih podatkov. Dodatno je skrbel za podporo terapevtom in družinam med izvajanjem meritev. FSM in HEC sta poskrbela za rekrutiranje otrok in izvedbo obsežnih, dolgorajnih meritev s šestimi CareToy sistemi pri družinah v Italiji in na Danskem. Prav tako so člani obeh članic konzorcija pripravili meritni protokol, pri čemer so člani ekipe FSM opravili tudi meritve preliminarne študije, ki so potekale pri zasebnem pediatru. SSSA in STMicroelectronics sta sodelovala pri izdelavi strojne opreme igralnice, pri čemer so člani ekipe SSSA pomembno skrbeli tudi za logistiko ob prevozu meritnih siste-

mov med domovi družin. UHAM je poskrbel za povezavo igralnice s strežniki in učinkovito shranjevanje ogromne količine podatkov. Andraž Rihar je pripravil preostale algoritme za obdelavo in združevanje velike količine senzornih podatkov ter izračunal numerične parametre motoričnih sposobnosti. Izvedel je meritve validacijske študije in pripadajočo analizo rezultatov. Interpretacijo rezultatov RCT študije je pripravil v sodelovanju s Giuseppino Sgandurra in nekaterimi ostalimi člani konzorcija.

5 Sklepne ugotovitve

V okviru EU projekta CareToy je bila razvita namenska senzorno podprta igralnica za intenzivno vadbo dojenčkov. Merilni sistem med drugim vsebuje povsem novo kombinacijo senzorjev za ocenjevanje telesne drže ter gibanja dojenčkov, in sicer pritiskovne merilne podlage ter IME na trupu in rokah otrok. Ti senzorji so v preteklosti že bili samostojno uporabljeni na drugih področjih, kot novost na področju terapevtske vadbe pa imajo nekaj pomanjkljivosti, kot so odmik podatkov merilnih podlog od ničle, superponiran šum in možnost izmika IME iz osnovne lege na trupu.

V okviru doktorske disertacije so bili zasnovani algoritmi obdelave in združevanja senzornih podatkov merilnega sistema za odpravljanje pomanjkljivosti posameznih senzorjev in spremljanje razvoja motoričnih sposobnosti otrok. Ti sestojijo iz postopka predobdelave in združevanja podatkov, ki z uteženim upoštevanjem orientacije IME in nekaterih značilk podatkov pritiskovnega odtisa trupa omogoči določitev tridimenzionalne orientacije trupa dojenčka na merilni podlogi. Zasnovana metoda izdatno doprinese ne le k zanesljivosti, robustnosti in točnosti delovanja novo predlagane kombinacije senzornega sistema, temveč dodatno omogoči oceno nekaterih aktivnosti, ki ni mogoča zgolj z uporabo podatkov posamičnih senzorjev (prepotovana pot dlani in dosegljivi prostor).

V obdelavo je dodatno vključen senzorno podprt računalniški model za analizo in oceno gibanja glave dojenčka, ki združuje algoritem zornega kota, sledenje gibanju glave in metodo analize dvodimenzionalnega intenzitetnega profila. Rezultati preliminarne in validacijske študije kažejo, da ta kombinacija omogoči zanesljivo in natančno določitev položaja odtisa glave na merilni podlogi, nadalje pa tudi oceno gibanja in dvigov glave z merilne podlage.

Razvite so bile tudi metode za oceno parametrov motoričnih sposobnosti, ki pokrivajo področja analize gibanja trupa, lege in gibanja rok, stabilnosti telesne drže in prijemanja igrač. Rezultati validacijske študije pokažejo primernost in točnost predlaganih algoritmov za obdelavo senzornih podatkov. Analiza možnosti poenostavitev merilnega sistema pokaže,

da uporaba zgolj 1 IME na vsaki roki vseeno omogoči zanesljivo oceno in dovolj točen vpogled v večino parametrov motoričnih sposobnosti.

Rezultati RCT študije celovito pokažejo, da so namenska senzorno podprta igralnica, zasnovani algoritmi za obdelavo podatkov in namensko načrtovana vadbe primerni za vzpodbujanje aktivnosti otrok ter celovito ocenjevanje parametrov motoričnih sposobnosti otrok. Tehnično ocenjeni parametri dobro korelirajo z ocenami kliničnih testiranj (AIMS), kar pomeni, da predstavljen pristop lahko služi kot objektivna pomoč kliničnemu osebju pri spremljanju psihofizičnega razvoja otrok. Klinični partnerji projekta potrjujejo, da pomembno prednost predstavlja predvsem možnost kombinacije celovitega opisa in ocene posamičnih podpodročij motoričnih sposobnosti. Kot naslednjo prednost so potrdili možnost intenzivne vadbe v otrokovem domačem okolju, frekventnega spremljanja motoričnega razvoja ter možnost prilagajanja vadbe glede na otrokove odzive in sposobnosti.

Sam potek meritev sicer pokaže nekaj pomanjkljivosti, potrjujejo pa neintruzivnost, enostavnost uporabe in primernost predlaganega merilnega sistema v smislu vadbe. Pogosto izvedene, relativno obsežne meritve pomembno zmanjšajo tudi vpliv dnevnih otrokovih sprememb razpoloženja.

Poizkusno so bile razvite tudi metode razpozname delov telesa iz video posnetkov dojenčkov. Predlagani algoritmi sicer omogočijo določitev položaja glave in rok znotraj slike, pristop pa ima tudi pomanjkljivosti, kot so omejitve zaradi zornega kota kamer, zastiranja pogleda, neenakomerne osvetlitve in problematične kalibracije kamer, zaradi česar se nismo odločili za nadaljnjo kombinacijo podatkov s podatki ostalih senzorjev.

Ob pregledu opravljenega dela, ubranih pristopov in delovanja zasnovanih algoritmov je možno definirati nekaj uporabnih, smiselnih smernic za nadaljnje delo. V prvem koraku je možna nadaljnja analiza že pridobljenih podatkov otrok v hrbtnem položaju (gibanje točke COP) in v sedečem položaju (orientacija podlakti in prijemanje igrač). Poleg primerjave podatkov posameznih skupin in ciljev vadbe bi bila smiselna dodatna, podrobnejša analiza korelacij in povezav med posameznimi podpodročji motoričnih sposobnosti. Ta so namreč med seboj tesno prepletena in zahvaljujoč konceptu predlaganega merilnega sistema in zasnovanih algoritmov senzorne obdelave bi tak pristop lahko veliko doprinesel področju neintruzivne senzorno podprte analize razvojnih vzorcev otrok.

Predstavljeni rezultati RCT študije predstavljajo predvsem razvojne vzorce otrok v smislu ocenjevanja parametrov motoričnih sposobnosti na podlagi podatkov prvega tedna vadbe. Naslednji primeren korak bi seveda lahko bila podrobnejša analiza vpliva vadbe v okviru

enomesečne vadbe na sam potek razvoja otroka. V tem smislu so nekaj analiz že opravili partnerji projekta iz ustanove SSSA, ki so se osredotočili na področje prijemanja igač. Na ostalih področjih je analiza še vedno potrebna.

V smislu nadaljnje umestitve pridobljenih podatkov in rezultatov na področje psihofizičnega razvoja otrok je smiselna izvedba meritve na zdravih, pravočasno rojenih otrocih, s čimer bi lahko ocenili referenčno trendno linijo oziroma vrednosti parametrov motoričnih sposobnosti. To bi lahko služilo za kasnejše primerjave v smislu spremeljanja napredka med vadbo. Možne so seveda tudi meritve otrok z razvojnimi motnjami, pri čemer bi primerjava podatkov lahko omogočila oceno uporabnosti posameznih parametrov za čimprejšnjo, neintruzivno diagnozo.

Predlagana kombinacija senzornega sistema in predstavljenih zasnovanih algoritmov se je na področju ocenjevanja motoričnih sposobnosti dojenčkov izkazala za točno in ustrezeno. Uporabnost podanega pristopa pa seveda ni omejena zgolj na omenjeno področje. Z manjšimi prilagoditvami bi namreč lahko bila uporabljena tudi v namen analize gibanja, telesne drže in motoričnih sposobnosti odraslih. Tu se predvsem primerni zdita področji neintruzivne analize spalnih vzorcev in preprečevanja preležanin pri starejših. Tu sicer že obstajajo primeri samostojne uporabe merilnih podlog, kombinacija z IME pa bi lahko področju zagotovila višjo natančnost, zanesljivost, robustnost in učinkovitost.

Kljub široki namembnosti, zanesljivosti delovanja in točnosti pa bi morda bile smiselne nekatere izboljšave. Možna nadgradnja sistema bi bila vključitev dodatnih merilnih podlog za večjo pokritost igralnice, kar bi omogočilo tudi analizo gibanja v trebušnem položaju, ko je otrok obrnjen proti eni od stranskih sten. Predlagani algoritmi učinkovito zmanjšujejo vpliv izmika IME iz osnovne lege na trupu. Ta vpliv bi bilo možno dodatno zmanjšati s preoblikovanjem namenskih zapestnic in boljšo pritrditvijo na trup. Morda bi lahko bila koristna primernejša namestitev video kamер znotraj igralnice, ki bi morebiti omogočila združevanje informacij s podatki preostalega senzornega sistema. To verjetno sicer ne bi omogočilo boljše točnosti, lahko pa bi omogočilo oceno kakšne od aktivnosti, ki trenutno ni izvedena. Tak primer je analiza gibanja glave v trebušnem položaju in kadar je v hrbtnem položaju dvignjena z merilne podlage.

V smislu nadgradnje predlaganih algoritmov bi bila morda možna vključitev tridimenzionalnega deformabilnega modela dojenčka. Upoštevajoč direktno transformacijo porazdelitve mase in kinematike modela otroka v pritiskovni odtis na merilni podlogi bi namreč lahko adaptivno popravljali ocenjeno kinematiko trupa. Žal se je zaradi precejšnje kompleksnosti

samega postopka obdelave podatkov trenutno tako nadgradnja izkazala za prevelik zalogaj in tako ostaja del možnosti za nadaljnji razvoj. Zanimiva bi bila tudi uporaba v kombinaciji z že obstoječimi metodami skeniranja objektov z globinsko kamero, ki omogočajo relativno učinkovito, zanesljivo in hitro določitev tridimenzionalnega modela otroka in posledično enostavno prilagajanje parametrov posameznemu otroku.

Končno lahko torej v smislu zaključne misli ocenimo, da je bilo opravljenega precej dela, ki odpira nov, pomemben vpogled v relativno neraziskano področje senzorno podprtga ocenjevanja motoričnih sposobnosti, predvsem kar se tiče uporabe kombinacije pritiskovnih merilnih podlog in IME. Zasnovani algoritmi, ogromne količine podatkov izvedenih meritev in obsežna testiranja senzornega sistema tako predstavljajo pomemben, trden temelj z izrednim potencialom napredka za to področje. Malo število podobnih aplikacij in raziskav hkrati odpira priložnosti za številne nove študije, izboljšave in nadgradnje, kar odpira tekmo v smislu iskanja optimalnega neintruzivnega senzorno podprtga sistema za objektivno in točno ocenjevanje motoričnih sposobnosti in psihofizičnega razvoja otrok.

Izvirni prispevki doktorske disertacije

- Metoda združevanja podatkov meritne podlage ter brezžičnih inercialnih in magnetnih meritnih enot za določanje tridimenzionalne orientacije trupa dojenčka.
- Zasnova senzorno podprtega računalniškega modela za analizo in oceno gibanja glave dojenčka.
- Evlvacija sistema za ocenjevanje motoričnih sposobnosti rok dojenčkov.

Literatura

- [1] K. E. Adolph in S. E. Berger, “Physical and motor development,” *Developmental Science: An Advanced Textbook*, vol. 5, str. 223–281, 2005.
- [2] B. Bertenthal in C. von Hofsten, “Eye, head and trunk control: The foundation for manual development,” *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 22, št. 4, str. 515–520, 1998.
- [3] P. van Hof, J. van der Kamp in G. Savelsbergh, “The relation of unimanual and bimanual reaching to crossing the midline,” *Child Development*, vol. 73, št. 5, str. 1353–1362, 2002.
- [4] E. Thelen, D. Corbetta, K. Kamm, J. P. Spencer, K. Schneider in R. F. Zernicke, “The transition to reaching: Mapping intention and intrinsic dynamics,” *Child Development*, vol. 64, št. 4, str. 1058–1098, 1993.
- [5] E. Thelen in J. P. Spencer, “Postural control during reaching in young infants: A dynamic systems approach,” *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 22, št. 4, str. 507–514, 1998.
- [6] P. Rochat in N. Goubet, “Development of sitting and reaching in 5-to 6-month-old infants,” *Infant Behavior and Development*, vol. 18, št. 1, str. 53–68, 1995.
- [7] J. C. Heathcock, M. Lobo in J. C. Galloway, “Movement training advances the emergence of reaching in infants born at less than 33 weeks of gestational age: A randomized clinical trial,” *Physical Therapy*, vol. 88, št. 3, str. 310–322, 2008.
- [8] B. Fallang, O. D. Saugstad in M. Hadders-Algra, “Postural adjustments in preterm infants at 4 and 6 months post-term during voluntary reaching in supine position,” *Pediatric Research*, vol. 54, št. 6, str. 826–833, 2003.
- [9] B. Fallang, O. D. Saugstad in M. Hadders-Algra, “Goal directed reaching and postural control in supine position in healthy infants,” *Behavioural Brain Research*, vol. 115, št. 1, str. 9–18, 2000.
- [10] M. Hadders-Algra, “Typical and atypical development of reaching and postural control in infancy,” *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 55, št. 4, str. 5–8, 2013.

- [11] A. Bhat, J. C. Galloway in R. J. Landa, "Relation between early motor delay and later communication delay in infants at risk for autism," *Infant Behavior and Development*, vol. 35, št. 4, str. 838–846, 2012.
- [12] S. E. Groen, A. C. De Blécourt, K. Postema in M. Hadders-Algra, "General movements in early infancy predict neuromotor development at 9 to 12 years of age," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 47, št. 11, str. 731–738, 2005.
- [13] L. de Groot, B. Hopkins in B. Touwen, "Motor asymmetries in preterm infants at 18 weeks corrected age and outcomes at 1 year," *Early Human Development*, vol. 48, št. 1, str. 35–46, 1997.
- [14] L. R. First in J. S. Palfrey, "The infant or young child with developmental delay," *New England Journal of Medicine*, vol. 330, št. 7, str. 478–483, 1994.
- [15] F. B. Palmer, "Strategies for the early diagnosis of cerebral palsy," *The Journal of Pediatrics*, vol. 145, št. 2, str. 8–11, 2004.
- [16] M. Elsabbagh, G. Divan, Y.-J. Koh, Y. S. Kim, S. Kauchali, C. Marcín, C. Montiel-Nava, V. Patel, C. S. Paula, C. Wang *et al.*, "Global prevalence of autism and other pervasive developmental disorders," *Autism Research*, vol. 5, št. 3, str. 160–179, 2012.
- [17] A. Johnson, "Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 44, št. 09, str. 633–640, 2002.
- [18] K. W. Krigger, "Cerebral palsy: An overview," *American Family Physician*, vol. 73, št. 1, str. 91–100, 2006.
- [19] M. J. Platt, C. Cans, A. Johnson, G. Surman, M. Topp, M. G. Torrioli in I. Krageloh-Mann, "Trends in cerebral palsy among infants of very low birthweight (< 1500 g) or born prematurely (< 32 weeks) in 16 European centres: A database study," *The Lancet*, vol. 369, št. 9555, str. 43–50, 2007.
- [20] G. Cioni, A. Bos, C. Einspieler, F. Ferrari, A. Martijn, P. B. Paolicelli, G. Rapisardi, M. F. Roversi in H. Prechtl, "Early neurological signs in preterm infants with unilateral intraparenchymal echodensity," *Neuropediatrics*, vol. 31, št. 5, str. 240–251, 2000.
- [21] P. Teitelbaum, O. Teitelbaum, J. Nye, J. Fryman in R. G. Maurer, "Movement analysis in infancy may be useful for early diagnosis of autism," *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 95, št. 23, str. 13982–13987, 1998.

- [22] G. Esposito, P. Venuti, S. Maestro in F. Muratori, "An exploration of symmetry in early autism spectrum disorders: Analysis of lying," *Brain and Development*, vol. 31, št. 2, str. 131–138, 2009.
- [23] S. C. Dusing, A. Kyvelidou, V. S. Mercer in N. Stergiou, "Infants born preterm exhibit different patterns of center-of-pressure movement than infants born at full term," *Physical Therapy*, vol. 89, št. 12, str. 1354–1362, 2009.
- [24] A. Kyvelidou, R. T. Harbourne, V. K. Shostrom in N. Stergiou, "Reliability of center of pressure measures for assessing the development of sitting postural control in infants with or at risk of cerebral palsy," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 91, št. 10, str. 1593–1601, 2010.
- [25] C. Einspieler, P. B. Marschik, A. F. Bos, F. Ferrari, G. Cioni in H. F. Prechtl, "Early markers for cerebral palsy: Insights from the assessment of general movements," *Future Neurology*, vol. 7, št. 6, str. 709–717, 2012.
- [26] M. Hadders-Algra, "General movements: A window for early identification of children at high risk for developmental disorders," *The Journal of Pediatrics*, vol. 145, št. 2, str. 12–18, 2004.
- [27] M. Hadders-Algra, "Active head lifting from supine in infancy: A significant stereotypy?," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 54, št. 6, str. 489–490, 2012.
- [28] I. C. van Haastert, F. Groenendaal, M. K. van de Waarsenburg, M. J. Eijsermans, C. Koopman-Esseboom, M. J. Jongmans, P. J. Helders in L. S. de Vries, "Active head lifting from supine in early infancy: An indicator for non-optimal cognitive outcome in late infancy," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 54, št. 6, str. 538–543, 2012.
- [29] L. Groot, "Posture and motility in preterm infants," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 42, št. 1, str. 65–68, 2000.
- [30] K. Bobath in B. Bobath, "The diagnosis of cerebral palsy in infancy," *Archives of Disease in Childhood*, vol. 31, št. 159, str. 408–414, 1956.
- [31] C. H. Blauw-Hospers in M. Hadders-Algra, "A systematic review of the effects of early intervention on motor development," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 47, št. 6, str. 421–432, 2005.
- [32] J. Orton, A. Spittle, L. Doyle, P. Anderson in R. Boyd, "Do early intervention programmes improve cognitive and motor outcomes for preterm infants after discharge? A systematic review," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 51, št. 11, str. 851–859, 2009.

- [33] G. Cioni, E. Inguaggiato in G. Sgandurra, "Early intervention in neurodevelopmental disorders: underlying neural mechanisms," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 58, št. S4, str. 61–66, 2016.
- [34] J. Darrah, M. Piper in M.-J. Watt, "Assessment of gross motor skills of at-risk infants: Predictive validity of the alberta infant motor scale," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 40, št. 7, str. 485–491, 1998.
- [35] A. J. Janssen, E. T. Diekema, R. van Dolder, L. A. Kollée, R. A. Oostendorp in M. W. Nijhuis-van der Sanden, "Development of a movement quality measurement tool for children," *Physical Therapy*, vol. 92, št. 4, str. 574–594, 2012.
- [36] S. E. Bryson, L. Zwaigenbaum, C. McDermott, V. Rombough in J. Brian, "The autism observation scale for infants: Scale development and reliability data," *Journal of Autism and Developmental Disorders*, vol. 38, št. 4, str. 731–738, 2008.
- [37] S. K. Campbell, T. H. Kolobe, E. T. Osten, M. Lenke in G. L. Girolami, "Construct validity of the test of infant motor performance," *Physical Therapy*, vol. 75, št. 7, str. 585–596, 1995.
- [38] L. M. Snider, A. Majnemer, B. Mazer, S. Campbell in A. F. Bos, "A comparison of the general movements assessment with traditional approaches to newborn and infant assessment: concurrent validity," *Early Human Development*, vol. 84, št. 5, str. 297–303, 2008.
- [39] D. L. Robins, D. Fein, M. L. Barton in J. A. Green, "The modified checklist for autism in toddlers: An initial study investigating the early detection of autism and pervasive developmental disorders," *Journal of Autism and Developmental Disorders*, vol. 31, št. 2, str. 131–144, 2001.
- [40] K. R. Heineman in M. Hadders-Algra, "Evaluation of neuromotor function in infancy—a systematic review of available methods," *Journal of Developmental & Behavioral Pediatrics*, vol. 29, št. 4, str. 315–323, 2008.
- [41] A. J. Spittle, L. W. Doyle in R. N. Boyd, "A systematic review of the clinimetric properties of neuromotor assessments for preterm infants during the first year of life," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 50, št. 4, str. 254–266, 2008.
- [42] C. Einspieler, G. Cioni, P. Paolicelli, A. Bos, A. Dressler, F. Ferrari, M. Roversi in H. Prechtl, "The early markers for later dyskinetic cerebral palsy are different from those for spastic cerebral palsy," *Neuropediatrics*, vol. 33, št. 2, str. 73–78, 2002.
- [43] N. A. C. F. Rocha in E. Tudella, "The influence of lying positions and postural control on hand-mouth and hand-hand behaviors in 0–4-month-old infants," *Infant Behavior and Development*, vol. 31, št. 1, str. 107–114, 2008.

- [44] M. Yuge, P. B. Marschik, Y. Nakajima, Y. Yamori, T. Kanda, H. Hirota, N. Yoshida in C. Ein-spieler, “Movements and postures of infants aged 3 to 5months: To what extent is their optimality related to perinatal events and to the neurological outcome?,” *Early Human Development*, vol. 87, št. 3, str. 231–237, 2011.
- [45] L. Adde, J. L. Helbostad, A. R. Jensenius, G. Taraldsen, K. H. Grunewaldt in R. Støen, “Early prediction of cerebral palsy by computer-based video analysis of general movements: A feasibility study,” *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 52, št. 8, str. 773–778, 2010.
- [46] A. Stahl, C. Schellewald, Ø. Stavdahl, O. M. Aamo, L. Adde in H. Kirkerod, “An optical flow-based method to predict infantile cerebral palsy,” *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 20, št. 4, str. 605–614, 2012.
- [47] L. Meinecke, N. Breitbach-Faller, C. Bartz, R. Damen, G. Rau in C. Disselhorst-Klug, “Movement analysis in the early detection of newborns at risk for developing spasticity due to infantile cerebral palsy,” *Human Movement Science*, vol. 25, št. 2, str. 125–144, 2006.
- [48] L. Berthouze in M. Mayston, “Design and validation of surface-marker clusters for the quantification of joint rotations in general movements in early infancy,” *Journal of Biomechanics*, vol. 44, št. 6, str. 1212–1215, 2011.
- [49] H.-M. Lee in J. C. Galloway, “Early intensive postural and movement training advances head control in very young infants,” *Physical Therapy*, vol. 92, št. 7, str. 935–947, 2012.
- [50] J. C. van den Noort, A. Ferrari, A. G. Cutti, J. G. Becher in J. Harlaar, “Gait analysis in children with cerebral palsy via inertial and magnetic sensors,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, str. 1–10, 2013.
- [51] F. Heinze, K. Hesels, N. Breitbach-Faller, T. Schmitz-Rode in C. Disselhorst-Klug, “Movement analysis by accelerometry of newborns and infants for the early detection of movement disorders due to infantile cerebral palsy,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 48, št. 8, str. 765–772, 2010.
- [52] S. Dusing, V. Mercer, B. Yu, M. Reilly in D. Thorpe, “Trunk position in supine of infants born preterm and at term: An assessment using a computerized pressure mat,” *Pediatric Physical Therapy*, vol. 17, št. 1, str. 2–10, 2005.
- [53] L. J. Woodward, P. J. Anderson, N. C. Austin, K. Howard in T. E. Inder, “Neonatal MRI to predict neurodevelopmental outcomes in preterm infants,” *New England Journal of Medicine*, vol. 355, št. 7, str. 685–694, 2006.

- [54] E. Jaspers, K. Desloovere, H. Bruyninckx, G. Molenaers, K. Klingels in H. Feys, “Review of quantitative measurements of upper limb movements in hemiplegic cerebral palsy,” *Gait & Posture*, vol. 30, št. 4, str. 395–404, 2009.
- [55] N. E. Berthier in R. Keen, “Development of reaching in infancy,” *Experimental Brain Research*, vol. 169, št. 4, str. 507–518, 2006.
- [56] P. B. Marschik, C. Einspieler, A. Strohmeier, J. Plienegger, B. Garzarolli in H. F. Prechtl, “From the reaching behavior at 5 months of age to hand preference at preschool age,” *Developmental Psychobiology*, vol. 50, št. 5, str. 511–518, 2008.
- [57] C. Lima, R. Carvalho, R. Barros in E. Tudella, “Two different methods for kinematic analysis of head movements relating to eye-head coordination in infants,” *Brazilian Journal of Physical Therapy*, vol. 12, št. 5, str. 425–431, 2008.
- [58] D. d. A. Soares, J. van der Kamp, G. J. Savelsbergh in E. Tudella, “The effect of a short bout of practice on reaching behavior in late preterm infants at the onset of reaching: A randomized controlled trial,” *Research in Developmental Disabilities*, vol. 34, št. 12, str. 4546–4558, 2013.
- [59] L. A. Petitto, S. Holowka, L. E. Sergio, B. Levy in D. J. Ostry, “Baby hands that move to the rhythm of language: Hearing babies acquiring sign languages babble silently on the hands,” *Cognition*, vol. 93, št. 1, str. 43–73, 2004.
- [60] M.-H. Lee, R. Ranganathan in K. M. Newell, “Changes in object-oriented arm movements that precede the transition to goal-directed reaching in infancy,” *Developmental Psychobiology*, vol. 53, št. 7, str. 685–693, 2011.
- [61] H. Lee, A. Bhat, J. Scholz in J. Galloway, “Toy-oriented changes during early arm movements: Iv: Shoulder–elbow coordination,” *Infant Behavior and Development*, vol. 31, št. 3, str. 447–469, 2008.
- [62] R. T. Harbourne, M. A. Lobo, G. M. Karst in J. C. Galloway, “Sit happens: Does sitting development perturb reaching development, or vice versa?,” *Infant Behavior and Development*, vol. 36, št. 3, str. 438–450, 2013.
- [63] I. Van der Fits, A. Klip, L. Van Eykern in M. Hadders-Algra, “Postural adjustments during spontaneous and goal-directed arm movements in the first half year of life,” *Behavioural Brain Research*, vol. 106, št. 1, str. 75–90, 1999.
- [64] V. B. de Graaf-Peters, H. Bakker, L. A. van Eykern, B. Otten in M. Hadders-Algra, “Postural adjustments and reaching in 4-and 6-month-old infants: An EMG and kinematical study,” *Experimental Brain Research*, vol. 181, št. 4, str. 647–656, 2007.

- [65] D. Karch, K.-S. Kim, K. Wochner, J. Pietz, H. Dickhaus in H. Philippi, "Quantification of the segmental kinematics of spontaneous infant movements," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, št. 13, str. 2860–2867, 2008.
- [66] D. Karch, K.-S. Kim, K. Wochner, H. Philippi, J. Pietz in H. Dickhaus, "Compensation of large motion sensor displacements during long recordings of limb movements," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, št. 9, str. 1844–1848, 2010.
- [67] S. Ohgi, S. Morita, K. K. Loo in C. Mizuike, "Time series analysis of spontaneous upper-extremity movements of premature infants with brain injuries," *Physical Therapy*, vol. 88, št. 9, str. 1022–1033, 2008.
- [68] H. Gima, S. Ohgi, S. Morita, H. Karasuno, T. Fujiwara in K. Abe, "A dynamical system analysis of the development of spontaneous lower extremity movements in newborn and young infants," *Journal of Physiological Anthropology*, vol. 30, št. 5, str. 179–186, 2010.
- [69] F. Cecchi, G. Sgandurra, M. Mihelj, L. Mici, J. Zhang, M. Munih, G. Cioni, C. Laschi, P. Dario in the CareToy Consortium, "Caretoy: An intelligent baby gym for intervention at home in infants at risk for neurodevelopmental disorders," *Robotics & Automation Magazine*, vol. in press, 2015.
- [70] T. Beravs, J. Podobnik in M. Munih, "Three-axial accelerometer calibration using kalman filter covariance matrix for online estimation of optimal sensor orientation," *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 61, št. 9, str. 2501–2511, 2012.
- [71] F. Taffoni, D. Campolo, J. Delafield-Butt, F. Keller in E. Guglielmelli, "Design and assembling of a magneto-inertial wearable device for ecological behavioral analysis of infants," v *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*, str. 3832–3837, IEEE, 2008.
- [72] L. Ricci, D. Formica, L. Sparaci, F. R. Lasorsa, F. Taffoni, E. Tamilia in E. Guglielmelli, "A new calibration methodology for thorax and upper limbs motion capture in children using magneto and inertial sensors," *Sensors*, vol. 14, št. 1, str. 1057–1072, 2014.
- [73] 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.
- [74] H. J. Luinge, P. H. Veltink in C. T. Baten, "Ambulatory measurement of arm orientation," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, št. 1, str. 78–85, 2007.

- [75] H. G. Kortier, V. I. Sluiter, D. Roetenberg in P. H. Veltink, "Assessment of hand kinematics using inertial and magnetic sensors," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 11, št. 1, str. 70, 2014.
- [76] R. Yousefi, S. Ostadabbas, M. Faezipour, M. Farshbaf, M. Nourani, L. Tamil in M. Pompeo, "Bed posture classification for pressure ulcer prevention," v *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, str. 7175–7178, IEEE, 2011.
- [77] M. Lacoste, M. Therrien, J. N. Côté, I. Shrier, H. Labelle in F. Prince, "Assessment of seated postural control in children: Comparison of a force platform versus a pressure mapping system," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 87, št. 12, str. 1623–1629, 2006.
- [78] R. E. Kalman, "A new approach to linear filtering and prediction problems," *Journal of Fluids Engineering*, vol. 82, št. 1, str. 35–45, 1960.
- [79] A. M. Sabatini, "Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing," *Sensors*, vol. 11, št. 2, str. 1489–1525, 2011.
- [80] T. Beravs, P. Reberšek, 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.
- [81] M. Placer, *Hibridno pozicioniranje s sodobnimi metodami senzorskega zlivanja*. Doktorska disertacija, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Ljubljana, Slovenija, 2013.
- [82] R. van der Merwe, *Sigma-point Kalman filters for probabilistic inference in dynamic state-space models*. Doktorska disertacija, University of Stellenbosch, 2004.
- [83] S. Boughorbel, F. Bruekers in J. Breebaart, "Baby-posture classification from pressure-sensor data," v *Pattern Recognition (ICPR), 2010 20th International Conference on*, str. 556–559, IEEE, 2010.
- [84] H. Ni, B. Abdulrazak, D. Zhang, S. Wu, Z. Yu, X. Zhou in S. Wang, "Towards non-intrusive sleep pattern recognition in elder assistive environment," *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing*, vol. 3, št. 2, str. 167–175, 2012.
- [85] V. Metsis, D. Kosmopoulos, V. Athitsos in F. Makedon, "Non-invasive analysis of sleep patterns via multimodal sensor input," *Personal and Ubiquitous Computing*, vol. 18, št. 1, str. 19–26, 2014.

- [86] R. Grimm, S. Bauer, J. Sukkau, J. Hornegger in G. Greiner, "Markerless estimation of patient orientation, posture and pose using range and pressure imaging," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 7, št. 6, str. 921–929, 2012.
- [87] Z. Jin, Z. Lou, J. Yang in Q. Sun, "Face detection using template matching and skin-color information," *Neurocomputing*, vol. 70, št. 4, str. 794–800, 2007.
- [88] W. Huang, A. A. P. Wai, S. F. Foo, J. Biswas, C.-C. Hsia in K. Liou, "Multimodal sleeping posture classification," v *Pattern Recognition (ICPR), 2010 20th International Conference on*, str. 4336–4339, IEEE, 2010.
- [89] N. Foubert, A. M. McKee, R. Goubran, F. Knoefel *et al.*, "Lying and sitting posture recognition and transition detection using a pressure sensor array," v *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2012 IEEE International Symposium on*, str. 1–6, IEEE, 2012.
- [90] 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.
- [91] A. Babakanian in A. Nahapetian, "Data fusion for movement visualization in a remote health monitoring system," v *Mobile Computing, Applications, and Services*, str. 32–40, Springer, 2012.
- [92] S. Šlajpah, *Nosljivi senzorni sistem za merjenje in ocenjevanje vstajanja*. Doktorska disertacija, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Ljubljana, Slovenija, 2015.
- [93] M. Benocci, L. Rocchi, E. Farella, L. Chiari in L. Benini, "A wireless system for gait and posture analysis based on pressure insoles and inertial measurement units," v *Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 2009. PervasiveHealth 2009. 3rd International Conference on*, str. 1–6, IEEE, 2009.
- [94] A. Rihar, M. Mihelj, J. Kolar, J. Pašič in M. Munih, "Sensory data fusion of pressure mattress and wireless inertial magnetic measurement units," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 53, št. 2, str. 123–135, 2015.
- [95] A. Rihar, M. Mihelj, J. Pašič, J. Kolar in M. Munih, "Infant trunk posture and arm movement assessment using pressure mattress, inertial and magnetic measurement units (IMUs)," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 11, št. 1, str. 133, 2014.
- [96] G. Sgandurra, L. Bartalena, G. Cioni, G. Greisen, A. Herskind, E. Inguaggiato, J. Lorentzen, J. B. Nielsen in E. Sicola, "Home-based, early intervention with mechatronic toys for pre-

- term infants at risk of neurodevelopmental disorders (CARETOY): A RCT protocol,” *BMC Pediatrics*, vol. 14, št. 1, str. 268, 2014.
- [97] S. M. Serio, F. Cecchi, T. Assaf, C. Laschi in P. Dario, “Design and development of a sensorized wireless toy for measuring infants’ manual actions,” *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 21, št. 3, str. 444–453, 2013.
- [98] G. Sgandurra, F. Cecchi, S. M. Serio, M. Del Maestro, C. Laschi, P. Dario in G. Cioni, “Longitudinal study of unimanual actions and grasping forces during infancy,” *Infant Behavior and Development*, vol. 35, št. 2, str. 205–214, 2012.
- [99] F. Cecchi, S. Serio, M. Del Maestro, C. Laschi, G. Sgandurra, G. Cioni in P. Dario, “Design and development of “biomechatronic gym” for early detection of neurological disorders in infants,” v *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, str. 3414–3417, IEEE, 2010.
- [100] G. Passetti, F. Cecchi, I. Baldoli, G. Sgandurra, E. Beani, G. Cioni, C. Laschi in P. Dario, “Sensorized toys for measuring manipulation capabilities of infants at home,” v *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE*, str. 7390–7393, IEEE, 2015.
- [101] T. Beravs, *Kalibracija pospeškometra in magnetometra z uporabo adaptivne metode*. Doktorska disertacija, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Ljubljana, Slovenija, 2014.
- [102] A. Rihar, M. Mihelj, J. F. Tasič in M. Munih, “Razpoznavanje delov telesa na podlagi kožne barve ob raznobarvnem ozadju z videoposnetkov dojenčkov,” *Elektrotehniški vestnik*, vol. 81, št. 5, str. 229–236, 2014.
- [103] G. Sgandurra, L. Bartalena, F. Cecchi, G. Cioni, M. Giampietri, G. Greisen, A. Herskind, E. Inguaggiato, J. Lorentzen, J. B. Nielsen *et al.*, “A pilot study on early home-based intervention through an intelligent baby gym (caretoy) in preterm infants,” *Research in developmental disabilities*, vol. 53, str. 32–42, 2016.
- [104] D. Watson, *Contouring: A guide to the analysis and display of spatial data*. Elsevier, 2013.
- [105] B. Delaunay, “Sur la sphère vide,” *Izv. Akad. Nauk SSSR, Otdelenie Matematicheskii i Estestvennyka Nauk*, vol. 7, št. 793-800, str. 1–2, 1934.
- [106] R. C. Gonzalez in R. E. Woods, *Digital image processing*, 2nd. SL: Prentice Hall, 2002.
- [107] M.-K. Hu, “Visual pattern recognition by moment invariants,” *Information Theory, IRE Transactions on*, vol. 8, št. 2, str. 179–187, 1962.

- [108] G. Kurillo, J. J. Han, R. T. Abresch, A. Nicorici, P. Yan in R. Bajcsy, “Development and application of stereo camera-based upper extremity workspace evaluation in patients with neuromuscular diseases,” *PLoS One*, vol. 7, št. 9, str. e45341, 2012.
- [109] A. K. Sengupta in B. Das, “A model of three dimensional maximum reach envelope based on structural anthropometric measurements,” *Advances in Occupational Ergonomics and Safety*, str. 256–259, 1998.
- [110] H. Edelsbrunner in E. P. Mücke, “Three-dimensional alpha shapes,” *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, vol. 13, št. 1, str. 43–72, 1994.
- [111] C. B. Barber, D. P. Dobkin in H. Huhdanpaa, “The quickhull algorithm for convex hulls,” *ACM Transactions on Mathematical Software (TOMS)*, vol. 22, št. 4, str. 469–483, 1996.
- [112] M. Coluccini, E. S. Maini, C. Martelloni, G. Sgandurra in G. Cioni, “Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and in motor disabled children,” *Gait & Posture*, vol. 25, št. 4, str. 493–501, 2007.
- [113] S. Balasubramanian, A. Melendez-Calderon, A. Roby-Brami in E. Burdet, “On the analysis of movement smoothness,” *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 12, št. 112, str. 2–11, 2015.
- [114] S. Balasubramanian, A. Melendez-Calderon in E. Burdet, “A robust and sensitive metric for quantifying movement smoothness,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 59, št. 8, str. 2126–2136, 2012.
- [115] S. M. Pincus in A. L. Goldberger, “Physiological time-series analysis: What does regularity quantify?,” *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, vol. 266, št. 4, str. H1643–H1656, 1994.
- [116] S. G. Mallat, “A theory for multiresolution signal decomposition: The wavelet representation,” *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 11, št. 7, str. 674–693, 1989.
- [117] T. E. Prieto, J. B. Myklebust, R. G. Hoffmann, E. G. Lovett in B. M. Myklebust, “Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 43, št. 9, str. 956–966, 1996.
- [118] J. E. Deffeyes, R. T. Harbourne, A. Kyvelidou, W. A. Stuberg in N. Stergiou, “Nonlinear analysis of sitting postural sway indicates developmental delay in infants,” *Clinical Biomechanics*, vol. 24, št. 7, str. 564–570, 2009.

- [119] R. Sarkar, S. Bakshi in P. K. Sa, “A real-time model for multiple human face tracking from low-resolution surveillance videos,” *Procedia Technology*, vol. 6, str. 1004–1010, 2012.
- [120] Y.-H. Chen, K.-T. Hu in S.-J. Ruan, “Statistical skin color detection method without color transformation for real-time surveillance systems,” *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 25, št. 7, str. 1331–1337, 2012.
- [121] C.-Y. Chang, S.-C. Li, P.-C. Chung, J.-Y. Kuo in Y.-C. Tu, “Automatic facial skin defect detection system,” v *Broadband, Wireless Computing, Communication and Applications (BWCCA), 2010 International Conference on*, str. 527–532, IEEE, 2010.
- [122] J. Zaletelj, J. Perhavc in J. F. Tasič, “Vision-based human-computer interface using hand gestures,” v *Image Analysis for Multimedia Interactive Services, 2007. WIAMIS’07. Eighth International Workshop on*, str. 41–41, IEEE, 2007.
- [123] S. Kherchaoui in A. Houacine, “Face detection based on a model of the skin color with constraints and template matching,” v *Machine and Web Intelligence (ICMWI), 2010 International Conference on*, str. 469–472, IEEE, 2010.
- [124] M. Al Haj, A. D. Bagdanov, J. Gonzalez in X. F. Roca, “Robust and efficient multipose face detection using skin color segmentation,” v *Pattern Recognition and Image Analysis*, str. 152–159, Springer, 2009.
- [125] I. Aldasouqi in M. Hassan, “Human face detection system using HSV,” v *Proceedings Of 9th WSEAS Int. Conf. on Circuits, Systems, Electronics, Control & Signal Processing (CSECS’10). Atene, Grčija*, str. 13–16, 2010.
- [126] V. Oliveira in A. Conci, “Skin detection using HSV color space,” v *H. Pedrini, & J. Marques de Carvalho, Workshops of Sibgrapi*, str. 1–2, 2009.
- [127] C. Lin, “Face detection in complicated backgrounds and different illumination conditions by using YCbCr color space and neural network,” *Pattern Recognition Letters*, vol. 28, št. 16, str. 2190–2200, 2007.
- [128] H.-K. Tang in Z.-Q. Feng, “Hand’s skin detection based on ellipse clustering,” v *Computer Science and Computational Technology, 2008. ISCSCT’08. International Symposium on*, vol. 2, str. 758–761, IEEE, 2008.
- [129] J. Kovač, P. Peer in F. Solina, *Human skin color clustering for face detection*, vol. 2. IEEE, 2003.

- [130] J. M. Chaves-González, M. A. Vega-Rodríguez, J. A. Gómez-Pulido in J. M. Sánchez-Pérez, “Detecting skin in face recognition systems: A colour spaces study,” *Digital Signal Processing*, vol. 20, št. 3, str. 806–823, 2010.
- [131] P. Kakumanu, S. Makrogiannis in N. Bourbakis, “A survey of skin-color modeling and detection methods,” *Pattern Recognition*, vol. 40, št. 3, str. 1106–1122, 2007.
- [132] V. Vezhnevets, V. Sazonov in A. Andreeva, “A survey on pixel-based skin color detection techniques,” v *Proceedings of the International Conference on Computer Graphics*, vol. 3, str. 85–92, Moscow, Russia, 2003.
- [133] M. H. Rahman in J. Afrin, “Human face detection in color images with complex background using triangular approach,” *Global Journal of Computer Science and Technology*, vol. 13, št. 4, 2013.
- [134] A. Ulges in A. Stahl, “Automatic detection of child pornography using color visual words,” v *Multimedia and Expo (ICME), 2011 IEEE International Conference on*, str. 1–6, IEEE, 2011.
- [135] C.-Y. Fang, H. Lin, S.-W. Chen *et al.*, “An infant facial expression recognition system based on moment feature extraction.,” v *VISAPP (2)*, str. 313–318, 2010.
- [136] R. M. Haralick in L. G. Shapiro, “Computer and robot vision,” 1992.
- [137] P. N. Digital, “Produkt Optotrak Certus.” Dosegljivo: <http://www.ndigital.com/msci/products/optotrak-certus/>. [Dostopano: 15. 03. 2016].

Dodatek A

**Journal of Neuroengineering and
Rehabilitation, 2014**

Rihar et al. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2014, **11**:133
<http://www.jneuroengrehab.com/content/11/1/133>



RESEARCH

Open Access

Infant trunk posture and arm movement assessment using pressure mattress, inertial and magnetic measurement units (IMUs)

Andraž Rihar*, Matjaž Mihelj, Jure Pašič, Janko Kolar and Marko Munih

Abstract

Background: Existing motor pattern assessment methods, such as digital cameras and optoelectronic systems, suffer from object obstruction and require complex setups. To overcome these drawbacks, this paper presents a novel approach for biomechanical evaluation of newborn motor skills development. Multi-sensor measurement system comprising pressure mattress and IMUs fixed on trunk and arms is proposed and used as alternative to existing methods. Observed advantages seem appealing for the focused field and in general. Combined use of pressure distribution data and kinematic information is important also for posture assessment, ulcer prevention, and non-invasive sleep pattern analysis of adults.

Methods: Arm kinematic parameters, such as root-mean-square acceleration, spectral arc length of hand velocity profile, including arm workspace surface area, and travelled hand path are obtained with the multi-sensor measurement system and compared to normative motion capture data for evaluation of adequacy. Two IMUs per arm, only one IMU on upper arm, and only one IMU on forearm sensor placement options are studied to assess influence of system configuration on method precision. Combination of pressure mattress and IMU fixed on the trunk is used to measure trunk position (obtained from mat), rotation (from IMUs) and associated movements on surface (from both). Measurement system is first validated on spontaneous arm and trunk movements of a dedicated baby doll having realistic anthropometric characteristics of newborns. Next, parameters of movements in a healthy infant are obtained with pressure mattress, along with trunk and forearm IMU sensors to verify appropriateness of method and parameters.

Results: Evaluation results confirm that full sensor set, comprising pressure mattress and two IMUs per arm is a reliable substitution to optoelectronic systems. Motor pattern parameter errors are under 10% and kinematic estimation error is in range of 2 cm. Although, use of only forearm IMU is not providing best possible kinematic precision, the simplicity of use and still acceptable accuracy are convincing for frequent practical use. Measurements demonstrated system high mobility and usability.

Conclusions: Study results confirm adequacy of the proposed multi-sensor measurement system, indicating its enviable potential for accurate infant trunk posture and arm movement assessment.

Keywords: Infant trunk posture, Arm movement assessment, Pressure mattress, Inertial magnetic measurement units

Introduction

Early infancy is an important segment of infant's life, as during the first six months infants gradually achieve some main developmental milestones and set the foundations for their upcoming life [1]. Reliable infant's motor pattern assessment can ensure detection of atypical development

[2] and subsequent early intervention, which in case of developmental disorders holds an important role in effective rehabilitation [3,4].

Typically applied *clinical methods* for assessment of developmental patterns, such as AIMS, TIMP, and Bayley III [5], despite comprehensive knowledge, experience, and keen eye of clinicians, lack objectivity and precision. To avoid such drawbacks and ensure reliable, repeatable, and accurate results, use of measurement systems with optical,

*Correspondence: andraz.rihar@robo.fe.uni-lj.si
 Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, Tržaška cesta 25, 1000 Ljubljana, Slovenia

inertial, and other similar motion capture sensors, seems sensible and reasonable. Although, it has received notable attention in the last decades [6], widespread use is limited by specific anthropometric characteristics of infants, such as shorter segment lengths, lower weight, and intolerance to longer, invasive measurement sessions with complex setup preparation routines [7].

Digital camera systems have been used with additional videotape coding and classification, such as Observer coding program to study the influence of postural control on hand behaviour [8], and infant's reaching behaviour in relation to hand preference [9]. Precision was improved with use of reflexive markers and integration of Dvideow image analysis system [10] for reconstruction of 3D head movement [11] and goal-directed reaching behaviour [12]. Digital camera systems are low-cost, but suffer from object obstruction, need of complex camera calibration, illumination of markers, and careful adjustments of zoom and focus [11].

Optoelectronic multi-camera systems (Optotrak, Vicon, Qualisys motion capture) exploit advantages of infrared spectrum (infrared emitting diodes) and ensure precision of under 1 mm even at high sampling frequencies [13]. Simultaneous videotape recording and coding ensures intuitive interpretation of infant's actions. Such combinations have been used for studying reach and grasp development [14], head [15], arm and trunk movement [16,17]. System disadvantages are high number of needed markers, invasiveness, time-consuming preparation of the measurement subject and measurement system. While system complexity was reduced with marker clusters [18], large segments of missing data due to unexpected infant's movement and self-occlusion remain a problem [7,19].

Electromyography (EMG) measurements have been used as supplement to optical camera-based experimental setup to extract enhanced movement information and muscle activation data, focusing on studying postural control during infant's reaching tasks [20,21].

Force plates have been used in combination with movement analysis systems to analyse goal-directed reaching and postural control of healthy infants in supine position [22]. Kyvelidou *et al.* studied sitting postural control, in terms of centre-of-pressure (COP) movement, by using force plates alone [23].

Electromagnetic (EM) tracking systems [24] have been used in cooperation with motion sensor displacement removal methods [25] to surpass the line-of-sight requirements of optical systems, but suffer from movement limitations due to wiring.

Accelerometers have been used to analyse infant's spontaneous upper [26] and lower extremity movements [27], but do not provide postural information.

Wireless inertial and magnetic measurement units (IMUs) [28] are a wearable, non-invasive, low-cost

system, consisting of a three-axis gyroscope, three-axis accelerometer, and a three-axis magnetometer. Such set of sensors measures three-dimensional angular velocity, acceleration, and magnetic field vectors. These mechanical sensor signals can be merged using sensor fusion methods to estimate orientation [28-30]. Sensor fusion in this context is covering statistical and deterministic fusion methodology [31] and is needed to overcome the shortcomings of using sensors individually. IMUs have been intensively and reliably used for movement tracking of adults [29,30,32], as well as upper extremity motion measurements of primary school children [33]. To the best knowledge of authors, IMU applications for infant movement tracking are rare. Although, Taffoni and colleagues [34] reported of a wired magnetoinertial wearable device design for behavioral analysis of infants, authors presented only preliminary performance results.

Pressure distribution mattresses are matrices of usually piezoresistive effect based sensors. Boughorbel *et al.* reported of basic, non-invasive infant trunk posture analysis with feature selection methods. The classification process was performed by majority vote fusion of linear, quadratic, support vector machines (SVM), and k-nearest neighbour (kNN) classifiers [35]. Dusing *et al.* reported of trunk extension and flexion tendencies assessment of infants in supine [36], as well as COP movement analysis [37]. More existing applications are in the field of posture analysis of adults, such as non-invasive sleep pattern analysis [38,39], ulcer prevention methods [40], and posture classification during diagnostic tomography imaging [41]. Despite disadvantages, good reliability and precision are obtained with implementation of data processing and machine learning methods, such as principal component analysis (PCA), SVM [38], kNN [40], Naïve Bayes classifiers, and hidden Markov models [39].

A dedicated multi-sensor based gym for measurement and rehabilitation of pre-term infants is being developed by the FP7 EU project CareToy consortium. As part of the sensor system, a combination of pressure mattresses and IMUs fixed on trunk and arms is proposed for infant's movement recognition and motor pattern assessment, in view of avoiding the listed drawbacks of other measurement systems.

While the area of sensor based assessment of infant arm motor patterns still lacks a non-invasive, objective, low-cost measurement system, the proposed combination of sensors has not yet been used for such analysis. Therefore, the presented study has several purposes. Firstly, the main intention is to validate the proposed sensor set for analysis of infant arm motor pattern parameters by comparison to referential optoelectronic motion capture (Optotrak) data. The second purpose is to study the dependency of arm kinematic parameters determination in relation to the

selected type of IMU sensor placement. Unknown is the influence of system configuration on method precision. Finally, the sensor set is used in a measurement session of a healthy infant to support appropriateness of method and parameters.

Methods

This section is organized as follows. Initially, the measurement procedure and the experimental setup are presented. Following this, the sensor data processing methodology of trunk and arm posture analysis is described. Finally, the proposed motor pattern parameters are listed, and measurement procedure of the infant is given.

Experimental setup and measurement procedure

Experimental setup comprised two pressure distribution mattresses, six wireless IMUs, a two-camera optoelectronic measurement system, and a digital video camera.

Two commercially available *pressure distribution mattresses* (CONFORMat System, Model 5330, Tekscan, Inc., USA) were used for pressure distribution measurement. Approximately 80 cm × 47 cm of total pressure sensitive area was covered with 1760 (55 × 32) piezoresistive pressure sensors.

Six *wireless IMUs*, designed exclusively for the EU project CareToy by STMicroelectronics, Italy were used for trunk and arm segment orientation measurements.

Two-camera optoelectronic measurement system Optotrak Certus (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada) with thirteen infrared emitting diodes as active markers was used for referential measurements of trunk and arm segment positions.

A large number of wired active markers makes validation of the measurement system on an infant practically impossible and ethically controversial. Therefore, a dedicated baby doll, having realistic anthropometric characteristics (trunk weight, arm segment lengths, and elbow joints) of a preterm newborn, was used as a test subject for this purpose.

The test subject was equipped with five IMUs (trunk and each arm segment), set inside specially designed silicone bracelets and ten Optotrak markers, fitted on test subject's anatomical landmarks (Figure 1). One IMU and three Optotrak markers were placed in the corner of the pressure mattress to determine the referential IMU and Optotrak coordinate system (Figure 1). A digital USB video camera was placed above the experimental setup for easier interpretation of numerical results.

MATLAB/Simulink was used for synchronous sensor data acquisition of Optotrak (100 Hz), IMUs (100 Hz), pressure distribution mattress data (30 Hz), and video (10 Hz). Acquired data were stored on a computer hard drive for post processing.



Figure 1 Experimental setup. Baby doll is positioned on top of two pressure mattresses, and equipped with five IMU bracelets (red ellipses), positioned one on baby doll's chest, one on each forearm, and one on each upper arm. Ten Optotrak markers (one on baby doll's forehead, one on each cheek, one on the frontal side of lower abdomen, one on the frontal side of each shoulder joint, one on the lateral side of each elbow joint, one on the dorsal side of each hand) serve as reference (white rectangles). Referential Optotrak and IMU coordinate system orientation is indicated in the lower right corner (white arrows).

Subject's arms and trunk were moved by an experienced experimenter similarly to realistic movements of an infant, trying to avoid marker occlusion. Movement activity around the longitudinal (cranial-caudal) axis of the trunk was simulated as rolling over from back to side position in a corkscrew fashion [42]. Simultaneously, spontaneous arm movements were performed on the frontal side of coronal plane around cranial-caudal, ventral-dorsal, and medial-lateral axis. Realistic goal-oriented reach to grasp behaviour was simulated by changing the elbow angle from elbow flexion to elbow

extension and vice versa. Average movement speed was approximately 13 cm/s, similar to [43].

Sensor data processing

Several coordinate systems are used for trunk and arm posture description. *Earth coordinate system (E)* is defined with orientations of gravity and Earth magnetic field vectors. *Trunk coordinate system (T)* is defined with directions of medial-lateral (*x*), caudal-cranial (*y*), and dorsal-ventral (*z*) axes. *Arm segment coordinate systems (upper arm - UA, forearm - FA)* are defined with posterior-anterior (*x*), proximal-distal (*y*), and medial-lateral (*z*) axes (Figure 2). *Referential Optotrak and IMU coordinate system* is defined with orientation of the pressure mattress (Figure 1). In example, R_{FA}^T presents forearm coordinate system orientation, expressed in trunk coordinate system.

Trunk posture analysis

Trunk posture analysis comprises data pre-processing and sensor data fusion. Pressure distribution data is a digital grayscale image (55 pixels × 32 pixels) and can be processed with effective digital image processing techniques.

Pressure mattress modules have unique default offset level, dependent of the surrounding temperature. Bias values reach up to twenty percent of pixel value range and are noticeable on the loaded pressure distribution matrix (Figure 3b). Therefore, a bias values matrix (Figure 3a), recorded on a regular basis, is used for offset data removal. Noise values, such as oscillations of the output, are removed by data comparison to pre-set thresholds.

A two dimensional eight-connected neighborhood connectivity algorithm of the built-in MATLAB function *bwconncomp* is used to group pressure data into objects. Object properties, such as area, load, and values of minimally and maximally loaded pixels are calculated with the built-in function *regionprops*, and compared to pre-set thresholds for thorough removal of small artefacts (cross-talk).

Successful noise and offset removal ensures extraction of the infant's pressure imprint matrix (Figure 3c). Linear interpolation method, based on triangles formed by Delaunay triangulation [44], provides higher resolution and accuracy of processed images, resulting in pressure distribution image of 165 pixels × 96 pixels (Figure 3d).

Pressure distribution matrix centre-of-pressure (COP_{mat}) coordinates are calculated with regard to pixel load values and coordinates. Orientation of IMUs, relative to *E* is determined with the Unscented Kalman filter (UKF). UKF is a sensor fusion algorithm for estimation of nonlinear systems and represents an upgrade to the more frequently used extended Kalman filter [28,29,45]. *T* orientation is expressed relative to referential IMU coordinate system and is a good estimate of infant's orientation on the pressure mattress. The trunk IMU can occasionally be displaced and minimally rotated during a measurement session. Therefore, determination of infant's trunk orientation on the pressure mattress is improved by combined use of trunk IMU and pressure data. Trunk imprint on the pressure mattress is recognized as combination of pixels and objects in close surroundings of COP_{mat} . Two-dimensional trunk imprint orientation on the pressure mattress is extracted with contrast enhancement method [46] and central image moments calculation [47]. Trust levels of acquired data are determined considering trunk imprint load and length, and distance of COP_{mat} to centre of the pressure mattress. According to the extracted trust level and the determined two-dimensional trunk imprint orientation, trunk IMU orientation is adjusted in order to ensure precise and exact three-dimensional orientation of infant's trunk on the pressure mattress. Whenever trust levels are too low (insufficient trunk imprint load or length), trunk IMU orientation is adjusted with last reliable offset data.

Approximate three-dimensional shoulder coordinates on the pressure mattress are determined using pre-set distances. Rolling, trunk flexion, and extension activity is detected by the trunk IMU and considered as the shoulder position adjustments. Coordinates are adjusted with respect to the occurring activity in direction towards or away from the trunk midline, as well as towards or away from the trunk centre-of-pressure. Whenever possible, double-histogram analysis, similar to [41], is performed on trunk imprint data to acquire position of shoulders on the pressure mattress. This feature improves precision

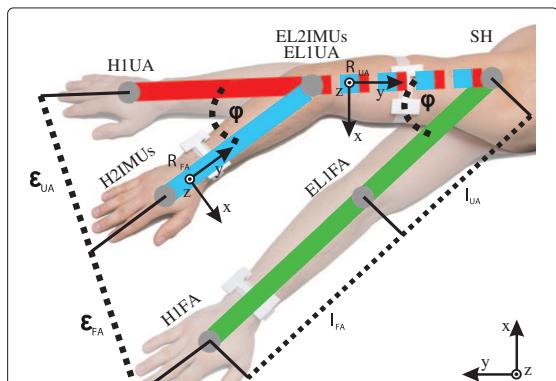


Figure 2 Arm kinematics. 2 IMUs per arm (blue lines), only 1 IMU on the upper arm (red lines), and only 1 IMU on the forearm (green lines) sensor placement options are presented. SH, EL, and H represent shoulder, elbow, and hand positions, respectively. φ stands for the elbow flexion angle, l_{UA} and l_{FA} represent upper and forearm segment lengths, while ϵ_{UA} and ϵ_{FA} stand for Euclidean distances of upper and forearm sensor placement simplifications. R_{UA} and R_{FA} indicate upper and forearm coordinate systems.

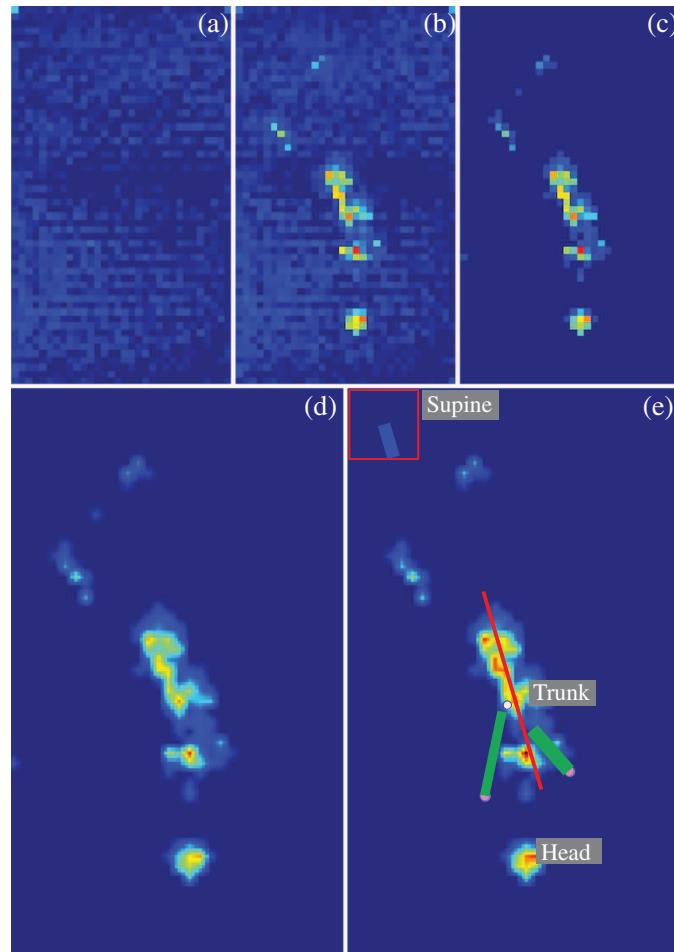


Figure 3 Pressure data processing. Bias values matrix (a), loaded matrix before (b) and after (c) noise removal, and matrix after interpolation (d). (e) depicts final data processing results with labelled trunk and head imprints, arm orientation (green lines), trunk orientation (red line), COP_{mat} (white circle), and shoulder positions (purple circles).

of the shoulder determination phase and is especially important in case of distinct rolling activity.

Arm posture analysis

Pre-multiplication (1) is used to express upper (\mathbf{R}_{UA}^T) and forearm (\mathbf{R}_{FA}^T) segment orientations relative to the adjusted and improved T . In (1), \mathbf{R} is the rotation matrix, while T , E , and A represent trunk, Earth, and arm segment coordinate systems (UA and FA), respectively.

$$\mathbf{R}_A^T = \mathbf{R}_E^T \cdot \mathbf{R}_A^E \quad (1)$$

Elbow (\mathbf{p}_{EL}) and hand (\mathbf{p}_H) position, describing full arm kinematics (Figure 2), can be calculated with (2), using upper (\mathbf{R}_{UA}^T) and forearm (\mathbf{R}_{FA}^T) orientation data (relative to T), and arm segment length vectors ($\mathbf{l}_{UA} = [0, l_{UA}, 0]^T$,

$\mathbf{l}_{FA} = [0, l_{FA}, 0]^T$). l_{UA} and l_{FA} represent upper and forearm segment lengths.

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_{EL} &= \mathbf{R}_{UA}^T \cdot \mathbf{l}_{UA} \\ \mathbf{p}_H &= \mathbf{p}_{EL} + \mathbf{R}_{FA}^T \cdot \mathbf{l}_{FA} \end{aligned} \quad (2)$$

Since a simple system is needed, arm kinematics can be described with only upper or forearm IMU sensor orientation information (Figure 2). Consequently, \mathbf{R}_{UA}^T and \mathbf{R}_{FA}^T in (2) become \mathbf{R}_A^T in (3), whereas A now represents either upper (UA) or forearm (FA) coordinate system. The choice depends on the currently analysed system simplification.

$$\mathbf{p}_H = \mathbf{R}_A^T \cdot (\mathbf{l}_{UA} + \mathbf{l}_{FA}) \quad (3)$$

The elbow is a hinge-joint with flexion and extension movements, defined with the angle φ (Figure 2). Sensor system simplifications with only 1 IMU per arm therefore mostly result in imprecision of elbow angle and can be described with (4), where ε_{UA} and ε_{FA} are the errors (Euclidean distances) of upper and forearm IMU sensor placement options (Figure 2). Error dependencies are a cosine theorem variation and are dependent on arm segment length and elbow flexion angle φ .

$$\begin{aligned}\varepsilon_{UA} &= l_{FA} \cdot \sqrt{2 - 2 \cdot \cos\varphi} \\ \varepsilon_{FA} &= l_{UA} \cdot \sqrt{2 - 2 \cdot \cos\varphi}\end{aligned}\quad (4)$$

Optotrak marker positions are transformed to the actual anatomical landmark positions (shoulder, abdomen, head) by recalculation of trunk and head plane normal vectors. Elbow and hand marker positions are expressed relative to T . Average distances between Optotrak markers, positioned at anatomical landmarks, can be used for arm segment lengths (l_{UA} , l_{FA}) determination. These lengths can also be determined by segment length measurements. Optotrak centre-of-pressure coordinates (COP_{opto}) are calculated as transformed centre of shoulders and lower abdomen marker positions. Comparison to IMU based results is performed by root-mean-square Euclidean distance values (*RMSE*) calculation.

Considering three-dimensional shoulder coordinates and trunk orientation on the pressure mattress, elbow and hand coordinates are expressed relative to the pressure mattress. This is important for identification of infant's interaction with the gym.

Head imprint is recognized with a series of implemented search algorithms, such as adaptive line-of-sight algorithm, histogram analysis, and the object tracking method (Rihar A, Mihelj M, Kolar J, Pašić J, Munih M: Sensory data fusion of pressure mattress and wireless inertial magnetic measurement units, submitted). First, head imprint is identified through analysis of coordinates, load, and area of objects in proximity of shoulder coordinates. Whenever head and trunk imprints are connected, head cannot be recognized by using the described algorithm and is determined with double histogram analysis, similar to [41]. Head-tracking algorithm is based on limited dynamics of human head movement and ensures higher reliability and robustness. Relevant anatomical landmark coordinates and recognized significant imprint objects can be presented visually (Figure 3e).

Motor pattern parameters

To validate the pressure mattress and IMU data in comparison to normative optoelectronic motion capture (Optotrak) data, typical arm motor pattern assessment parameters were calculated. Among these are mean absolute jerk, root-mean-square jerk, spectral arc

length [48], root-mean-square acceleration, normalized arm workspace surface envelope area [49], normalized arm workspace volume, reachable workspace volume, travelled path [50], and the hand average speed [51].

Hand velocity v_H is determined with (5), where w_{UA} , w_{FA} , \mathbf{r}_{UA} , and \mathbf{r}_{FA} denote the upper and forearm angular velocities, shoulder to elbow (upper arm), and elbow to hand (forearm) vectors, respectively. Angular velocities and acceleration data are measured by the IMU gyroscopes and accelerometers and are expressed relative to the referential coordinate system.

$$v_H = w_{UA} \times (\mathbf{r}_{UA} + \mathbf{r}_{FA}) + (w_{FA} - w_{UA}) \times \mathbf{r}_{FA} \quad (5)$$

In case of only forearm IMU use, v_H is calculated as cross product of forearm angular velocity w_{FA} and forearm vector \mathbf{r}_{FA} . v_H is filtered with a cut-off frequency of 6 Hz [21,22,52].

Dynamic acceleration of IMU is determined with gravity deduction from the acceleration vector, expressed in the referential coordinate system.

Jerk is calculated as the first derivative of acceleration.

Hand velocity v_H can be calculated by integration of IMU dynamic acceleration, but due to acceleration data bias, velocity tends to drift. Such approach is appropriate only for velocity calculation of arm movements with shorter time periods, such as reach to grasp and similar arm movements. Band pass filter eliminates the low frequencies and resolves the drift related problems.

Spectral arc length *SAL* metric is appropriate for movement smoothness assessment and was calculated for 150 determined arm movement intervals with (6), where $V(w)$ is the Fourier magnitude spectrum of v_H , and $[0, w_c]$ is the frequency band, occupied by the given movement [48].

$$\begin{aligned}SAL &= - \int_0^{w_c} \sqrt{\left(\frac{1}{w_c}\right)^2 + \left(\frac{d\hat{V}(w)}{dw}\right)^2} dw \\ \hat{V}(w) &= \frac{V(w)}{V(0)}\end{aligned}\quad (6)$$

Velocity, *acceleration*, and *jerk* are calculated also from referential motion capture (Optotrak) position data as the first, second, and third derivative, respectively. Derivation is subject to noise, therefore data is filtered with a cut-off frequency of 6 Hz [21,22,52].

Pearson correlation coefficient R is used to determine correlation of referential motion capture system (Optotrak) and IMU based results.

Root-mean-square Euclidean distances $RMSE_{arm}$ are calculated to provide comparison for elbow and hand coordinates, which are obtained by referential motion capture system (Optotrak) as well as determined by combined use of pressure mattress and IMU data.

Arm workspace is described with normalized workspace surface area [49] and normalized workspace volume values. In case of 2 IMUs per arm sensor placement, transformation of hand coordinates from Cartesian to spherical coordinate system is performed. Radius values vary over time, therefore optimum workspace radius is calculated with the least squares method [53] and transformation back to Cartesian coordinate system is performed. In case of 1 IMU per arm, orientation of both arm segments is considered identical, resulting in constant hand to shoulder distance, therefore described transformations are unnecessary.

Workspace surface envelope area is calculated with the alpha shapes method [54] that determines the concave polygon object of hand kinematic data and its surface area value. Normalization to the frontal hemisphere area, which presents the maximum possible arm workspace surface of an infant's hand, eliminates the influence of segment length measurement errors and makes inter-subject comparison possible.

Workspace volume is determined by processing of hand kinematic data with Delaunay triangulation method [44], the "quickhull" algorithm [55] for determination of convex hull object, and subsequent calculation of the corresponding volume. The value is again normalized to the frontal hemisphere volume.

Reachable workspace is described by calculation of concave and convex volume. The first one is calculated with the alpha shapes method [54], while the second one is determined with Delaunay triangulation method [44] and the "quickhull" algorithm [55]. As arm coordinates are expressed relative to the pressure mattress and not relative to the trunk, optimum radius determination and coordinate system transformations are not needed.

Travelled path P is calculated with (7), where n , x , y , and z represent number of samples in the time-series data and hand coordinates, respectively.

$$P = \sum_{i=2}^n \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2 + (z_i - z_{i-1})^2} \quad (7)$$

Average speed S is calculated as normalized travelled path with respect to the measurement session duration, which makes inter-hand, inter-session, and inter-subject comparison possible.

Measures from a healthy infant

To support adequacy of method and parameters, parameters of movements in a healthy, five month old infant were acquired using the dedicated multi-sensor based gym with two pressure mattresses, one referential IMU, and one trunk IMU. 1 IMU per forearm sensor placement was chosen to simplify the measurement procedure.

The measurements were performed in compliance with the Helsinki Declaration as part of the FP7 EU project CareToy and were overseen by a child therapist. The measurement protocol was approved by the Italian Ministry of Health (DGDFSC 0066613-P-17/09/2013). Proper informed consent was obtained from the parents, who were present throughout the measurement procedure. Referential video recordings were acquired with a digital USB video camera.

Results

This section provides the validation results. First, dependency of arm kinematics estimation to IMU sensor placement is presented. The velocity, acceleration, and jerk based motor pattern parameter values are given for referential optoelectronic motion capture (Optotrak) and IMU data. Arm workspace results are provided both, visually and numerically. Following this, reachable workspace volume and travelled path parameters are listed. Finally, measures from the infant are presented.

Arm kinematics estimation

Precision results of arm kinematics estimation are presented in Figure 4. $RMSE_{arm}$ values of elbow (EL) and hand (H) coordinates are given for all three IMU sensor placement options, compared to referential optoelectronic motion capture (Optotrak) values.

Motor pattern parameters

Dynamic acceleration and jerk parameters of spontaneous arm movements are shown in Table 1. The values are calculated from referential motion capture (Optotrak) position data and the forearm IMU accelerometer signal. Pearson correlation coefficients R are listed for acceleration, jerk, and velocity signals. They are calculated for

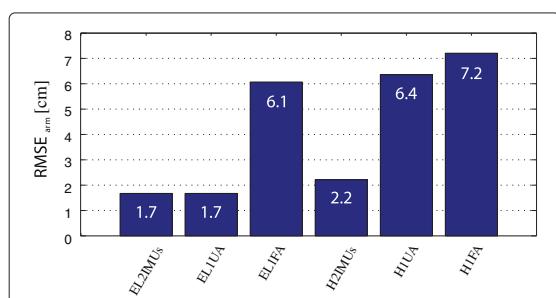


Figure 4 $RMSE_{arm}$ values for various IMU sensor placements, compared to referential optoelectronic motion capture (Optotrak) values.

(Optotrak) values. EL2IMUs, H2IMUs, EL1UA, H1UA, EL1FA, and H1FA represent the $RMSE_{arm}$ values of elbow and hand coordinates for the 2 IMUs per arm, 1 IMU on the upper arm, and 1 IMU on the forearm sensor placements, respectively.

Table 1 Acceleration, jerk, and velocity based motor pattern parameter results for referential motion capture (Optotrak) and IMU data

	Optotrak	Forearm IMU
Root mean square acceleration [m/s^2]	0.77	0.89
Root mean square jerk [m/s^3]	12.08	10.48
Normalized mean absolute jerk [m/s^3]	7.98	6.86
Pearson R acceleration	0.79	
Pearson R jerk	0.76	
Pearson R hand velocity forearm IMU	0.93	
Pearson R hand velocity 2 IMUs per arm	0.95	

referential optoelectronic motion capture system (Optotrak) and IMU based approaches.

SAL parameter values are presented in Figure 5 and are calculated from referential motion capture system (Optotrak) and IMU based hand velocity of spontaneous arm movements. SAL values, based on hand velocity for 2 IMUs per arm sensor placement, are shown along with hand velocity and acceleration integration approach for 1 IMU per forearm sensor placement. Correlation coefficients are given for all three options. Absolute SAL differences for referential motion capture system (Optotrak) based hand velocity and the aforementioned

IMU based approaches are shown in Figure 6. Box plots are used to present the mean values and level of dispersion.

Arm workspace surface envelope patches for referential motion capture system (Opto), 2 IMUs per arm (2IMUs), 1 IMU per upper (1UA), and 1 IMU per forearm (1FA) sensor placements are presented in Figure 7. Various views on baby doll's coronal, sagittal, and transverse planes are used to ensure intuitive three-dimensional result interpretation. Figure 8 shows normalized workspace volume and normalized surface area values for the aforementioned approaches. This provides the possibility of volume and surface area percentage comparison. RMSE values for centre-of-pressure, shoulders, and head coordinates are given in Figure 9.

Reachable volume space results, along with travelled path P and average speed S values are presented for the same movements in Tables 2 and 3, respectively. Results are given for referential motion capture system (Optotrak) based approach and three IMU sensor placement options. IMU based results are normalized to referential motion capture (Optotrak) values to ensure intuitive comparison.

Measures from a healthy infant

Right arm workspace surface envelope results from a healthy infant are presented in Figure 10. Various views

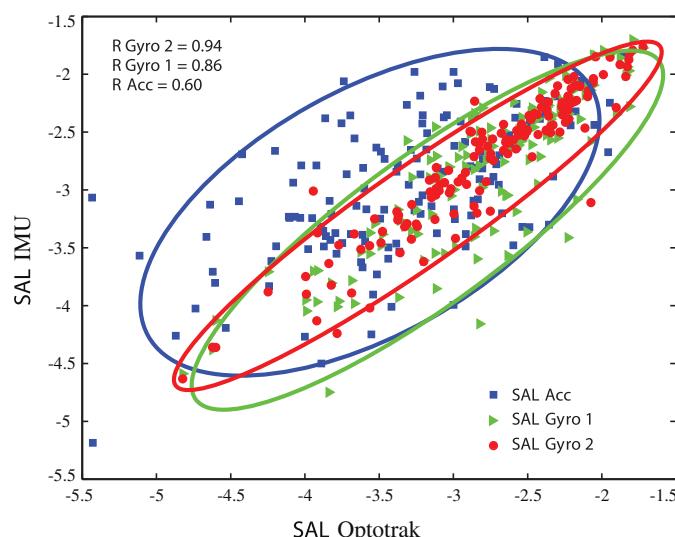


Figure 5 Spectral arc length (SAL) dependency. x and y axes represent SAL values, calculated from referential motion capture system (Optotrak) and IMU based hand velocity, respectively. SAL Gyro 2 (red circles) and SAL Gyro 1 (green triangles) denote SAL values of hand velocity, determined from angular velocity for 2 IMUs per arm and 1 IMU per forearm sensor placements, respectively. SAL Acc (blue squares) presents SAL results of hand velocity, calculated by integration of forearm IMU acceleration vector. Best fitting ellipses indicate level of linearity. Pearson correlation coefficients R for the three possibilities in relation to referential motion capture system (Optotrak) are presented in top left corner.

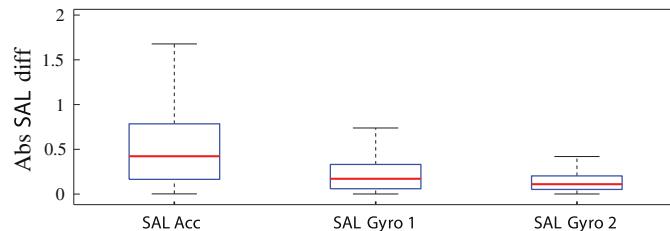


Figure 6 Absolute differences of SAL results for referential motion capture system (Optotrak) based hand velocity and various IMU based approaches. First box presents results for hand velocity determination as integral of IMU dynamic acceleration vector (SAL Acc), while second and third box present angular velocity based hand velocity calculation for 1 IMU per forearm (SAL Gyro 1) and 2 IMUs per arm (SAL Gyro 2) sensor placement.

are used to ensure intuitive three-dimensional interpretation. Figure 11 in a sequence shows the representative frames of acquired video recordings, which were used for arm workspace validation in Figure 10. Motor pattern parameters of the infant's movement are given in Table 4. Acceleration and jerk based parameters, SAL, arm workspace surface area and volume results are listed along with travelled path P and the average speed S values.

Discussion

This section first presents discussion of arm kinematics estimation values and motor pattern parameter validation results. Following this, a discussion of acquired measures from a healthy infant is given. Finally, advantages of combining sensor data are emphasized.

Arm kinematics estimation

Elbow (EL2IMUs) and hand (H2IMUs) $RMSE_{arm}$ values are in range of 2 cm (Figure 4), which confirms that 2 IMUs per arm sensor placement ensures high arm kinematic precision capture. Position errors are a consequence of several factors. Most important are the skin movement and consequently slight displacement of IMU in relation to arm segment orientation and possible incorrect arm segment length measurements. Use of only upper or forearm IMU provides additional measurement system simplification, but directly affects accuracy of elbow and hand position estimation. The reason for this is lack of elbow flexion angle information. In case that only upper arm IMU is used, only hand (H1UA) $RMSE_{arm}$ values are higher, while in case of forearm IMU use, elbow angle

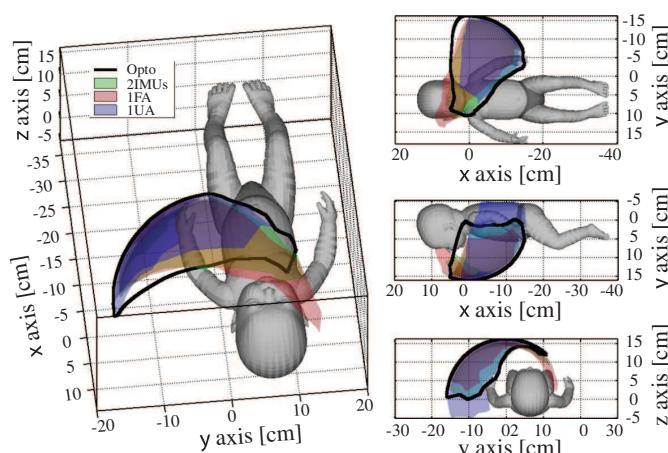


Figure 7 Left arm workspace surface envelope results. Results are presented for referential motion capture system (Opto - black line), 2 IMUs per arm (2IMUs - green patch), 1 IMU per forearm (1FA - red patch), and 1 IMU per upper arm (1UA - blue patch) sensor placements. Patches with alternative, mixed colours represent areas, where results overlap. Right half of the figure presents from top to bottom views on baby doll's coronal, sagittal, and transverse planes.

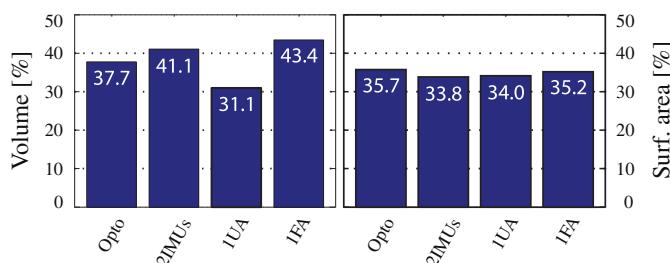


Figure 8 Normalized workspace volume (left) and normalized surface area (right) values. Results are presented for referential motion capture system (Opto), 2 IMUs per arm (2IMUs), 1 IMU per upper arm (1UA), and 1 IMU per forearm (1FA) sensor placement.

affects accuracy of both anatomical landmarks position estimation (elbow - EL1FA, hand - H1FA) (Figures 2 and 4).

Arm kinematics equations (see Methods) provide description of precision dependency. Euclidean distance values for 1 IMU sensor placements depend on arm segment lengths and elbow flexion angle. Infants under 6 months of age usually have equal upper and forearm segment lengths, therefore in view of extracting precise kinematics this parameter should not affect the choice of sensor placement. Kinematics estimation depends also on the elbow angle, reaching highest precision in case of elbow extension. Infants mostly hold the arms in slight elbow flexion, therefore some level of error is expected in either case of 1 IMU sensor placement. Berthier *et al.* [7] studied that before the reaching onset period, most of the movements are performed with mainly locked elbow angle. The kinematic error should therefore be considerably small. The elbow angle affects kinematic data precision equally for upper and forearm 1 IMU sensor placements, having no effect on the choice of sensor placement. The decision, regarding simplification of system configuration, should be made with respect to other parameter results.

Motor pattern parameters

Dynamic acceleration and jerk parameter values, calculated from forearm IMU accelerometer deviate from referential motion capture system (Optotrak) based results for less than 20% (Table 1). Referential motion capture system (Optotrak) based acceleration and jerk are determined as second and third derivatives of position. Consequently, the signal noise levels are increasingly high. Despite this, Pearson correlation coefficients for acceleration and jerk are near 0.8. This confirms correlation of both referential motion capture system (Optotrak) and IMU accelerometer based signals. Referential motion capture system (Optotrak) based hand velocity is calculated as the first derivative of position, therefore less noise and thus higher correlation is expected for hand velocity. Correlation coefficients *R* of hand velocity values, determined via angular velocity for 1 IMU per forearm and 2 IMUs per arm sensor placement and by referential motion capture system (Optotrak) are above 0.9 (Table 1). High level of correlation confirms the given hypothesis and verifies adequacy of IMUs for hand velocity studies.

SAL results suggest that angular velocity based approach with 2 IMUs per arm (*SAL Gyro 2*) sensor place-

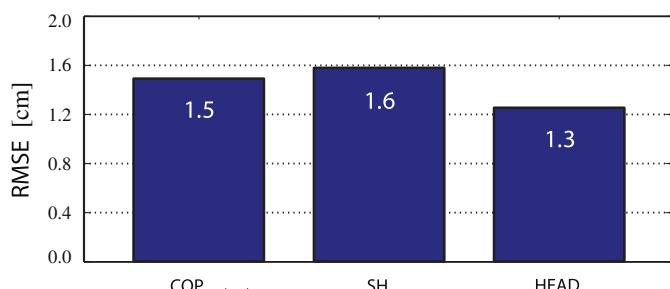


Figure 9 RMSE values for centre-of-pressure, shoulder and head coordinates. COP_{mat-opto}, SH, and HEAD represent RMSE values for centre-of-pressure, shoulder and head coordinates, determined with pressure data processing and with Optotrak.

Table 2 Reachable volume results for referential motion capture system (Optotak) and various IMU sensor placements

Vol. type	Vol. [cm ³]	Vol. normalized to Optotak [%]		
	Opto	2IMUs	1UA	1FA
Concave	2724	96.4	57.7	59.5
Convex	4595	107.4	95.4	131.7

ment provides best linear dependency results (Figure 5). Pearson correlation coefficient $R_{Gyro\ 2}$ is above 0.9, which confirms the high correlation to referential motion capture system (Optotak) based SAL results (Figure 5). Absolute SAL differences are lowest for such approach and have small value dispersion (Figure 6). This verifies appropriateness for movement smoothness assessment. Dependency results for angular velocity based approach with only 1 IMU on the forearm ($SAL_{Gyro\ 1}$) are less linear than 2 IMU approach ($SAL_{Gyro\ 2}$). Despite this, values still highly correlate to referential motion capture values ($R_{Gyro\ 1}$ above 0.8) with low mean absolute SAL difference and modest value dispersion. Lower precision is a consequence of lack of elbow flexion angle information, but such approach is still accurate enough for reliable movement smoothness evaluation. In case of only forearm IMU use and integration of acceleration in order to calculate the hand velocity, SAL dependency is least linear of the three options with correlation coefficient R_{Acc} of 0.6 (Figure 5). Absolute SAL differences are highly dispersed with mean value of almost 0.5 (Figure 6). Higher level of linearity (correlation) is also demonstrated by narrower best fitting ellipses. Results suggest that acceleration based approach is not as suitable for movement smoothness assessment, as angular velocity based approaches.

Arm workspace surface envelope patches for referential motion capture system (Opto), 2 IMUs per arm (2IMUs), 1 IMU per upper (1UA), and 1 IMU per forearm (1FA) sensor placements again confirm that the 2 IMUs per arm sensor placement approach is most similar to referential optoelectronic motion capture data (Figure 7). This is verified also numerically with normalized arm workspace

volume and surface area values (Figure 8), which are in general similar for the different approaches. Slight differences presumably arise from incorrect arm segment length measurements and possible IMU displacements. Although, comparison of 1 IMU per arm sensor placement results (Figure 8) confirms elbow angle influence on the surface envelope shape, such approach still offers good insight into arm workspace characteristics (red and blue patches in Figure 7).

$RMSE$ values for centre-of-pressure, shoulders, and head coordinates are all under 2 cm, confirming adequacy of incorporated digital image (pressure mattress data) processing techniques for such data extraction (Figure 9).

In case of 2 IMUs per arm sensor placement approach, both concave (96.4%) and convex (107.4%) shape types are appropriate for assessment of reachable volume (Table 2). The values deviate from referential motion capture system (Optotak) based results for less than 10%. In case that only 1 IMU per arm approach is used, upper arm sensor placement and convex shape determination provide best results (95.4%). Only forearm IMU use is giving less precise reachable volume results (Table 2), which is a consequence of lack of elbow flexion angle data.

As concerned to travelled path P and average speed S results (Table 3), the 2 IMUs per arm approach is most accurate in comparison to referential optoelectronic motion capture values with estimation error of 10% (normalized average speed value 110%). Results for only 1 IMU per arm sensor placements are less accurate with estimation error under 20% (normalized average speed values 118% and 111%), but still offer insight into infant's arm and trunk activity. Obtained values represent combined arm and shoulder movement.

Finally, all the evaluation results above confirm that full sensor set, consisting of pressure mattress and 2 IMUs per arm is a reliable substitution to optoelectronic systems for the given application. Motor pattern parameter errors are under 10%, while kinematic estimation error of arm position is less than 2 cm. Along with its simple-to-use character, such system is appropriate for quick, non-invasive, intensive, several times per day measurements of infant kinematics and corresponding motor patterns. Method does not suffer from drawbacks, such as self-occlusion or intolerance to high number of optical markers. Use of simplified system configuration with only 1 IMU per arm does not provide the best possible kinematic precision. Nevertheless, simplicity of use, shorter system preparation time, lower cost, and still acceptable accuracy of motor pattern assessment are convincing for frequent practical use. Approach with only upper arm IMU provides accurate normalized workspace volume and reachable volume results, while normalized workspace surface area, travelled path P , and average

Table 3 Travelled path P and average speed S results for referential motion capture system (Optotak) and various IMU sensor placements

	Opto	2IMUs	1UA	1FA
Travelled path P [cm]	3766	4146	4429	4181
Average speed S [cm/s]	4.5	4.9	5.2	5.0
Average speed norm [%]	100	110	118	111

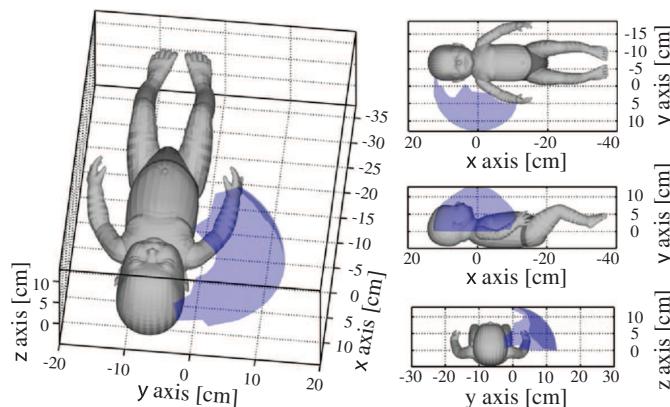


Figure 10 Right arm workspace surface envelope results for the healthy infant. Left part of the figure presents the diagonal view, while the right half presents views on the infant's coronal, sagittal, and transverse planes.

speed S parameters are estimated more accurately with use of only forearm IMU. The latter not only gives better insight into arm's end-effector (the hand) orientation, but forearm IMU gyroscope and accelerometer additionally ensure good estimation of hand velocity, acceleration, and jerk (Table 1). Accelerometers alone could also be used for hand accelerometry analysis [56]. Therefore, use of only forearm IMU seems more reasonable, sensible, and useful.

Measures from a healthy infant

Video recordings of arm movement from a healthy infant (Figure 11) were used to perform validation of the determined arm workspace results (Figure 10). Video confirms that the infant held his right arm extended mostly in the lateral, cranial, and ventral-lateral direction. Motor pattern parameter results (Table 4), especially average hand movement speed S (8.3 cm/s), normalized workspace surface area (40.1%), and SAL value of -3.3 (1.0) acknowledge that simulated baby doll's trunk and arm movements were sufficiently similar to movements of real infants. These comparisons demonstrate appropriateness of method and parameters.

Advantages of combining sensor data

It is important to emphasize that combined use of pressure mattress information and IMU data not only provides higher precision in comparison to using the IMU data alone, but also makes calculation of parameters, describing infant's activity levels, possible (travelled path P and average speed S). By incorporating results of infant's trunk orientation with regard to the pressure mattress, extracted by image moments calculation and digital image processing techniques, performance improvement is accomplished by applying adjustments to the trunk IMU orientation data. Therewith, the determined arm relative to the trunk kinematics is more precise and exact, providing very accurate motor pattern parameter results.

Conclusions

To conclude, validation results of multi-sensor measurement system comprising two pressure mattresses and IMUs fixed on trunk and arms demonstrate the system usability and precision, while the general approach demonstrates the simplicity to use, high mobility, and non-invasiveness. While use of 2 IMUs per arm provides



Figure 11 Referential video recordings.

Table 4 Motor pattern parameters for the measures from a healthy infant

Root mean square acceleration [m/s^2]	2.9
Root mean square jerk [m/s^3]	39.9
Normalized mean absolute jerk [m/s^3]	20.5
SAL mean (standard deviation)	-3.3 (1.0)
Normalized workspace surface area [%]	40.1
Normalized workspace volume [%]	53.0
Travelled path P [cm]	2397
Average speed S [cm/s]	8.3

best results, approach with only 1 IMU per arm is still accurate enough for frequent practical use. Since the system is not limited to laboratory based settings, it could be utilized as part of structured play sessions several times per day at infant's homes with parents as potential supervisors. Importantly, frequent measurements also reduce the influence of infant's day-to-day mood and give full insight into infant movement and motor skills. Due to excellent complementarity of system components, the system holds an enviable potential for accurate, sensor based infant trunk posture and arm movement assessment.

Consent

Written informed consent was obtained from the infant's parent for the publication of this report and any accompanying images.

Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

Authors' contributions

AR developed the data processing algorithms, performed referential measurements, and drafted the manuscript. JP and JK developed the data acquisition software. MM and MM participated in the study design, helped with data analysis, and revised the manuscript. All authors read and approved the final manuscript.

Acknowledgements

This work was funded by the European Union Collaborative Project CareToy grant ICT-2011.5.1- 287932 and additionally supported by the Slovenian Research Agency. Authors gratefully thank Giuseppina Sgandurra, Giovanni Cioni, Francesca Cecchi, and Paolo Dario for the support within CareToy project.

Received: 26 May 2014 Accepted: 2 September 2014

Published: 6 September 2014

References

- Adolph KE, Berger SE: **Physical and motor development.** In *Developmental Science: An Advanced Textbook*. 5th. Edited by Bornstein MH, Lamb ME. Mahwah: Lawrence Erlbaum Associates, Inc.; 2005:223-281.
- Palmer FB: **Strategies for the early diagnosis of cerebral palsy.** *J Pediatr* 2004, **145**(2):8-11.
- Orton J, Spittle A, Doyle L, Anderson P, Boyd R: **Do early intervention programmes improve cognitive and motor outcomes for preterm infants after discharge? A systematic review.** *Dev Med Child Neurol* 2009, **51**(11):851-859.
- Spittle A, Orton J, Anderson P, Boyd R, Doyle LW: **Early developmental intervention programmes post-hospital discharge to prevent motor and cognitive impairments in preterm infants.** *Cochrane Db Syst Rev* 2012 **12**. Art. No.: CD005495.
- Spittle AJ, Doyle LW, Boyd RN: **A systematic review of the clinimetric properties of neuromotor assessments for preterm infants during the first year of life.** *Dev Med Child Neurol* 2008, **50**(4):254-266.
- Jaspers E, Desloovere K, Bruynincx H, Molenaers G, Klingels K, Feys H: **Review of quantitative measurements of upper limb movements in hemiplegic cerebral palsy.** *Gait Posture* 2009, **30**(4):395-404.
- Berthier NE, Keen R: **Development of reaching in infancy.** *Exp Brain Res* 2006, **169**(4):507-518.
- Rocha NACF, Tudella E: **The influence of lying positions and postural control on hand-mouth and hand-hand behaviors in 0-4-month-old infants.** *Infant Behav Dev* 2008, **31**(1):107-114.
- Marschik PB, Einspieler C, Strohmeier A, Plienegger J, Garzoroli B, Prechtel HF: **From the reaching behavior at 5 months of age to hand preference at preschool age.** *Dev Psychobiol* 2008, **50**(5):511-518.
- Rocha NACF, Silva FPdS, Tudella E: **The impact of object size and rigidity on infant reaching.** *Infant Behav Dev* 2006, **29**(2):251-261.
- Lima C, Carvalho R, Barros R, Tudella E: **Two different methods for kinematic analysis of head movements relating to eye-head coordination in infants.** *Brazilian J Phys Ther* 2008, **12**(5):425-431.
- Soares DdA, van der Kamp J, Savelsbergh GJ, Tudella E: **The effect of a short bout of practice on reaching behavior in late preterm infants at the onset of reaching: a randomized controlled trial.** *Res Dev Disabil* 2013, **34**(12):4546-4558.
- Petitto LA, Holowka S, Sergio LE, Levy B, Ostry DJ: **Baby hands that move to the rhythm of language: hearing babies acquiring sign languages babble silently on the hands.** *Cognition* 2004, **93**(1):43-73.
- Fallang B, Saugstad OD, Grøgaard J, Hadders-Algra M: **Kinematic quality of reaching movements in preterm infants.** *Pediatr Res* 2003, **53**(5):836-842.
- Lee H-M, Galloway JC: **Early intensive postural and movement training advances head control in very young infants.** *Phys Ther* 2012, **92**(7):935-947.
- Lee H, Bhat A, Scholz J, Galloway J: **Toy-oriented changes during early arm movements: Ix: shoulder-elbow coordination.** *Infant Behav Dev* 2008, **31**(3):447-469.
- Meinecke L, Breitbach-Faller N, Bartz C, Damen R, Rau G, Disselhorst-Klug C: **Movement analysis in the early detection of newborns at risk for developing spasticity due to infantile cerebral palsy.** *Hum Movement Sci* 2006, **25**(2):125-144.
- Berthouze L, Mayston M: **Design and validation of surface-marker clusters for the quantification of joint rotations in general movements in early infancy.** *J Biomech* 2011, **44**(6):1212-1215.
- Harbourne RT, Lobe MA, Karst GM, Galloway JC: **Sit happens: does sitting development perturb reaching development, or vice versa?** *Infant Behav Dev* 2013, **36**(3):438-450.
- Van der Fits I, Klip A, Van Eykern L, Hadders-Algra M: **Postural adjustments during spontaneous and goal-directed arm movements in the first half year of life.** *Behav Brain Res* 1999, **106**(1):75-90.
- de Graaf-Peters VB, Bakker H, van Eykern LA, Otten B, Hadders-Algra M: **Postural adjustments and reaching in 4-and 6-month-old infants: an emg and kinematical study.** *Exp Brain Res* 2007, **181**(4):647-656.
- Fallang B, Saugstad OD, Hadders-Algra M: **Goal directed reaching and postural control in supine position in healthy infants.** *Behav Brain Res* 2000, **115**(1):9-18.
- Kyvelidou A, Harbourne RT, Shostrom VK, Stergiou N: **Reliability of center of pressure measures for assessing the development of sitting postural control in infants with or at risk of cerebral palsy.** *Arch Phys Med Rehabil* 2010, **91**(10):1593-1601.
- Karch D, Kim K-S, Wochner K, Pietz J, Dickhaus H, Philipp H: **Quantification of the segmental kinematics of spontaneous infant movements.** *J Biomech* 2008, **41**(13):2860-2867.
- Karch D, Kim K-S, Wochner K, Philipp H, Pietz J, Dickhaus H: **Compensation of large motion sensor displacements during long recordings of limb movements.** *J Biomech* 2010, **43**(9):1844-1848.

Rihar et al. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2014, **11**:133
<http://www.jneuroengrehab.com/content/11/1/133>

Page 14 of 14

26. Ohgi S, Morita S, Loo KK, Mizuike C: **Time series analysis of spontaneous upper-extremity movements of premature infants with brain injuries.** *Phys Ther* 2008, **88**(9):1022–1033.
27. Gima H, Ohgi S, Morita S, Karasuno H, Fujiwara T, Abe K: **A dynamical system analysis of the development of spontaneous lower extremity movements in newborn and young infants.** *J Physiol Anthropol* 2010, **30**(5):179–186.
28. Beravs T, Podobnik J, Munih M: **Three-axial accelerometer calibration using kalman filter covariance matrix for online estimation of optimal sensor orientation.** *IEEE Trans Instrum Meas* 2012, **61**(9):2501–2511.
29. Šlapjah S, Kamnik R, Munih M: **Kinematics based sensory fusion for wearable motion assessment in human walking.** *Comput Meth Prog Bio* 2014, **116**(2):131–144.
30. Kortier HG, Sluiter VI, Roetenberg D, Veltink PH: **Assessment of hand kinematics using inertial and magnetic sensors.** *J Neuroeng Rehabil* 2014, **11**(1):70.
31. Brooks RR, Iyengar SS: *Multi-sensor Fusion: Fundamentals and Applications with Software*. Upper Saddle River: Prentice-Hall Inc.; 1998.
32. Luinge HJ, Veltink PH, Baten CT: **Ambulatory measurement of arm orientation.** *J Biomech* 2007, **40**(1):78–85.
33. Ricci L, Formica D, Sparaci L, Lasorsa FR, Taffoni F, Tamilia E, Guglielmelli E: **A new calibration methodology for thorax and upper limbs motion capture in children using magneto and inertial sensors.** *Sensors* 2014, **14**(1):1057–1072.
34. Taffoni F, Campolo D, Delafield-Butt J, Keller F, Guglielmelli E: **Design and assembling of a magneto-inertial wearable device for ecological behavioral analysis of infants.** In *IEEE/RSJ Int Conf Intell Robot Syst, IROS 2008*. New York: IEEE; 2008:3832–3837.
35. Boughorbel S, Bruekers F, Breebaart J: **Baby-posture classification from pressure-sensor data.** In *Pattern Recogn (ICPR), 2010 20th Int Conf*. New York: IEEE; 2010:556–559.
36. Dusing S, Mercer V, Yu B, Reilly M, Thorpe D: **Trunk position in supine of infants born preterm and at term: an assessment using a computerized pressure mat.** *Pediatr Phys Ther* 2005, **17**(1):2–10.
37. Dusing SC, Kyvelidou A, Mercer VS, Stergiou N: **Infants born preterm exhibit different patterns of center-of-pressure movement than infants born at full term.** *Phys Ther* 2009, **89**(12):1354–1362.
38. Ni H, Abdulrazak B, Zhang D, Wu S, Yu Z, Zhou X, Wang S: **Towards non-intrusive sleep pattern recognition in elder assistive environment.** *J Am Intel Humanized Comp* 2012, **3**(2):167–175.
39. Mettsis V, Kosmopoulos D, Athitsos V, Makedon F: **Non-invasive analysis of sleep patterns via multimodal sensor input.** *Pers Ubiqu Comput* 2014, **18**(1):19–26.
40. Yousefi R, Ostadabbas S, Faezipour M, Farshbaf M, Nourani M, Tamil L, Pompei M: **Bed posture classification for pressure ulcer prevention.** In *Eng Med Biol Soc, EMBC, 2011 Annu Int Conf IEEE*. New York: IEEE; 2011:7175–7178.
41. Grimm R, Bauer S, Sukkau J, Hornegger J, Greiner G: **Markerless estimation of patient orientation, posture and pose using range and pressure imaging.** *Int J Comput Ass Radiol Surg* 2012, **7**(6):921–929.
42. Teitelbaum P, Teitelbaum O, Nye J, Fryman J, Maurer RG: **Movement analysis in infancy may be useful for early diagnosis of autism.** *P Natl Acad Sci USA* 1998, **95**(23):13982–13987.
43. Lee M-H, Ranganathan R, Newell KM: **Changes in object-oriented arm movements that precede the transition to goal-directed reaching in infancy.** *Dev Psychobiol* 2011, **53**(7):685–693.
44. Delaunay B: **Sur la sphère vide.** Izv Akad Nauk SSSR, Otdelenie Matematicheskii i Estestvennyka Nauk 1934, **7**(793–800):1–2.
45. Van Der Merve R: **Sigma-point kalman filters for probabilistic inference in dynamic state-space models.** *PhD thesis*. Oregon Health Sci. Univ., Portland, OR; 2004.
46. Gonzalez RC, Woods RE: *Digital Image Processing*, 2nd. Upper Saddle River: SL: Prentice Hall; 2002.
47. Hu M-K: **Visual pattern recognition by moment invariants.** *IEEE Trans Inform Theory* 1962, **8**(2):179–187.
48. Balasubramanian S, Melendez-Calderon A, Burdet E: **A robust and sensitive metric for quantifying movement smoothness.** *IEEE Trans Bio-Med Eng* 2012, **59**(8):2126–2136.
49. Kurillo G, Han JJ, Abresch RT, Nicorici A, Yan P, Bajcsy R: **Development and application of stereo camera-based upper extremity workspace evaluation in patients with neuromuscular diseases.** *PLoS One* 2012, **7**(9):45341.
50. Bhat A, Heathcock J: **Galloway J: Toy-oriented changes in hand and joint kinematics during the emergence of purposeful reaching.** *Infant Behav Dev* 2005, **28**(4):445–465.
51. Bhat A, Galloway J: **Toy-oriented changes during early arm movements: hand kinematics.** *Infant Behav Dev* 2006, **29**(3):358–372.
52. Coluccini M, Maini ES, Martelloni C, Sgandurra G, Cioni G: **Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and in motor disabled children.** *Gait Posture* 2007, **25**(4):493–501.
53. Sengupta AK, Das B: **A model of three dimensional maximum reach envelope based on structural anthropometric measurements.** In *Adv Occup Ergonomics Safety, 1998 XIIIth Annu Int Conf*, vol. 2. Edited by Kumar S. Amsterdam: IOS Press; 1998:256–259.
54. Edelsbrunner H, Mücke EP: **Three-dimensional alpha shapes.** *ACM Graph (TOG)* 1994, **13**(1):43–72.
55. Barber CB, Dobkin DP, Huhdanpaa H: **The quickhull algorithm for convex hulls.** *ACM Trans Math Softw (TOMS)* 1996, **22**(4):469–483.
56. Heinze F, Hesels K, Breitbach-Faller N, Schmitz-Rode T, Disselhorst-Klug C: **Movement analysis by accelerometry of newborns and infants for the early detection of movement disorders due to infantile cerebral palsy.** *Med Biol Eng Comput* 2010, **48**(8):765–772.

doi:10.1186/1743-0003-11-133

Cite this article as: Rihar et al.: Infant trunk posture and arm movement assessment using pressure mattress, inertial and magnetic measurement units (IMUs). *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2014 **11**:133.

Submit your next manuscript to BioMed Central and take full advantage of:

- Convenient online submission
- Thorough peer review
- No space constraints or color figure charges
- Immediate publication on acceptance
- Inclusion in PubMed, CAS, Scopus and Google Scholar
- Research which is freely available for redistribution

Submit your manuscript at
www.biomedcentral.com/submit



Dodatek B

**Medical & Biological Engineering &
Computing, 2015**

Med Biol Eng Comput (2015) 53:123–135
DOI 10.1007/s11517-014-1217-z

ORIGINAL ARTICLE

Sensory data fusion of pressure mattress and wireless inertial magnetic measurement units

Andraž Rihar · Matjaž Mihelj · Janko Kolar ·
Jure Pašič · Marko Munih

Received: 26 June 2013 / Accepted: 20 October 2014 / Published online: 4 November 2014
© International Federation for Medical and Biological Engineering 2014

Abstract Head movement of infants is an important parameter for analysing infant motor patterns. Despite its importance, this field has received little sensory-based research in the past years. Therefore, we present a sensory-supported data fusion model for head movement analysis of infants in supine position. The sensory system comprises a pressure mattress and two wireless inertial magnetic measurement units, rendering precise, objective and non-intrusive information on pressure distribution and 3D trunk orientation, respectively. Algorithms first perform pressure data pre-processing and calculate image moments to acquire 2D trunk orientation. Afterwards, unscented Kalman filter is used for sensory data fusion. After additional data processing, head and trunk coordinates are calculated along with head displacement distance. The sensory system was tested on experimental measurements, performed in eight normally developing infants aged from 1 to 5 months. Results of several algorithm combinations were compared to referential video recordings in terms of head lifts. Combination of algorithms, incorporating head tracking and sensory data fusion provides completely accurate results in comparison to normative data. Statistical data analysis and referential optoelectronic measurements were performed to evaluate accuracy of the sensory fusion model. Suitability of the proposed sensory system for head movement analysis of infants in supine position was verified.

Keywords Sensory data fusion · Pressure mattress · Wireless inertial magnetic measurement units · Infant head movement analysis

1 Introduction

Throughout infancy and early childhood, infants gradually develop their motor patterns and progress to higher stages of cognitive development. Insight into infant developmental patterns is very important from a therapist's and parent's point of view, as it can indicate normal or atypical development. The latter can be the result of developmental disorders, especially cerebral palsy (CP) and autism spectrum disorder (ASD), which usually develop throughout infancy and childhood [32]. Infants and children around the globe are affected, with prevalence values that range up to 116/10,000 for ASD [14] and up to 2.5/1,000 for CP [22, 23]. The risk is even higher for very low birth weight infants [29].

Developmental disorders usually result in developmental delays and affect infant posture, motor patterns and cognitive development [32]. Asymmetrical posture, lack of stability or rotation ability [34], hypotonia, unusual posturing [2], along with signs of activity of tonic reflexes, especially spasticity of legs and arms [5, 16], and abnormal arm and finger movement [12], are reported as possible indicators of atypical development. General movements [13, 18] represent another distinct movement parameter, typically studied through video recordings [12, 17, 39] and computer-based video analysis [1, 33]. Parameters like head movement, asymmetrical head posture [5] and active head lifting [19, 38] are also reported as possible indicative measures of CP and cognitive outcome.

Early identification and diagnosis [27] of developmental disorders as well as early intervention [4] are important for

A. Rihar (✉) · M. Mihelj · J. Kolar · J. Pašič · M. Munih
Laboratory of Robotics, Faculty of Electrical Engineering,
University of Ljubljana, Ljubljana, Slovenia
e-mail: andraz.rihar@robo.fe.uni-lj.si
URL: <http://www.roblab.si>

quality rehabilitation. Researchers are therefore reviewing [27, 40] indicative parameters and preparing questionnaires [30], tests [6, 7] and evaluations [9] in order to increase the percentage of correct diagnoses. Acquisition of posture and movement data is usually supported by various sensory systems, such as video cameras [34], passive marker-based optical systems [26], inertial magnetic systems [35], accelerometers [20], force platforms [24] and pressure mattresses [10, 11].

Even though head movement is clearly as important as trunk posture and other aforementioned parameters, the field of sensory-based head movement research has received little attention over the past years. Rönnqvist et al. [31] studied head position preference of infants using a custom-built platform, focusing on head orientation around one axis. Lee et al. [25] focused on advances in head control due to intensive postural training through a system that provided information on three dimensional head position. Franchak et al. [15] analysed the gaze of older infants by developing a head-mounted eye tracking device. Despite the high precision of the Vicon system [25] and video cameras, all the listed experiments suffer from disadvantages such as invasiveness of the measurement systems (marker arrays, belts, holders and impracticality of head-mounted systems), self-occlusion problems of optical markers [26] and the need for laboratory-based settings [31] with complex and expensive components.

The main goal of this paper is to present a novel sensory system-based computer model for accurate, objective and non-invasive head movement analysis of infants in supine position. Non-invasive assessment of infant head movement is of paramount importance for observing child responses linked to child development. First, the sensory system comprising a pressure mattress and two wireless inertial magnetic measurement units (IMUs) is described. The system is proposed to overcome the aforementioned disadvantages and address the lack of research in the field of head movement. Afterwards, data processing and sensory fusion methods used for infant trunk posture estimation and head position assessment are described. Statistical data analysis and referential measurements are performed to evaluate the accuracy of the proposed sensory system for head movement assessment in terms of head lifts and medial-lateral movement.

2 Methods

This section is organised as follows. First, hardware of the experimental set-up and the measurement procedure are presented. Afterwards, the implemented methods and algorithms are described. Finally, a description of the system validation procedure is given.

2.1 Hardware

2.1.1 Pressure mattress

A pressure mattress (CONFORMat® System, Model 5330, Tekscan, Inc., USA) was used for pressure distribution measurements. The mattress has a total of 1,024 piezoresistive pressure sensors (32×32) and dimensions of 47.1 cm \times 47.1 cm, resulting in an approximate resolution of 0.5 sensors per cm^2 . Sensors are 0.8 mm thick, while the pressure range of each sensor is 34 kPa.

2.1.2 IMU

Orientation of the infant relative to the mat was acquired using two wireless IMUs, custom built by our research group and thoroughly described in [3]. Each IMU comprises a three-axis gyroscope (InvenSense, Inc., USA), a three-axis accelerometer (STMicroelectronics, Switzerland) and a three-axis magnetometer (Honeywell, USA). The gyroscope has a full-scale range of $\pm 500^\circ/\text{s}$ and 16-bit resolution, the accelerometer $\pm 2 \text{ g}$ and 16-bit resolution and the magnetometer has a full-scale range of $\pm 1.4 \text{ G}$ and 12-bit resolution. Such an assembly provides precise information on angular velocities, acceleration and magnetic field in the local sensor coordinate system. IMU orientation is determined using an unscented Kalman filter, which is described in further detail in the section Software.

2.1.3 Video cameras

Four digital USB video cameras (Webcam C210, Logitech, USA) with resolution 320 pixels \times 240 pixels, view angle 53° and sampling rate of 10 Hz were used for referential recording of measurement sessions.

2.2 Measurement procedure

2.2.1 Subjects

Eight infants aged from 1 to 5 months participated in the study. All the infants were developing normally and were healthy. They were recruited from a private paediatrician clinic at San Piero a Grado (Pisa, Italy). The measurement sessions were approved and overseen by the therapists from IRCCS Fondazione Stella Maris, while the proper informed consent was also obtained from the parents. At least one of them was present throughout the measurement session.

2.2.2 Experimental set-up

Infants were placed on the pressure mattress in supine position, as it is presented with a doll in Fig. 1. The first IMU

was placed near the pressure mattress with a matching orientation and served as a referential sensor (see Fig. 1). During the measurement sessions, this sensor was not moved. The second IMU was put inside a specially designed bracelet that was placed around the infant's chest (see Fig. 1). Digital video cameras were placed above each corner of the experimental set-up to capture the majority of the infants' movements and actions, thus providing reference information for post-session data reviewing. Small speakers and various colour LED lights were set on both sides of the pressure mattress and turned on in a predefined sequence to encourage infant movement and activity. White sheets were hung around the experimental set-up to prevent external disturbances such as infant–mother eye contact.

2.2.3 Measurement protocol

In total, approximately 40 min of measurement data were acquired, with each infant's measurement duration being approximately 3–7 min depending on infant's cooperation. Data were acquired simultaneously, with 10 Hz sampling rate for the pressure mattress and 100 Hz sampling rate for the IMUs, and were synchronously processed online using a computer model. Raw sensor data and all the corresponding time stamps were stored on a personal computer hard drive for additional synchronised post-processing offline.

2.3 Software

2.3.1 Design of the computer model

The computer model is designed and implemented in the mathematical computer programs MATLAB®—Release

2011b, version 7.13 and Simulink—Release 2011b, version 7.8 (The MathWorks, Inc., USA). Sensory data inputs to the computer model are three-dimensional: angular velocity, acceleration, and magnetic field vectors, along with a square-shaped 1,024 element pressure matrix (32×32 elements). The pressure matrix is basically a greyscale digital image with values from 0 to 255. Pressure data are usually subject to bias and crosstalk and should therefore be processed with digital image processing techniques, such as noise removal, comparison to thresholds and segmentation. On the other hand, angular velocity, acceleration, and magnetic field vectors can be processed with sensory fusion techniques, such as unscented Kalman filter, to determine the approximate sensor (trunk IMU) orientation. Unfortunately, the trunk IMU can occasionally be displaced (minimally rotated) during a measurement session, which can result in differences among infant trunk orientation and the trunk IMU orientation.

Precise orientation of the infant trunk is relevant for the head movement analysis for two reasons. First, exact trunk orientation is very important in the process of pressure mattress data segmentation, as it helps determine the approximate head–feet orientation. This is important for recognition of the head imprint patch and subsequent determination of head movement and head lifts. These parameters importantly describe the level of infant's activity and could indicate possible developmental delays. Due to the large variability of pressure mattress data, novel reliable and robust head imprint search algorithms are needed. Second, exact trunk orientation determines the trunk midline, which is important for calculation of head displacement and subsequent analysis of possible asymmetries in the head–trunk posture. To avoid the shortcomings of the inaccurate trunk IMU orientation, use of the image processing techniques (image moments calculation) on the pressure mattress data and subsequent combined use of the pressure and IMU data are proposed as a solution to the given problem. Image moments are basically a weighted average of the image pixel intensities and can be used to describe centroid, area, orientation and other parameters of image patches. In our application, calculation of image moments on an isolated trunk imprint patch could provide additional information on the trunk orientation and determine the trunk midline.

The proposed processing procedure comprises several consecutive modules (see Fig. 2) as follows. First, pressure image moments calculation is performed to determine the two-dimensional trunk orientation (Φ) on the pressure mattress. The calculated orientation and IMU data are further processed in an unscented Kalman filter to improve the accuracy and thus calculate the exact three-dimensional trunk orientation. The image processing module performs detailed pressure imprint data analysis, combining the



Fig. 1 Experimental set-up, where the doll is equipped with the trunk IMU and placed in supine on the pressure mattress, while the referential IMU is placed in parallel with the pressure mattress

126

Med Biol Eng Comput (2015) 53:123–135

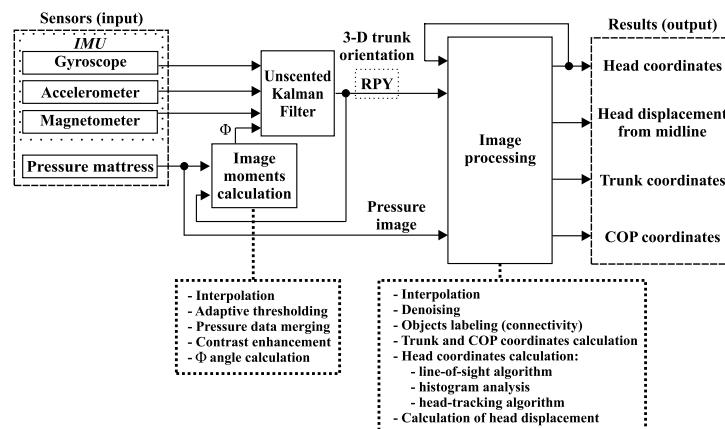


Fig. 2 Block diagram of the computer model, where RPY represents roll-pitch-yaw (RPY) angles of the three-dimensional trunk orientation, COP depicts COP coordinates of the pressure image and angle Φ denotes the two-dimensional trunk orientation on the pressure mattress

original pressure image and the trunk orientation. Finally, head and trunk coordinates, along with head displacement from the trunk midline, are determined as computer model outputs using the image processing techniques.

2.3.2 Image moments calculation

Calculation of image moments represents the first module of the computer model (see Fig. 2) and is needed for improving the accuracy of the three-dimensional trunk orientation. It represents the core of the presented methodology and is important especially in cases of unexpected trunk IMU displacement, when IMU is no longer aligned with the infant's longitudinal axis. Image moments calculation module comprises several consecutive steps (see lower left part of Fig. 2). Pre-processing of pressure data using the triangle-based linear interpolation is first applied to increase the quality and resolution of the pressure image (built-in MATLAB library function *griddata*). Afterwards, the two-dimensional eight-connected connectivity method (*bwconncomp*) is used for grouping pressure data into imprint patches. Properties of image regions, such as centroids, areas and loads, are extracted with the imprint patch analysis (*regionprops*). Imprint patch properties are compared to the preset area (10 pixels) and load thresholds to determine the insufficiently loaded imprints. Pixel load threshold is approximately 10 % of the output sensor range and is determined as the bias values of the unloaded pressure mattress data.

Imprint patches in the proximity of the calculated centre-of-pressure (COP) coordinates are combined into the

largest and heaviest imprint patch and thus recognised as the trunk imprint. Proximity area dimensions are adapted with regard to the approximate three-dimensional trunk IMU orientation. At this point, data processing continues by increasing contrast of the trunk pressure data to sufficiently emphasise the trunk imprint orientation. Pressure data corresponding to infant's trunk imprint, already pre-processed, are further used for calculation of raw M and central μ image moments of order up to two. A discrete version of the Eq. (1) is used instead of the original ones published by [21].

$$\begin{aligned} M_{pq} &= \sum_x \sum_y x^p y^q I(x, y) \\ \mu_{pq} &= \sum_x \sum_y (x - \bar{x})^p (y - \bar{y})^q I(x, y) \end{aligned} \quad (1)$$

In (1), $I(x, y)$ represents the greyscale image pixel intensities, x and y are the column and row indices and p and q are the moment orders.

A covariance matrix of the normalised second-order central moments is constructed, whereas its eigenvectors correspond to major and minor axes of the image. Orientation can therefore be calculated by (2) and is valid as long as μ_{11} is different from 0. Such an orientation could also be obtained by calculation of the first principal component (PCA) of the data. Angle Φ will thus be named "PCA" in the presentation of results.

$$\Phi = \arctan \left(\frac{2\mu_{11}}{\mu_{20} - \mu_{02}} \right) \quad (2)$$

In (2), Φ is the angle corresponding to orientation of the major axis of trunk imprint in the image, while μ_{11} , μ_{20} and μ_{02} are the central moments of order up to two.

Exact determination of the trunk imprint is sometimes impossible. In case an infant arches its back, only head, feet or arm imprints are detectable in the pressure data. Insufficient trunk imprint load in comparison to the preset load threshold results in an inability to calculate the image moments. In other cases, when an infant simultaneously raises its head and feet, the trunk imprint is short and circularly shaped. Distinct shape and insufficient major axis length of the trunk imprint (shorter than 40 pixels) again result in an inaccurate trunk orientation. Therefore, the pressure data-based orientation is not forwarded to the UKF in these cases. To retain functionality of the system, the IMU sensory data and the last accurately determined IMU displacement are used as an approximation for orientation calculation and further processing.

2.3.3 Unscented Kalman filter

The UKF is an algorithm for estimation of non-linear systems and represents an upgrade to the more frequently used extended Kalman filter (EKF). Along with a few additional calculations, it represents the second module of our computer model (see Fig. 2). A detailed presentation, comparison and description of the UKF and EKF are available in [8, 36, 37]. UKF incorporates the unscented transformation to approximate a Gaussian distribution of a non-linear function. This is done by determining a carefully chosen set of sigma-points to capture the mean and covariance of the random variable. The core of our UKF can be divided into initialisation, time update and measurement update. The last two are also referred to as prediction and correction steps [36]. Throughout the UKF, quaternions are used for orientation description.

The initialisation phase is performed, while the IMUs are in standstill. First, gyroscope biases are calculated as the median values of a 1-s long interval for gyroscope output data. Second, angular velocity, acceleration and magnetic field vectors are normalised by dividing the values with the vector norm and recalculating the data to SI units. Finally, initial orientation of the IMU relative to the Earth coordinate system is determined by calculating the cross product of acceleration and magnetic field vectors. An additional cross product of the acceleration vector and the aforementioned cross product result define the third axis of the coordinate system, consequently fully defining the IMU orientation. Process noise, observation noise and initial state covariance matrices are calculated for further use in time and measurement-update equations. This is followed by determination and propagation of sigma-points through process and measurement models.

The process model relates the current state to the state at a previous time sample. Therefore, during the prediction step, the quaternion is updated by integrating gyroscope data. In other words, current state and covariance are projected ahead and forwarded to the measurement model.

In the measurement model, the predicted current state is corrected in relation to the measurements of accelerometer and magnetometer. By computing the Kalman gain, state and covariance values are updated and corrected quaternion is determined. This quaternion represents rotation from the IMU to the Earth coordinate system.

By quaternion multiplication, rotation from the trunk IMU to the referential IMU coordinate system is acquired. This is followed by transformation of quaternions to roll-pitch-yaw (RPY) angles, representing rotation around the infant's cranial-caudal, medial-lateral and ventral-dorsal axes, respectively.

Whenever pressure data are suitable for orientation determination, the range of Φ angle is adjusted and both angles (yaw and Φ) are compared. When necessary, the difference between yaw and Φ is calculated, and the estimated trunk IMU quaternion is correspondingly updated around its ventral-dorsal axes. RPY angles are recalculated and provide the image processing module with the 3D trunk orientation description.

2.3.4 Image processing

Image processing is the third module of the computer model and serves for detailed infant imprint data analysis (see Fig. 2). Inputs into the module are as follows: pressure matrix, accurate three-dimensional trunk orientation (RPY angles) and head coordinates of the previous time frame (see the head-tracking algorithm description for more details).

The pressure image is first rotated in order to align the trunk orientation (head up) with the orientation of the pressure mattress. This is done to simplify later calculation of coordinates relative to the trunk orientation. Afterwards, the pressure matrix is interpolated using the triangle-based linear interpolation method. Very small artefacts, presumably deriving from small crosstalk of the pressure mattress, are filtered from the image with a specially designed noise removal algorithm as follows. The algorithm first calculates the differences between the minimum and the maximum pixel load values for each imprint patch. All image regions with difference values lower than 5 % of the sensor output range are considered as crosstalk and consequently removed. COP coordinates of the entire image are calculated.

Pressure data are labelled and grouped into imprint patches through search for the connected components (*bwconncomp*), while the imprint data analysis

(*regionprops*) is implemented for determination of patch properties, such as area, load and position.

Patches in the proximity of COP are grouped and identified as the trunk imprint, being the largest and heaviest patch. Trunk coordinates are determined as this patch COP (see Section Image moments calculation for more details on the trunk imprint recognition procedure).

Hereafter, the computer model proceeds with the head imprint search and the head coordinates calculation. This is performed with three head search algorithms as follows. Firstly, the *line-of-sight algorithm* is applied, selecting appropriate patches in the proximity of the approximate shoulder positions. Whenever the head is found successfully, the *head-tracking algorithm* is applied for processing of the following frames, until the head is lifted (the imprint disappears) or the trunk and the head imprints connect (sufficient trunk imprint length). The first option resets the head tracking, and the head search proceeds with the line-of-sight algorithm. In the second case, use of head tracking would eventually result in drift towards the trunk COP due to connection of imprints. Therefore, head tracking is now omitted and the head imprint search is performed with the *histogram analysis*. In case trunk and head imprints are separated again, the head search returns to the line-of-sight algorithm.

2.3.4.1 Line-of-sight algorithm The line-of-sight algorithm firstly identifies the approximate chest position of the infant's imprint. This point is determined with respect to known COP coordinates, trunk longitudinal axis orientation and an approximate distance from infant's abdomen to shoulders. Afterwards, the algorithm searches for all the patches within the area, determined as 50° left and right of the trunk orientation direction. Head imprint is recognised as the most loaded imprint patch and its coordinates are calculated. Additionally, the area of the selected imprint patch must be smaller than 500 pixels and the distance of the corresponding centroid to the shoulder position must be lower than 30 pixels. Imprint patches with very small area and load values are removed from the selection. This is implemented in view of avoiding head imprint misidentification.

2.3.4.2 Head-tracking algorithm The head-tracking algorithm is based on the premise that head movements have limited dynamics. In case the head is recognised using the line-of-sight algorithm, head tracking is activated and the head coordinates are rerouted to the computer model for processing of the next frame (see Fig. 2). As part of the next frame processing, an area of sufficient dimensions is set around the last determined head coordinates and COP of the imprint inside the area is calculated. Since the head imprint has limited dynamics, these coordinates directly determine the head position in the current time frame. If the head

imprint disappears, while the head and trunk imprints are not connected, both head coordinates are set to zero, indicating a head lift. In case both imprints connect, the head tracking is switched off and the head search proceeds with the histogram analysis.

2.3.4.3 Histogram analysis In case the trunk imprint is longer than a preset buttocks to shoulders distance threshold (adapted with respect to the roll angle) and the head patch was not found with the line-of-sight algorithm, this indicates connected imprints of the head and the trunk. This usually occurs when an infant is dressed in a baby dress with a hoodie or when an infant starts slowly lifting its head. In such cases, vertical histogram of the pressure image is calculated. Position of the first peak in the vertical direction (cranial-caudal axes) is extracted to determine the vertical head coordinate. Another horizontal histogram is calculated in the neighbourhood of the vertical head coordinate, whereas its peak determines the horizontal head coordinate.

After determination of the absolute head and trunk coordinates, the distance of head displacement perpendicular to trunk midline is calculated. Since the pressure image is still aligned to the vertical axis, head displacement is a mere deduction of horizontal head and trunk coordinates. Negative and positive values thus indicate head displacement towards right and left side, respectively. Finally, the pressure image and the calculated coordinates are rotated back to the original orientation, the pressure image is displayed, head and trunk coordinates are labelled and the trunk orientation is indicated (see Fig. 3). Head displacement distance (see Fig. 3) and all the calculated coordinates are stored along with the corresponding time stamps for post-processing.

2.3.5 Data analysis

The acquired data were additionally post-processed offline with MATLAB® software and built-in functions (*given in parentheses*). Connectivity algorithm (built-in function *bwconncomp*) was applied on one of the head coordinates to group non-zero and zero data into signal segments and determine the total number of head lifts and their duration. Video recordings were carefully reviewed to acquire the number of actual head lifts performed. Head displacement data were analysed by calculating maximum left and maximum right displacements that represent the range-of-motion limits. Median (*median*), mean (*mean*) and standard deviation (*SD*, *std*) values were extracted to analyse the data for asymmetry. Kurtosis (*kurtosis*) and skewness (*skewness*) parameters were calculated with (3) and (4), as they additionally describe deviance from the Gaussian distribution. Kurtosis indicates how outlier-prone a distribution is, while skewness is a measure of data asymmetry

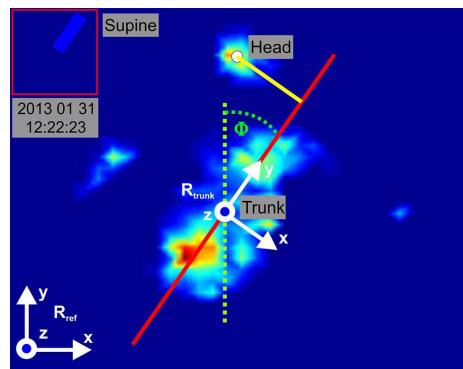


Fig. 3 Interpolated pressure matrix data with indicated trunk orientation (red line), head displacement distance (yellow line) and angle ϕ (green lines). Referential IMU coordinate system R_{ref} is shown in the lower left corner, R_{trunk} denotes the trunk coordinate system and trunk and head coordinates are labelled with black text (colour figure online)

around the sample mean. Kurtosis and skewness values of a normal distribution are 3 and 0, respectively. Kurtosis values for more and less outlier-prone distributions have values either greater or smaller than 3. Skewness values are either positive for data values spread out to the right or negative for data values spread out to the left.

$$k = \frac{E(x - \mu)^4}{\sigma^4} = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4}{\left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \right)^2} \quad (3)$$

$$s = \frac{E(x - \mu)^3}{\sigma^3} = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{\left(\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \right)^3} \quad (4)$$

In (3) and (4), μ and \bar{x} represent mean value of the input data vector x , σ is the standard deviation, $E(t)$ represents expected value of the quantity t and n represents quantity of the input data x .

Root-mean-square (*rms*) displacement and approximate entropy were calculated to describe the variability and complexity of head displacement time series. Both parameters were already used and verified in infant COP movement analysis and diagnosis of CP [11, 24] and therefore seem potentially useful for illustrating the signal character. A detailed explanation and discussion on approximate entropy can be found in [28]. To acquire a value indicating head activity, travelled distance l was calculated by (5),

where l is the travelled distance, n is the last frame of measurement session and x and y are the horizontal and vertical head coordinates, respectively.

$$l = \sum_{i=2}^n \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2} \quad (5)$$

Head movement rate was calculated by dividing the travelled distance l by duration of the measurement session.

2.4 System validation

Referential optoelectronic measurement system OptoTrak Certus (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada), providing position accuracy of 0.1 mm at the sampling rate of 100 Hz, was used to validate the proposed measurement system (pressure mattress and two IMUs) for accuracy and reliability. A dedicated baby doll (see Fig. 1) with realistic anthropometric characteristics (weight, height and segment lengths) was used as a test subject, being equipped with one IMU on the trunk and three infrared emitting diodes as active markers on the face (one on the forehead and one on each cheek). Test subject was placed on the pressure mattress in supine position and spontaneous head movement was simulated as follows. Head of the baby doll was moved similar to the head movements, extracted by the careful review of the video recordings. Most of the movement was performed in the dominant direction (medial-lateral), considering the calculated head movement range values for the acquired healthy infant measurement data. One IMU was used as reference and was placed in parallel with the pressure mattress (see Fig. 1). Head position was simultaneously calculated from OptoTrak marker position data as the projected approximate head centre-of-mass and sensory fusion of pressure mattress data and IMUs as the head imprint COP coordinates. Comparison for each coordinate was performed and absolute errors of position determination were calculated for both axes. Accuracy of position data and adequacy of the proposed sensory system were statistically analysed by calculation of Pearson correlation coefficients for each axis.

3 Results

This section first provides the head movement results for measurement sessions of eight subjects. This is followed by presentation of the validation results obtained by the proposed sensory system and compared to referential OptoTrak data.

Head movement data, acquired by the proposed measurement system, are presented in terms of head lift, head displacement and head movement distance analysis (see

Table 1). According to the analysis of referential video recordings, eight infants generated six head lifts in total. This number is compared to the head lift results, determined by the analysis of pressure mattress and IMU data. In case that only IMU data is used for trunk orientation determination, the total number of detected head lifts exceeds 100 head lifts. With implementation of the sensory fusion algorithm, which combines the IMU and pressure mattress data for trunk orientation determination, the total number of detected head lifts is reduced to around 50. In case that the head tracking algorithm is used in combination with the sensory fusion method, the total number of detected head lifts is 6.

Head displacement data, determined by the optimum combination of algorithms, were analysed statistically for all eight infants (see Table 1). Median head displacement for infant #1 was lowest with a value of −9.6 cm (see Table 1). Data for infant #1 were highly dispersed (in

the range of 20 cm) with the largest range-of-motion (see Fig. 4 and right part of Fig. 5). Head displacement data of infant #4 had small value dispersion (in the range of 10 cm) with a mean value of 0.8 cm. Dispersion of values for the other infants was mostly around 10 cm with median values near the trunk midline in the range of −2 to +2 cm (see Fig. 4).

Head movement is evaluated with the movement distance and movement rate parameters, indicating level of head activity (Table 1). Infant #7 had the smallest head movement rate of 0.6 cm/s, while infant #3 was most active with the head movement rate of 1.8 cm/s.

Head coordinates for infant #5 are provided in relation to time and as a function of one another to demonstrate the typical head movement of infants (see Fig. 6). The goal is to assess the head movement characteristics in order to appropriately simulate head movement of the dedicated baby doll. The movement exhibits dominance in the

Table 1 Results of statistical data analysis

		<i>Infants</i>									
		1	2	3	4	5	6	7	8		
Session duration	Session duration [s]	240.9	235.9	159.3	323.5	243.7	451.1	313.0	278.1		
	Head lifted [s]	4.1	1.8	0.0	0.0	0.0	0.9	3.0	0.0		
	Head down [s]	236.7	234.1	159.3	323.5	243.7	450.2	310.0	278.1		
Head lifts	NHT	IMU	2	1/*	0	33	1	71/*	22/*		
		IMU and PCA	33	3	0	1	5	3	1		
	HT	IMU	1	3	0	2	1	247/*	15/*		
		IMU and PCA	1	3	0	0	0	1	1		
Video (reference)		1	3	0	0	0	1	1	0		
Head displacement	HT, IMU and PCA		Maximum left [cm]	9.0	6.5	5.4	5.5	16.8	11.3	7.3	15.6
			Maximum right [cm]	−17.1	−7.0	−6.7	−5.1	−7.8	−5.1	−5.9	−0.7
			Median [cm]	−9.6	−1.2	−0.7	0.7	0.6	1.5	0.6	1.5
			Mean [cm]	−8.2	−1.4	−0.8	0.8	0.9	1.8	0.9	1.8
			Standard deviation [cm]	4.9	1.6	1.1	1.4	2.5	2.0	1.2	1.8
			Kurtosis	2.6	4.2	12.2	4.9	13.8	5.0	10.1	27.0
			Skewness	0.7	−0.1	−1.1	−0.1	2.4	0.3	1.3	4.6
			RMS displacement [cm]	9.6	2.2	1.3	1.6	2.7	2.7	1.4	2.6
			Approximate entropy	0.3	0.6	0.4	0.4	0.4	0.5	0.4	0.3
Head coordinates	HT, IMU and PCA		Head movement distance / [cm]	201.0	297.4	282.0	343.6	320.3	429.8	194.9	222.7
			Head movement rate [cm/s]	0.8	1.3	1.8	1.1	1.3	1.0	0.6	0.8

NHT indicates analysis without the head-tracking algorithm, HT indicates inclusion of the head-tracking algorithm

* Indicates that the head patch was found incorrectly and IMU and PCA indicates that the IMU orientation was corrected by the image moments (PCA) orientation data

medial-lateral direction (see Fig. 6). Horizontal (x axis) and vertical (y axis) ranges-of-motion are approximately ± 5 and ± 1 cm, respectively.

Finally, validation results are presented as comparison of the head coordinates obtained by OptoTrak and the proposed sensory system (see Fig. 7a, b). The graph is scaled according to the pressure mattress dimensions. Horizontal

(x axis) and vertical (y axis) ranges-of-motion are approximately ± 5 and ± 2 cm with few larger excursions (see Fig. 7a, b). Absolute position estimation error and correlation coefficients (see Fig. 7c) illustrate the level of data similarity and statistically describe accuracy and reliability of the proposed measurement system. The median accuracy for the x and y axes were 0.75 and 0.25 cm, respectively, with Pearson correlation coefficients of $R_x = 0.95$ and $R_y = 0.73$.

4 Discussion

This section first provides a discussion of the implemented head detection algorithms. Following this, comments on the head displacement results are given. Afterwards, the system validation description and acquired accuracy values are presented. Finally, importance of the motor pattern parameters is emphasised and the study limitations are listed.

4.1 Head detection algorithms

Various combinations of head detection algorithms (see Table 1) were tested in order to determine the optimal set. Referential review of video recordings was conducted to acquire the number of actual head lifts performed that would make comparison possible.

Results (see Table 1, head lifts section) clearly indicate that head detection, by using only orientation data from

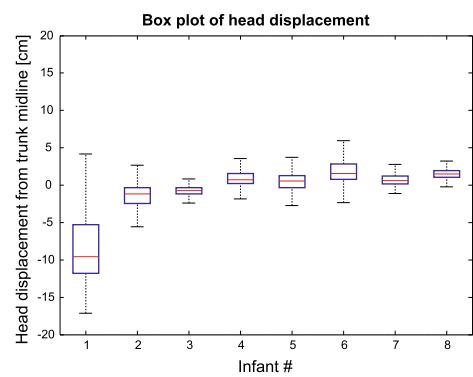
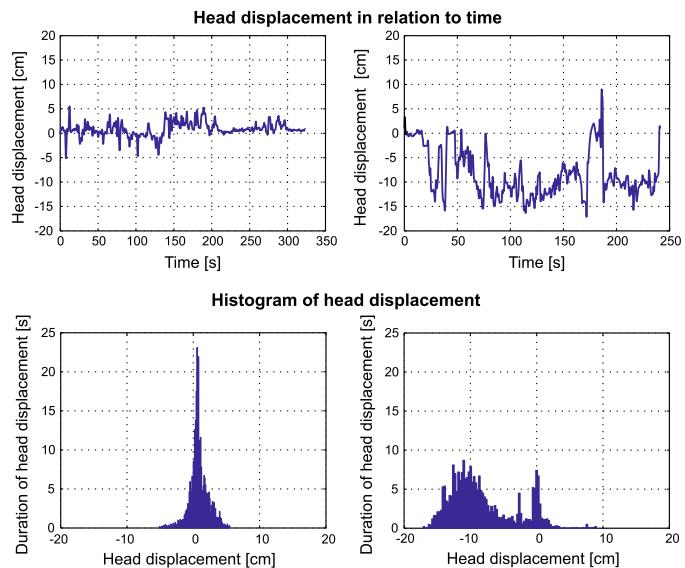


Fig. 4 Box plot of head displacement data for all eight subjects, indicating median values (red lines), the 25th and 75th data percentiles (blue box edges) and most extreme data points not considered outliers (whiskers). Outliers are not plotted to avoid misinterpretation and incomprehensibility (colour figure online)

Fig. 5 Time series (upper figures) and corresponding histograms (lower figures) of head displacement for infant #1 (right) and infant #4 (left)



132

Med Biol Eng Comput (2015) 53:123–135

Fig. 6 Head coordinates in relation to time (right) and as a function of one another (left) for infant #5

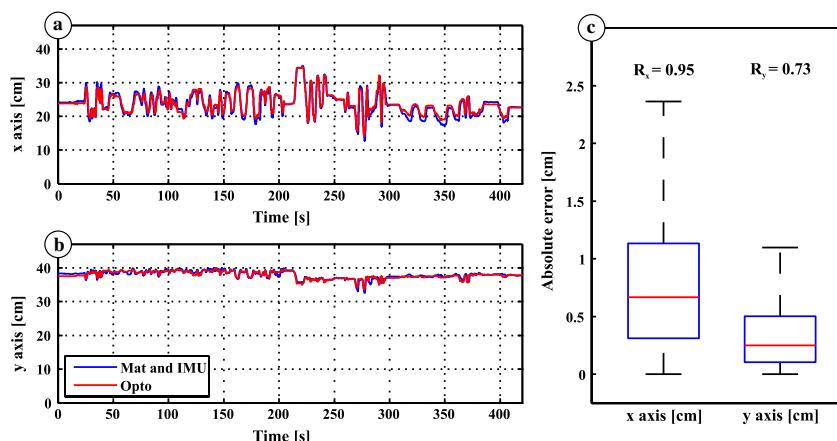
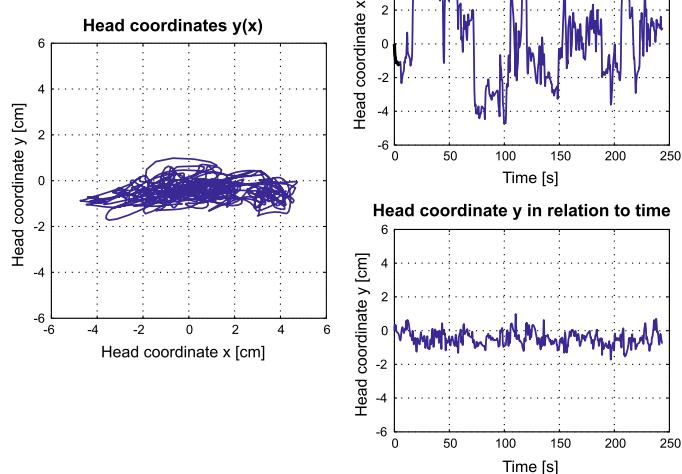


Fig. 7 Validation results for the head coordinates, where **a** and **b** present the x and y head coordinates for OptoTrak (red lines) and the proposed sensory system (Mat and IMU—blue lines), while **c** presents the box plot of absolute errors for both axes. The red line represents the median value, blue box edges depict the 25th and 75th per-

centiles and the whiskers extend to the most extreme data points not considered outliers. Outliers (4.5 % of data for the x axis and 2.5 % of data for the y axis) are not presented to enhance interpretability of data and ensure clarity of the plot. R_x and R_y denote Pearson correlation coefficients for x and y axes, respectively (colour figure online)

both IMUs, returns incorrect and usually unrealistically high number of head lifts. The high number of head lifts was noted because the infant managed to touch and move

the mounted bracelet while moving its hands during the measurement session. False head detection is also the result of inappropriate fixation of IMUs inside the bracelet, which

resulted in an angle offset in the coronal (frontal) plane. Due to inaccurate angle information, hand imprints were detected and misinterpreted as the head.

These problems were resolved using online adaptive rotation of the IMU quaternion, explained in the section Methods. Incorporation of IMU and pressure mattress sensory data fusion provided correct identification of trunk orientation and consequently successful head imprint detection (see Table 1, IMU and PCA). PCA alone could not be used for determination of head lifts. Since its output angle range is only 180°, preliminary approximate trunk orientation on the pressure mattress must be known and can either be predetermined or measured with an IMU. Another problem emerged when the infant tried to look in either the left or the right direction, consequently rolling its head around the trunk midline axis. This posed another issue for the computer model, as such rotations result in extensive excursions of the head imprint to the opposite direction and simultaneous increase of the head displacement distance. Without the use of the head-tracking algorithm, the line-of-sight algorithm failed to detect the head imprint. This occurred due to the increased head displacement distance and again resulted in false detection of the head imprint and an incorrect number of head lifts.

Head-tracking algorithm therefore provides the computer model with an additionally increased, yet accurate range of detection. Combination of algorithms, incorporating head tracking and sensory data fusion, proved to be completely accurate in comparison with the referential results (see Table 1). Out of almost 40 min of measured data, the computer model managed to correctly detect all six actual head lifts, which confirms its accuracy. Perfect matching of results is not only important in terms of accurate detection of head lifts, but also indicates reliable, correct identification of the head imprint, while the head is in contact with the pressure mattress.

4.2 Head displacement from the trunk midline

The second part of Table 1, Figs. 4 and 5 focus on the head displacement data. Both figures in combination with statistical data provide a good description of data distribution, amplitude and other features of the analysed signal. Negative and positive values of head displacement indicate that infant displaced its head right or left of the trunk midline, which happens when for example an infant rotates its head to look left or right. Maximum left and right values are calculated to identify and measure the full range of the head displacement data. These values can indicate potential limitations of head rotation and movement in relation to the trunk orientation. Median, mean and standard deviation values are calculated to identify asymmetries in the infant's head–trunk posture, which are reported to be important for early diagnosis of autism [34].

Kurtosis is a measure of how outlier-prone a signal distribution is in relation to the normal distribution, while skewness describes asymmetry of data around the signal mean value. Both parameters were thus calculated to provide a good description of the signal distribution, as this can again indicate postural asymmetry. Root mean square displacement and approximate entropy were previously already reported in the analysis of infant's COP patterns [11, 24] and verified as indicators of CP. Analysis of the head coordinates pattern by calculation of approximate entropy is thus also made possible by our computer model.

Statistical values for head displacement are fairly similar for all the measured infants, except for the first one. Video review confirmed that the mentioned infant held its head rotated towards the left throughout most of the session. Visual presentation of data (see Figs. 4, 5) is very useful for easy interpretation and comparison among the measured infants and completely presents the data distribution. Figure 4 indicates that the first infant, while having asymmetrical head posture, has the widest range of head displacement. On the other hand, it indicates that most infants held their head quite still (value dispersion in the range of 10 cm) and mostly near the trunk midline. This is additionally verified by the detailed comparison of the head displacement time series and the histogram data for infant #1 and infant #4 (see Fig. 5). Again, it is evident that the infant #4 held its head near the trunk midline more often, as opposed to the infant #1, which had a wider range of motion and held its head asymmetrically. This verifies that our measurement system and the implemented computer model are capable of detecting and analysing various infant movement activities, including not only still behaviour but also head movements with wide head displacement range.

4.3 Validation of system accuracy

Besides the listed parameters, head coordinates analysis is also provided by the computer model. First, travelled distance of the head coordinates during each session was calculated. These values were also normalised by considering the session duration to indicate the rate of head movement and the infant's activity rate. The visual presentation for the fifth infant (see Fig. 6) again provides easier interpretation of activity in the vertical and the horizontal direction. The latter is more active, which is basically expected. Comparison of such graphs among several infants can demonstrate pattern differences and increased or decreased activity rate.

Accuracy validation results (see Fig. 7) present adequacy of the proposed sensory system for head position recognition and consequent head movement analysis. Comparison to Fig. 6 confirms adequacy of the performed head movements with prevailing movement of larger range in the medial-lateral (x axis) direction (see Fig. 7a, b). Absolute error

values (median accuracy for the x and y axes were 0.75 and 0.25 cm, respectively) reveal high precision of the head coordinates determination. Both Pearson coefficients ($R_x = 0.95$ and $R_y = 0.73$) indicate high level of determined signal correlation (see Fig. 7c). Higher value for x axis is expected due to larger range of movement and distinct signal character.

4.4 Importance of the motor pattern parameters

Head movement analysis is especially important during the pre-reaching and the reach-to-grasp development period. Since these motor patterns and developmental milestones are closely related, the typical age group that the system is targeting is 1–7 months, when infants begin to progress towards these developmental milestones.

Finally, it is important to emphasise that although not all of the parameters were compared to the reference measurements, the comprehensive list of parameters is important for thorough, complete description of infant motor patterns. Each of the listed descriptors provides its own insight into the characteristics of infant head movement, focusing either on vertical movement in terms of head lifts or medial–lateral movement in terms of head displacement. Validation of position accuracy by using a referential optoelectronic measurement system is very important, since several parameters (head movement distance and head movement rate) are derived from position data. The numerous parameter results, which are extracted from the pressure mattress and IMU data, indeed ensure non-invasive assessment of infant head movement, which is of major importance for analysis of child development.

4.5 Study limitations

A few limitations of our study should be highlighted: small sample size and relatively young age of infant subjects, small number of tracked head lifts, and a fairly low-sampling rate for the pressure mattress data.

First of all, it should be noted that only eight infants were recruited for our measurement trials. Such a small sample size clearly limits the ability of performing advanced statistical analysis on the acquired data. Such analysis should be performed on a larger pool of data, but this is not the goal of the paper. The main intention of our paper is to present a novel measurement system and sensory fusion method for non-invasive assessment of infant head movement. Therefore, measurement data of eight infants should suffice for presentation of system functionality and the corresponding validation. The recruited infants were aged from 1 to 5 months, thus not covering the full age group range that the system is targeting. Infants from 5 to 7 months of age are usually more active and lift their heads more often. Head movement measurements for this age group could thus represent an important field of research, but taking into

account the scope of our paper, this limitation should not affect our presentation of results.

The second limitation is that the infant subjects in the study generated rather small number of head lifts in total (only 6). This number does seem low for a validation study, as a higher number could additionally support the results. On the other hand, out of almost 40 min of data, our system manages to successfully track all the actual head lifts and correctly determines the head imprint position, while the head is on the pressure mattress. This verifies the correctness and high reliability of our system, implying that a higher number of performed head lifts should not affect the acquired results.

Finally, the sampling rate of 10 Hz for the pressure mattress data does seem relatively low and limits the analysis of movements with extremely short duration. Higher sampling frequency could perhaps provide a more exact description of head movement. On the other hand, infants usually do not perform head movements with duration shorter than 0.1 s; therefore this setting should not affect our study results much.

5 Conclusion

Presented results demonstrate correctness of our computer model and therefore verify suitability of the proposed sensory system for head movement analysis of infants in supine position. The proposed system is accurate, reliable, transportable, cost-effective and non-invasive, as proven by the statistical analyses and validation measurements. It avoids several weaknesses of other systems, proposed for similar measurements [25, 31], and exploits several already verified advantages of the proposed sensors [11, 20, 35]. Sensory data fusion increases system reliability and improves accuracy of the used algorithms, as proven by the comparison with referential video recordings.

The proposed sensory system could be of interest to child therapists, paediatricians and other clinical staff, providing a powerful tool for quick, objective and non-invasive infant head movement assessment.

Acknowledgments This work was funded by the European Union Collaborative Project CareToy grant ICT-2011.5.1-287932 and additionally supported by the Slovenian Research Agency. The authors gratefully thank Giuseppina Sgandurra, Giovanni Cioni, Francesca Ceccì and Paolo Dario for help with recruitment of infants, experimental set-up and data acquisition.

References

1. Adde L, Helbostad JL, Jensenius AR, Taraldsen G, Grunewald KH, Stoen R (2010) Early prediction of cerebral palsy by computer-based video analysis of general movements: a feasibility study. *Dev Med Child Neurol* 52(8):773–778

2. Adrien JL, Lenoir P, Martineau J, Perrot A, Hameruy L, Larmande C, Sauvage D (1993) Blind ratings of early symptoms of autism based upon family home movies. *J Am Acad Child Psychiatry* 32(3):617–626
3. Beravs T, Podobnik J, Munih M (2012) Three-axial accelerometer calibration using Kalman filter covariance matrix for online estimation of optimal sensor orientation. *IEEE Trans Instrum Meas* 61(9):2501–2511
4. Blauw-Hospers CH, Hadders-Algra M (2005) A systematic review of the effects of early intervention on motor development. *Dev Med Child Neurol* 47(6):421–432
5. Bobath K, Bobath B (1956) The diagnosis of cerebral palsy in infancy. *Arch Dis Child* 31(159):408–414
6. Bryson SE, Zwaigenbaum L, McDermott C, Rombough V, Brian J (2008) The autism observation scale for infants: scale development and reliability data. *J Autism Dev Disord* 38(4):731–738
7. Campbell SK, Kolobe TH, Osten ET, Lenke M, Girolami GL (1995) Construct validity of the test of infant motor performance. *Phys Ther* 75(7):585–596
8. Crassidis JL, Markley FL, Cheng Y (2007) Survey of nonlinear attitude estimation methods. *J Guid Control Dyn* 30(1):12–28
9. Darrah J, Piper M, Watt MJ (1998) Assessment of gross motor skills of at-risk infants: predictive validity of the Alberta Infant Motor Scale. *Dev Med Child Neurol* 40(7):485–491
10. Dusing S, Mercer V, Yu B, Reilly M, Thorpe D (2005) Trunk position in supine of infants born preterm and at term: an assessment using a computerised pressure mat. *Pediatr Phys Ther* 17(1):2–10
11. Dusing SC, Kyvelidou A, Mercer VS, Stergiou N (2009) Infants born preterm exhibit different patterns of center-of-pressure movement than infants born at full term. *Phys Ther* 89(12):1354–1362
12. Einspeler C, Cioni G, Paolicelli PB, Bos AF, Dressler A, Ferrari F, Roversi MF, Prechtl HFR (2002) The early markers for later dyskinetic cerebral palsy are different from those for spastic cerebral palsies. *Neuropediatrics* 33(2):73–78
13. Einspeler C, Marschik PB, Bos AF, Ferrari F, Cioni G, Prechtl HFR (2012) Early markers for cerebral palsy: insights from the assessment of general movements. *Future Neurol* 7(6):709–717
14. Elsabbagh M, Divan G, Koh YJ, Kim YS, Kauchali S, Marcín C, Montiel-Nava C, Patel V, Paula CS, Wang C, Yasamy MT, Fombonne E (2012) Global prevalence of autism and other pervasive developmental disorders. *Autism Res* 5(3):160–179
15. Franchak JM, Kretch KS, Soska KC, Adolph KE (2011) Head-mounted eye tracking: a new method to describe infant looking. *Child Dev* 82(6):1738–1750
16. Groot L (2000) Posture and motility in preterm infants. *Dev Med Child Neurol* 42(1):65–68
17. Guzzetta A, Belmonti V, Battini R, Boldrini A, Paolicelli PB, Cioni G (2007) Does the assessment of general movements without video observation reliably predict neurological outcome? *Eur J Paediatr Neurol* 11(6):362–367
18. Hadders-Algra M (2004) General movements: a window for early identification of children at high risk for developmental disorders. *J Pediatr* 145(2):12–18
19. Hadders-Algra M (2012) Active head lifting from supine in infancy: a significant stereotypy? *Dev Med Child Neurol* 54(6):489–490
20. Heinze F, Hesels K, Breitbach-Faller N, Schmitz-Rode T, Disselhorst-Klug C (2010) Movement analysis by accelerometry of newborns and infants for the early detection of movement disorders due to infantile cerebral palsy. *Med Biol Eng Comput* 48(8):765–772
21. Hu MK (1962) Visual pattern recognition by moment invariants. *IRE Trans Inform Theory* 8(2):179–187
22. Johnson A (2002) Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. *Dev Med Child Neurol* 44(09):633–640
23. Krieger KW (2006) Cerebral palsy: an overview. *Am Fam Physician* 73(1):91–100
24. Kyvelidou A, Harbourne RT, Shostrom VK, Stergiou N (2010) Reliability of center of pressure measures for assessing the development of sitting postural control in infants with or at risk of cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 91(10):1593–1601
25. Lee HM, Galloway JC (2012) Early intensive postural and movement training advances head control in very young infants. *Phys Ther* 92(7):935–947
26. Meinecke L, Breitbach-Faller N, Bartz C, Damen R, Rau G, Disselhorst-Klug C (2006) Movement analysis in the early detection of newborns at risk for developing spasticity due to infantile cerebral palsy. *Hum Mov Sci* 25(2):125–144
27. Palmer FB (2004) Strategies for the early diagnosis of cerebral palsy. *J Pediatr* 145(2):S8–S11
28. Pincus SM, Goldberger AL (1994) Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? *Am J Physiol Heart C* 266(4):H1643–H1656
29. Platt MJ, Cans C, Johnson A, Surman G, Topp M, Torrioli MG, Krageloh-Mann I (2007) Trends in cerebral palsy among infants of very low birthweight (<1500 g) or born prematurely (<32 weeks) in 16 European centres: a database study. *Lancet* 369(9555):43–50
30. Robins DL, Fein D, Barton ML, Green JA (2001) The modified checklist for autism in toddlers: an initial study investigating the early detection of autism and pervasive developmental disorders. *J Autism Dev Disord* 31(2):131–144
31. Rönnqvist L, Hopkins B (1998) Head position preference in the human newborn: a new look. *Child Dev* 69(1):13–23
32. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, Dan B, Jacobsson B (2007) A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol* 49(Suppl 109):8–14
33. Stahl A, Schellewald C, Stavdahl Ø, Aamo OM, Adde L, Kirkendal H (2012) An optical flow-based method to predict infantile cerebral palsy. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil* 20(4):605–614
34. Teitelbaum P, Teitelbaum O, Nye J, Fryman J, Maurer RG (1998) Movement analysis in infancy may be useful for early diagnosis of autism. *Proc Natl Acad Sci USA* 95(23):13982–13987
35. van den Noort JC, Ferrari A, Cutti AG, Becher JG, Harlaar J (2013) Gait analysis in children with cerebral palsy via inertial and magnetic sensors. *Med Biol Eng Comput* 51(4):1–10
36. van der Merwe R (2004) Sigma-point Kalman filters for probabilistic inference in dynamic state-space models. PhD Thesis, University of Stellenbosch, Western Cape, South Africa
37. VanDyke MC, Schwartz JL, Hall CD (2004) Unscented Kalman filtering for spacecraft attitude state and parameter estimation. Department of Aerospace & Ocean Engineering, Virginia Polytechnic Institute & State University, Blacksburg, Virginia
38. van Haaster IC, Groenendaal F, van de Waarsenburg MK, Eijsermans MJ, Koopman-Esseboom C, Jongmans MJ, Helders PJM, de Vries LS (2012) Active head lifting from supine in early infancy: an indicator for non-optimal cognitive outcome in late infancy. *Dev Med Child Neurol* 54(6):538–543
39. Yuge M, Marschik PB, Nakajima Y, Yamori Y, Kanda T, Hirota H, Yoshida N, Einspeler C (2011) Movements and postures of infants aged 3 to 5 months: to what extent is their optimality related to perinatal events and to the neurological outcome? *Early Hum Dev* 87(3):231–237
40. Zwaigenbaum L, Bryson S, Rogers T, Roberts W, Brian J, Szatmari P (2005) Behavioral manifestations of autism in the first year of life. *Int J Dev Neurosci* 23(2):143–152