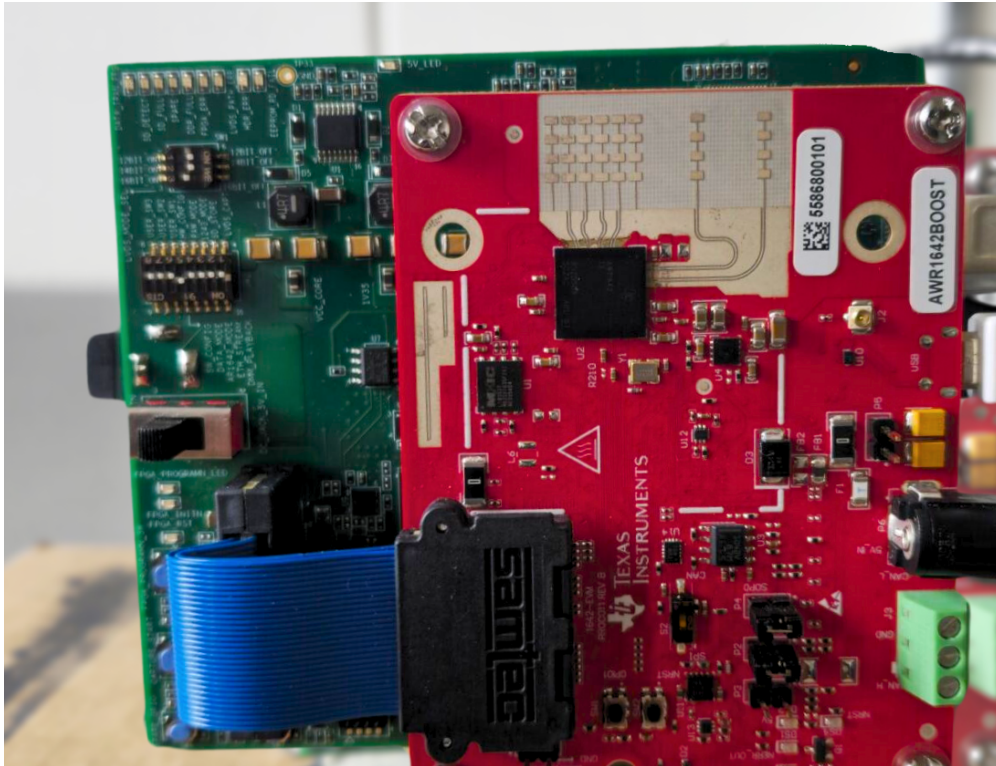




CHALMERS



# Strengthening person-centered rehabilitation using a biomedical radar

Evaluation of the accuracy and reliability of measuring and segmenting a Timed Up and Go test

Kandidatarbete i Medicinteknik

Aleksander Amid, Leonardo Barberán, Roni Celiker, David Erikmats, Gabriel Forsberg, Linnéa Swanmark

**Institutionen för Elektroteknik**

CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA  
Göteborg, Sverige 2024  
[www.chalmers.se](http://www.chalmers.se)



KANDIDATARBETE 2024

# Strengthening person-centered rehabilitation using a biomedical radar

Evaluation of the accuracy and reliability of measuring and  
segmenting a Timed Up and Go test

Aleksander Amid  
Leonardo Barberán  
Roni Celiker  
David Erikmats  
Gabriel Forsberg  
Linnéa Swanmark



**CHALMERS**

Institutionen för Elektroteknik  
*Signalbehandling och Medicinteknik*  
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA  
Göteborg, Sverige 2024

Strengthening person-centered rehabilitation using a biomedical radar  
Evaluation of the accuracy and reliability of measuring and segmenting a Timed Up  
and Go test

Aleksander Amid  
Leonardo Barberán  
Roni Celiker  
David Erikmats  
Gabriel Forsberg  
Linnéa Swanmark

© Aleksander Amid, 2024.  
© Leonardo Barberán, 2024.  
© Roni Celiker, 2024.  
© David Erikmats, 2024.  
© Gabriel Forsberg, 2024.  
© Linnéa Swanmark, 2024.

Handledare: Xuezhi Zeng, Institutionen för Elektroteknik  
Handledare: Gunilla Kjellby Wendt, Verksamhet Arbetsterapi och Fysioterapi, Sahlgrenska Universitetssjukhuset  
Examinator: Andreas Fhager, Institutionen för Elektroteknik

Kandidatarbete 2024  
Institutionen för Elektroteknik  
Signalbehandling och Medicinteknik  
Chalmers tekniska högskola  
SE-412 96 Göteborg  
Telefon +46 31 772 1000

Omslag: DCA1000EVM Adapter för realtidsdatainsamling ansluten till en AWR1642BOOST single-chip 76-GHz till 81-GHz bilradarsensor.

---

## Abstract

In today's gait analysis, ocular examinations are primarily used to evaluate a patient's balance and gait pattern. A consequence of this is that the only reviewable parameter is the total time. All other assessments are done visually by the healthcare staff. This can lead to inaccurate or incomplete assessment. The purpose of this bachelor's thesis is to evaluate the use of a biomedical radar to enhance person-centered rehabilitation. This would allow more parameters to be used in the assessment of a patient's gait, as well for planning the rehabilitation.

Multiple measurements were carried out by integrating the radar technology with the clinical gait test Timed Up and Go. By extracting the position- and speed data from the radar's recordings and then visualizing and analyzing the results, the accuracy and reliability of the radar could be determined. A comparison between the radar technology and the gold standard Motion Capture was made to evaluate the radar-based gait analysis. The results indicate that the radar technology can offer equivalent results to the Motion Capture system at measuring step time and gait patterns. Therefore, the conclusion is that biomedical radar technology can be used for clinical gait analysis.

## Sammandrag

Idag används främst okulära undersökningar vid gånganalys för att utvärdera en patients balans- och gångmönster. En konsekvens av detta är en ofullständig bedömning och tillförlighetsbegränsning på grund av begränsad information och subjektivitet. Syftet med detta kandidatarbete är att undersöka användningen av biomedicinsk radar för objektiv bedömning av gång och balans. Detta skulle möjliggöra att fler parametrar kan användas vid bedömningen av en patients gång och bidra till en bättre individanpassad rehabiliteringsplan.

Flera mätningar utfördes genom att integrera radarteknik i det kliniska gångetestet Timed Up and Go. Detta genom att extrahera positions- och hastighetsdata från radarns inspelningar och sedan visualisera och analysera resultatet, vilket tillät att radarns noggrannhet och tillförlitlighet kunde utvärderas. En jämförelse mellan radarteknik och guldstandardmetoden för gånganalys *Motion Capture* utfördes för att utvärdera radarbaserad gånganalys. Resultaten indikerar att radartekniken kan erbjuda likvärdiga resultat med Motion Capture när det kommer till att mäta stegtid och gångmönster hos patienter. Baserat på detta resultat dras slutsatsen att biomedicinsk radarteknik skulle kunna användas vid analys av standardiserade gångetest.

# Beteckningar

Nedan följer en lista över de beteckningar som har använts i denna rapport, listade i alfabetisk ordning:

FFT	Fast Fourier Transform
FMCW	Frequency Modulated Continuous Wave
IF-signal	Mellanfrekvenssignal
IR	Impulse Radio frequency
MSE	Medelkvadratfelet
Mocap	Motion capture
STFT	Short-Time Fourier Transform
T <sub>p</sub>	Testperson
TUG	Timed Up and Go

# Innehåll

<b>Beteckningar</b>	<b>vi</b>
<b>1 Inledning</b>	<b>2</b>
1.1 Bakgrund . . . . .	2
1.2 Syfte . . . . .	4
1.3 Problembeskrivning . . . . .	4
1.4 Avgränsningar . . . . .	4
<b>2 Teori</b>	<b>5</b>
2.1 Dagens gånganalys . . . . .	5
2.1.1 Gångtest: Timed Up and Go . . . . .	6
2.1.2 Motion Capture-system . . . . .	6
2.2 Radarteknik . . . . .	7
2.2.1 Frequency Modulated Continuous Wave Radar . . . . .	9
2.2.2 Chirp-parametrar . . . . .	10
2.3 Fouriertransform . . . . .	11
2.4 Statistisk jämförelse . . . . .	13
<b>3 Metod</b>	<b>14</b>
3.1 Radarenhet . . . . .	14
3.2 Motion capture system . . . . .	15
3.3 Utförande av mätningar . . . . .	17
3.4 Signalbehandling . . . . .	18
3.4.1 Filtrering . . . . .	20
3.4.2 Fassegmentering . . . . .	21
<b>4 Resultat</b>	<b>23</b>
4.1 Jämförelse med Motion Capture . . . . .	23
4.1.1 Relativt fel . . . . .	25
4.1.2 Korrelation . . . . .	25
4.2 TUG fassegmentering . . . . .	27
<b>5 Diskussion</b>	<b>29</b>
5.1 Noggrannhet och tillförlitlighet . . . . .	29
5.2 Skillnader och avvikelser . . . . .	30
5.3 Segmenteringen av TUG-test . . . . .	30
5.4 Begränsningar . . . . .	30

---

5.5	Framtida arbete . . . . .	31
5.5.1	Hårdvara . . . . .	31
5.5.2	Användargränssnitt . . . . .	32
5.5.3	AI och radardata för diagnostik . . . . .	32
<b>6</b>	<b>Slutsats</b>	<b>33</b>

# 1

## Inledning

*I det här kapitlet introduceras den relevanta bakgrunden som utgör grunden för projektet. Här beskrivs översiktligt centrala begrepp, såsom gångtest och gånganalys, relaterade till hur radartekniken används inom medicinska områden, särskilt dess roll inom utvärdering och övervakning av gång- och balansförmåga.*

### 1.1 Bakgrund

Enligt *Global Burden of Disease Resource Center* är fallolyckor, bland individer som är 70 år eller äldre, den ledande orsaken till dödsfall i samband med personskador globalt [1]. En signifikant del av dem med högre risk för fall upplever ofta problem med balans och gång [2]. Detta kan bero på faktorer som ålder eller varierande neuromuskulära sjukdomar, exempelvis: multipel skleros, Parkinsons sjukdom, eller stroke. Efterföljande skador till följd av fall leder ofta till avsevärda sjukvårdskostnader [3]. Tidig detektion och förhindrande av fallrelaterade olyckor har därför potential att signifikant minska skador och kostnader inom äldreomsorgen. Forskning har visat att en effektiv metod för att minska fallrisk är personcentrerad rehabilitering, vilket betonar alla patienters unika tillstånd och utformar behandlingen därefter [4]. Denna behandlingsplan följs sedan upp och justeras efter patientens individuella behov och utveckling.

Rehabilitering är evidensbaserad, där bedömning spelar en grundläggande roll. En kritisk aspekt av bedömningsprocessen är utvärderingen av en persons balans och mobilitet, vilket idag till stor del görs med olika gångtest. Ett av de vanligaste sådana test är *Timed Up and Go* (TUG) [5]. Detta test används kliniskt för att bedöma en persons fallrisk, främst genom att mäta den tid det tar för patienten att genomföra testet. Testet består av fem delar: patienten börjar med att resa sig från en stol, gå tre meter framåt, utföra en 180-graders vändning, gå tillbaka till stolen och slutligen sätta sig ner [5]. Det finns sedan bestämda referensintervall som indikerar om en patient har förhöjd fallrisk eller inte beroende på hur lång tid det tog att genomföra hela testet.

Inom sjukvården idag används främst okulära undersökningar under gångtest [6]. Detta innebär att sjukvårdspersonal själva studerar patientens gång och mäter den totala tiden som exempelvis TUG-testet tar. Detta resulterar i en påfrestning på sjukvården, då det krävs utbildad sjukvårdspersonal som fysioterapeuter för att

övervaka vid genomförandet av testet. Dessutom, är informationen som fås av testen väldigt begränsad. Då enbart den totala tiden som det tar för patienten att genomföra testet mäts, kan en ofullständig eller potentiellt felaktig bedömningen ges. Ny teknik som kan erbjuda mer detaljerad information om personers gång kan därmed resultera i bättre och mer träffsäkra bedömningar, vilket kan leda till bättre utformade rehabiliteringsprogram.

System för gånganalys, som de baserade på *motion capture* (mocap) och/eller bärbara sensorer, har tidigare visat lovande resultat för mätning och analys av gång [2, 7]. Dessa system innebär dock vissa sekretess-, kostnads-, och användarvänlighetsproblem. I och med detta, har ett relativt nytt system utforskats under de senaste åren, baserat på radarteknik [8]. Integrationen av radarteknologi inom medicinteknik har öppnat nya vägar för icke-invasiv diagnostik och övervakning. Detta erbjuder ett alternativ till traditionella metoder [9]. Dessa radarsystem, som utnyttjar principerna för reflektion av elektromagnetiska vågor, kan även användas på distans för att upptäcka och övervaka fysiologiska signaler, såsom andningsfrekvens och hjärtslag. Dessa system är särskilt lovande tack vare deras säkerhet, enkelhet och relativt låga kostnad. Några av radarns användningsområden som finns är:

- kontinuerlig övervakning av vitalparametrar (andning och puls),
- identifiering av gång och gest,
- klassifikation av olika fysiska aktiviteter och
- detektion av fall.

Likt bärbara sensorer och mocap-system kan de användas för att mäta viktiga gångparametrar såsom gånghastighet och stegtid, utan att störa det naturliga rörelsemönstret och behovet av markörer på kroppen [10].

Ett användningsområde där radarns möjligheter har utvecklats mycket under senare år är rehabilitering och design av rehabiliteringsprogram. Radarteknologins roll inom rehabilitering är ett tydligt exempel på dess flexibla potential [11]. Genom att erbjuda exakt realtidsdata om patientens rörelser och framsteg, kan radarsystem vara en del till förbättring av person centrerade rehabiliteringsprogram. Radarsystem kan fånga detaljerade rörelsemönster utan behovet av bärbara sensorer eller övervakningskameror, vilket erbjuder ett smidigt sätt att övervaka patienters gångmönster. Några funktioner som radarteknik kan mäta i syfte att förbättra eventuell rehabilitering är:

- **Gånganalys:** Radarteknologi kan analysera patienters gångmönster, tillhandahålla information om steglängd, hastighet och symmetri [11].
- **Muskelrörelseövervakning:** Genom att upptäcka muskelrörelser underlättar radarteknologi bedömningen av muskelfunktion och styrka [12].

Med denna teknik kan även mer detaljerad information tillhandahållas, exempelvis genom att segmentera och analysera de individuella delarna av TUG-testet var för sig. Då ökningen av livslängden globalt, i kombination med en växande andel äldre i befolkningen, medför ökade påfrestningar på hälso- och sjukvårdssystemen [13].

Därmed, finns det behov av nya system som kan förbättra arbetssätt och använda resurser inklusive personal mer optimalt. Detta projektet undersöker möjligheten att använda radar för att samla in och analysera gångdata utan något behov för specialiserad personal.

## 1.2 Syfte

Syftet med detta projekt är att undersöka tillförlitligheten och noggrannheten av en biomedicinsk radar för gång- och balansbedömning i klinisk miljö. Denna undersökning kommer att ske genom att samla in data under TUG-test. För att ta fram radarns prestanda, jämförs radarns mätningar med dagens guldstandard för gång- och balansanalys *mocap*. Utöver detta kommer det även undersökas om segmentering av TUG-testet är möjligt för att kunna få ut fler parametrar.

## 1.3 Problembeskrivning

I dagsläget är TUG-test främst en okulär undersökning, det vill säga att legitimerad vårdpersonal tar tiden och observerar när patienten utför testet. Detta begränsar informationen om gång och balans eftersom enbart totaltiden mäts under testet samt att bedömningen blir subjektiv.

Utifrån dessa utmaningar och syftet i 1.2 har följande frågeställningar formulerats:

- Kan biomedicinsk radarsensor användas för att analysera standardiserade gångtest?
- Vad är mätningens kvalitén jämfört med guldstandarden?

## 1.4 Avgränsningar

Testpersonerna i detta arbete kommer endast att bestå av gruppens medlemmar eftersom ingen etisk prövning har begärts. Individer med gång- och balansstörningar som utgör den faktiska målgruppen kommer därmed inte att vara testpersoner för detta projekt. Testen kommer ej att utföras i klinisk miljö, utan kommer istället att genomföras i labbmiljö på Chalmers tekniska högskola.

Mätningar kommer dessutom enbart göras med en radarmottagare. Detta innebär att mätningarna kommer utföras från en dimension (framifrån). Radarn placeras vid golvhöjd, där fotrörelser är det främsta objekt som mäts. Detta skiljer sig något från *mocap*-systemet som kan samla in information från flera markörer samtidigt, vilket skapar en viss inneboende skillnad mellan de två systemens insamlade data.

# 2

## Teori

*I detta kapitel kommer all teori som ligger till grund för detta projekt presenteras. Detta inkluderar beskrivningar av centrala koncept samt bilder för förtydligande.*

### 2.1 Dagens gånganalys

Gång är människans primära sätt att förflytta sig, vilket gör det till en viktig funktion för vardagliga aktiviteter [14]. Klinisk gånganalys syftar på att metodiskt analysera parametrar av en patients gång. Exempel av dessa parametrar kan vara: myoelektrisk aktivitet, fot och markinteraktion eller spårning av patientens kroppsdelar. Genom att mäta och tolka dessa gångparametrar kan man stödja kliniskt beslutsfattande för behandling av potentiella gång- och balansstörningar [15].

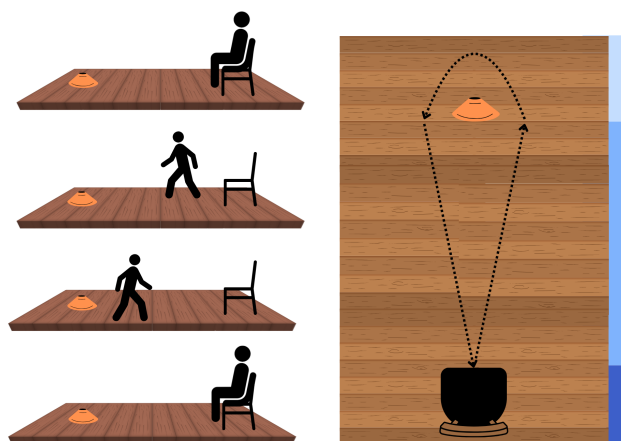
Trots att det finns tekniska metoder för klinisk gånganalys, är den okulära gånganalysen fortfarande dominerande i klinisk praxis [6]. En trolig orsak till detta är dess betydligt lägre kostnad i förhållande till de dyrare och oftast mer skrymmande tekniska lösningarna som existerar idag. Denna okulära metod innebär att en erfaren person inom gånganalys observerar och tar tiden på en patient som utför ett eller flera gångtest för att sedan tolka resultatet. Dessa gångtest består av olika uppgifter som patienten ska utföra så att relevant information kan hämtas och tolkas. Exempel på sådana gångtest är *six-minute walk test* samt det tidigare nämnda TUG-testet [16, 17].

Denna observationsmetod, även om användbar, medför vissa utmaningar. Tolkning av resultat kan variera beroende på åskådarens erfarenhet, vilket i sin tur kan medföra problem såsom inkonsekventa bedömningar och behandlingsrekommendationer [18]. Behovet av mer standardiserade och objektiva mått förstärks av den subjektivitet som finns i okulära bedömningar, påverkad till del av läkarens expertis, tillgängliga resurser och patientens allmänna tillstånd [19].

De mer kvantitativa och tekniska gånganalyssystem som finns tillgängliga idag kan mäta olika parametrar av patienters gångförmåga. Dessa system kan delas in i olika huvudgrupper, bland annat bärbara sensorer, kamerabaserade system och myoelektriska sensorer [20, 21]. Av dessa metoder brukar det kamerabaserade mocap-systemet ses som gånganalysens guldstandard [22].

### 2.1.1 Gångtest: Timed Up and Go

TUG är ett vanligt förekommande kliniskt test som används vid dagens gånganalys för att få ett mått på balans och rörelse vid gång. Testets utförande består av att testpersonen ska resa sig upp från en stol, gå framåt en sträcka (vanligtvis tre meter), vända sig om, gå tillbaka samma sträcka och sedan sätta sig ner på stolen [23]. Testpersonen utför detta test i sin normala gångtakt. Resultatet redovisas i form av tid som mäts från då testpersonen fått klartecken att starta från sin sittande position, fram till när personen sitter ner på nytt. En illustration av ett TUG-test visas i figur 2.1.



*Figur 2.1: Illustrativ figur som visar en person under utförandet av ett TUG-test. Gångbanan är synlig till höger och testets förlopp framgår till vänster. Till höger är de olika faserna i testet färgkodade: mörkblå representerar momentet att resa sig eller sätta sig, medan den mellersta fasen visar gång och den ljusaste nyansen markerar vändningen tillbaka.*

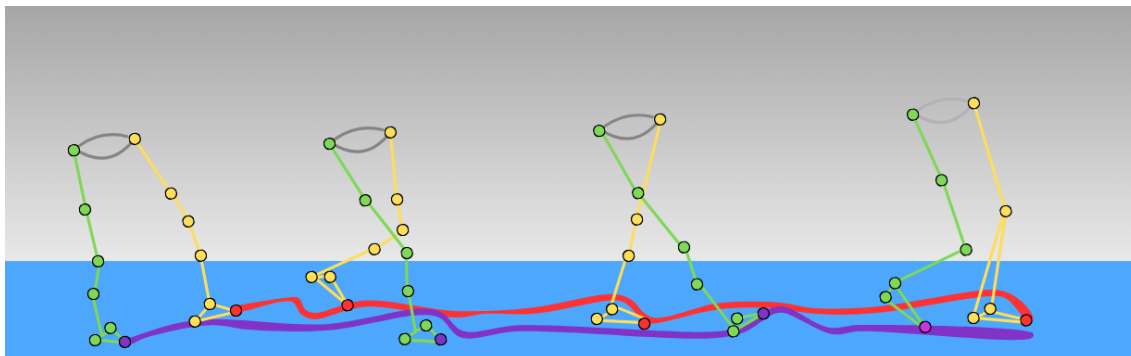
Från en tidigare studie där TUG-test genomförts på personer mellan åldrarna 60–84 år, både med och utan ledgångsreumatism samt icke-smittsamma sjukdomar, redovisar resultaten variationen mellan de olika grupperna [5]. Undersökningen visade att tiderna för män varierade mellan 5.9 och 19.0 sekunder, medan för kvinnor låg resultaten mellan 6.0 och 20.2 sekunder.

Då testets resultat mäts i tid, innebär en kortare tid bättre fysisk prestation än ett resultat med längre tid. Vid resultat under 10 sekunder anses testpersonen ej ha några balans eller rörelseproblem. Om personen får ett resultat mellan 11-20 sekunder anses de fortfarande kunna röra sig självständigt, men att det kan ta längre tid. För resultat från 21 till 29 sekunder befinner sig personen inom en “grå zon” där variationen på den fysiska förmågan är stor. För test som överskrider 30 sekunder anses testpersonen vara hjälpberoende [23].

### 2.1.2 Motion Capture-system

Mocap är en teknik som används för att registrera och spela in rörelser från levande människor eller objekt och överföra dem till digitala modeller [24]. Tekniken kan an-

vändas i en mängd olika sammanhang, inklusive filmproduktion, tv-spel, medicinsk forskning, och idrottsträning [25]. Genom att fånga upp de naturliga rörelserna från en levande modell kan mocap-tekniken skapa realistiska animationer. Ett exempel på inspelad gång med hjälp av mocap visas i figur 2.2.



*Figur 2.2: Illustration av gånganalys med ett mocap-system. Bilden visar sekvenser av rörelsemönster för höger och vänster ben, där höger ben är markerat med gröna ledpunkter och lila för främre fotmarkering, medan vänster ben är markerat med gula ledpunkter med främre som röd. De spårade linjerna visar rörelsebanorna för de främre fotmarkörerna under en gångcykel.*

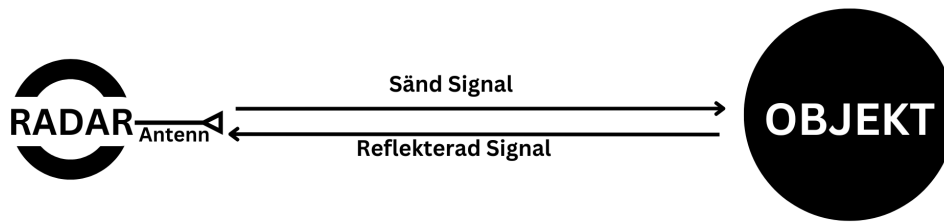
Det finns idag ett flertal olika varianter av mocap-system. De kan delas upp i två huvudsakliga kategorier: optisk-mocap och inertial-mocap [26]. Optisk-mocap använder strategiskt placerade markörer för att rekonstruera kroppen på den som spelas in [27]. Inertial-mocap använder istället bärbara sensorer, såsom accelerometrar, gyroskop och magnetometrar, för att mäta rörelser [28].

Guldstandarden inom klinisk gånganalys är optisk-mocap system som använder passiva markörer som är placerade på kroppen. Dessa markörer följs sedan av speciella högfrekvenskameror med hög tid- och spatialupplösning [29]. Trots den höga noggrannheten av dessa optiska-mocap system finns det vissa begränsningar som följer av att använda markörer, exempelvis att de eventuellt kan störa personens naturliga rörelsemönster.

## 2.2 Radarteknik

Radar är en teknik som har betydelse inom diverse sektorer inklusive militär verksamhet, flygtrafikskontroll, sjöfart samt medicinteknik [30]. Denna teknik nyttjar elektromagnetiska signaler för att identifiera samt bestämma position, hastighet och riktning för objekt [26]. Radarteknikens princip bygger på utsändning av radiovågor och mätning av ekon från de objekt som reflekterar dessa vågor, se figur 2.3.

Tekniken bygger i grunden på en eller flera antenner som sänder ut och tar emot dessa radiovågor [31]. Beroende på radartyp kan det vara olika antenner som enbart sänder ut eller tar emot signaler, eller antenner som själva uppfyller båda uppgifter.

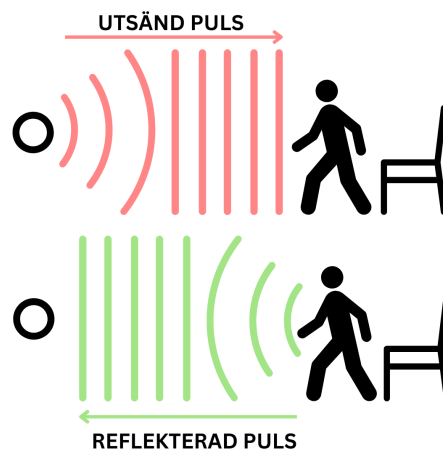


*Figur 2.3: Figuren illustrerar processen där radarn sänder ut en signal, som sedan reflekteras av objektet och fångas upp igen av radarns antenn som ett reflekterat eko.*

Radiovågor utgör en form av elektromagnetisk strålning med karakteristiska våglängder som sträcker sig från några millimeter upp till flera hundra kilometer, motsvarande frekvenser mellan 300 Hz och 300 GHz [32]. Genom att utnyttja egenskaperna för dessa vågor kan man beräkna avståndet  $r$  till objekt med hjälp av ekvation 2.1 nedan.

$$r = \frac{ct}{2} \quad (2.1)$$

Där  $c$  representerar ljusets hastighet i vakuum och  $t$  är tiden det tar för radarsignalen att nå objektet och återvända. Divisionen med 2 återspeglar att signalen färdas tur och retur, vilket under mätning av en person skulle leda till någonting likt figur 2.4.



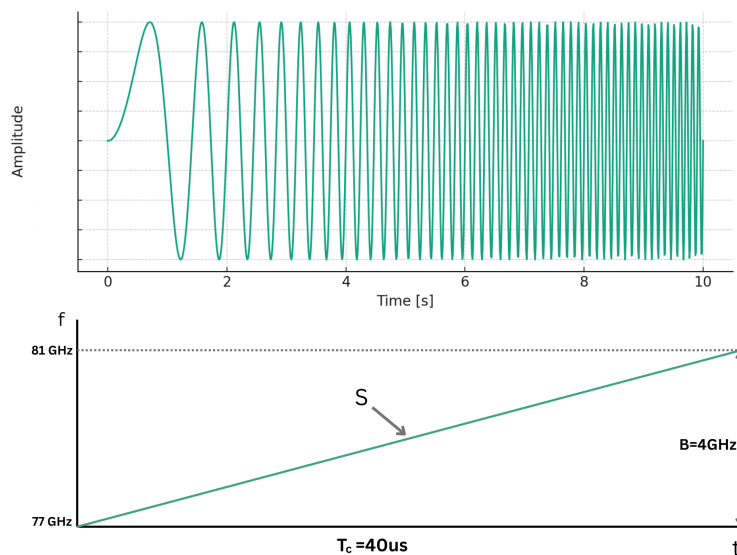
*Figur 2.4: Sekventiell radaravbildning av en person som reser sig från en stol, illustrerad genom färgkodade pulssekvenser. Röda linjer representerar den utsända pulsen från radarn, och de gröna linjerna visar den reflekterade pulsen som fångas upp när personen har rört sig. Detta visualiserar hur radarpulsen kan användas för att övervaka och analysera rörelsemönster.*

När antingen objektet eller radarsensorn rör sig relativt den andra uppstår ett fenomen där den reflekterade pulsen förändrar frekvens. Detta kallas för dopplereffekten och beskriver frekvensförändringar av en våg vid relativ rörelse mellan källa och observatör [33].

## 2.2.1 Frequency Modulated Continuous Wave Radar

*Frequency modulated continuous wave*-radar (FMCW-radar) utnyttjar en teknik där radarn sänder ut en signal, kallade *chirps* [34]. När en chirp reflekteras av ett objekt, återvänder den till radarn med en tidsfördröjning som är proportionell mot objektets avstånd, som beskrivet av ekvation 2.1. Radarn kombinerar sedan de utsända och mottagna signalerna och genererar en mellanfrekvenssignal (IF-signal) [35].

En chirp är en signal vars frekvens ökar med tiden [36]. Denna signal är en fundamental beståndsdel av FMCW-radar och möjliggör en god mätning av avstånd och hastighet hos detekterade objekt. Visuellt representeras en chirp som en sinuskurva, vilket visas i figur 2.5. Denna representation visar hur amplituden av den elektromagnetiska vågen förblir konstant medan frekvensen varierar över tid.



*Figur 2.5: Övre grafen: Tidsdomänrepresentation av en 'chirp'-signal med ökande frekvens över tid. Nedre grafen: Frekvensdomänrepresentation av en chirp-signal, som visar dess linjära frekvensökning från 77 GHz till 81 GHz över en 'chirp'-tid på 40 mikrosekunder och en total bandbredd ( $B$ ) på 4 GHz. Lutningen ( $S$ ) på kurvan representerar 'chirp'-signalens frekvensförändringshastighet, alltså slope.*

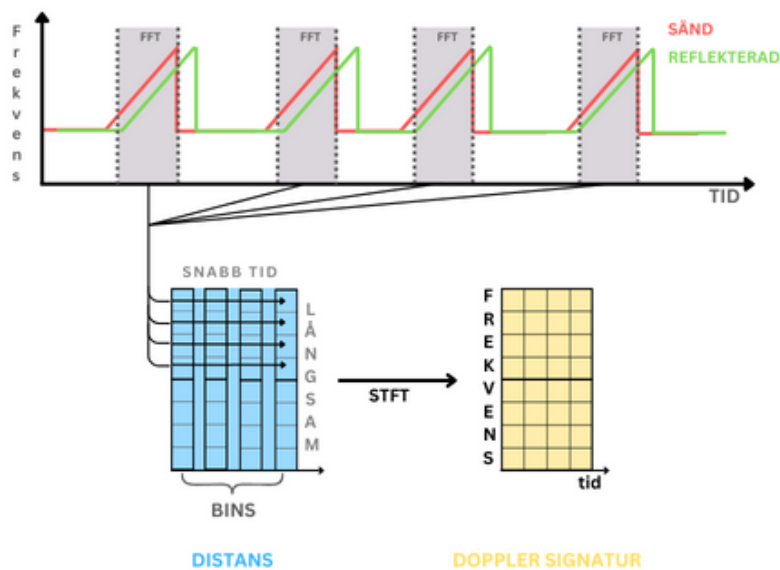
Chirps karakteriseras av tre huvudsakliga parametrar:

- **Startfrekvens** ( $f_0$ ), den frekvens vid vilket chirpen börjar.
- **Bandbredd** ( $B$ ), det totala frekvensomfånget som chirpen sveper över.
- **Varaktighet** ( $T_c$ ), tiden under vilket chirpen pågår.

I en FMCW-radar definierar dessa ovan nämnda parametrar tillsammans chirpens form radarns förmåga att utföra mätningar. Lutningen  $S$  av en chirp beskriver exempelvis den linjära ökningen av den utsända frekvensen, vilket är direkt relaterat till bandbredden och varaktigheten av chirpen enligt ekvation 2.2.

$$S = \frac{B}{T_c} \quad (2.2)$$

IF-signalen kan organiseras till en matris enligt figur 2.6. Där varje chirp behandlas med en FFT, beskrivet mer i avsnitt 2.3, och motsvarar en rad i matrisen. Kolumnerna kallas "range-bins" och har ett antal som motsvarar mängden samples per chirp.



Figur 2.6: Grafisk representation av organiseringen av insamlad data. Övre diagrammet visar utsända (röda) och reflekterade (gröna) chirps över tid. Den resulterande IF-signalen behandlas sedan med en FFT för att därefter organiseras i en matris där varje rad innehåller avståndsdata från en viss chirp. Denna matris kan sedan behandlas ytterligare för att skapa en dopplersignatur med hjälp av en STFT

Den horisontella axeln namnges "snabb tid" och återspeglar tidsförloppet för en enskild chirp längs alla range-bins. Den vertikala axeln namnges "långsam tid" och illustrerar tidsförloppet för alla chirps längs kolumnerna.

## 2.2.2 Chirp-parametrar

Den minsta avståndet som kan urskiljas mellan två objekt  $d_{res}$  av en FMCW-radar, beror på bandbredden och kan beskrivas enligt ekvation 2.3.

$$d_{res} = \frac{c}{2B} \quad (2.3)$$

Där  $c$  är ljusets hastighet i vakuum och  $B$  är bandbredden för den utsända chirpen [35]. En större bandbredd medför därmed en bättre avståndsupplösning.

Den maximala uppmätbara hastigheten  $V_{max}$  av beror sedan på periodiciteten  $T_c$  av de utsända chirpens och beskrivs enligt följande ekvation 2.4.

$$V_{max} = \frac{\lambda}{4T_c} \quad (2.4)$$

Där  $\lambda$  är våglängden [35]. En kortare periodicitet medför därmed en högre hastighetsupplösning.

Signalerna som tas upp av en radar är analoga. Dessa signaler måste även konverteras till en digital signal för att sedan kunna vidare signalbehandlas för praktisk applicering. Denna konvertering gör att signalen får en diskret form med en vald samplingsfrekvens enligt ekvation 2.5.

$$F_s \geq \frac{2Sd_{max}}{c} \quad (2.5)$$

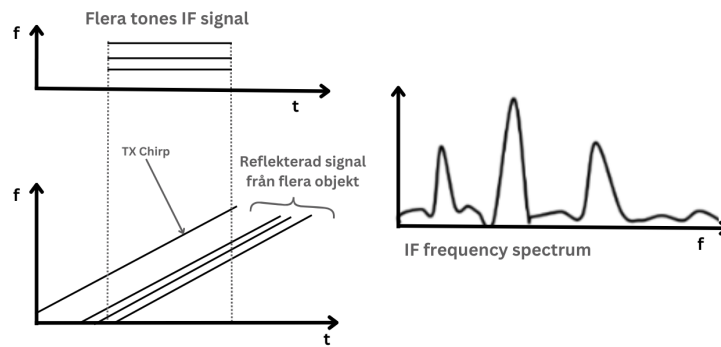
Där  $F_s$  är samplingsfrekvensen,  $S$  är den linjära frekvensökningen av en chirp,  $d_{max}$  är det maximala (teoretiska) avståndet för radar detektion och  $c$  är ljusets hastighet [35].

## 2.3 Fouriertransform

För att kunna tolka inspelad radardata behöver datan signalbehandlas på olika sätt. Beroende på vilket radarsystem som används kan olika nivåer av signalbehandling krävas, detta då olika radarsystem har olika mycket förbehandling av signalen. I fallet där radarsensorn inte förbehandlar datan måste detta istället göras med extern mjukvara. Ett radarsystem som använder separat mjukvara kan erbjuda mer flexibilitet jämfört med ett radarsystem som förbehandlar signalerna internt [37]. Denna flexibilitet ger exempelvis möjlighet för användaren att skraddarsy exakt vilka signalbehandlingsalgoritmer som behövs för ändamålet.

Fouriertransformen är en algoritm som används inom olika vetenskaps- och ingenjörssområden, inklusive behandling av radarsignaler, för att omvandla en signal från dess ursprungliga tids- eller rumsdomän till frekvensdomänen. I sammanhanget av FMCW-radar spelar fouriertransformen en avgörande roll för att extrahera relevant information från radarsignalerna.

Fouriertransformen appliceras på IF-signalen för att omvandla den från tidsdomänen till frekvensdomänen. Denna process avslöjar toppar i frekvensspektrumet, där varje topp motsvarar ett objekt som upptäcks av radarn. Detta illustreras i figur 2.7. Placeringen av en topp indikerar objektets räckvidd från radarn.



*Figur 2.7: Illustration av radar signalbehandlingsprocess. Vänster diagram visar en TX chirp-signal och de reflekterade signalerna från flera objekt över tiden. Denna tidsfördröjning transformeras till ett frekvensspektrum, som visas i höger diagram, där varje topp i IF-frekvensspektrumet representerar ett objekt. De olika topparnas positioner motsvarar olika avstånd från radarn, vilket möjliggör positionering av flera objekt i området.*

Denna typ av fouriertransform antar dock en kontinuerlig signal, vilket inte kan tillämpas på signaler som genomgått en analog till digital konvertering. På dessa måste en diskret fouriertransform nyttjas baserat på den samplingsfrekvens som användes för signalen, vilket beskrivs vidare i avsnitt 3.1.

Inom signalbehandling finns flera algoritmer för att genomföra en diskret fouriertransform. Algoritmerna kan ha olika fördelar beroende på vad som ska signalbehandlas, där en algoritm exempelvis kan transformera datan snabbare eller extrahera mer detaljerad information från samma mängd data. *Fast Fourier transform* (FFT) är den vanligaste algoritmen som används idag för generell signalbehandling, vilket beror på den relativt höga beräkningseffektiviteten denna algoritm medför [38]. FFT kan uttryckas matematisk enligt ekvation 2.6.

$$X[k] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]e^{-2\pi i kn/N} \quad (2.6)$$

Där  $x[n]$  är den diskret komplexvärda signalen som ska fouriertransformeras,  $N$  är antalet värden inom signalen,  $n$  är tidsindex och  $k$  är frekvensindex [39].

En annan typ av fouriertransform som används för signalbehandling av radardata är *Short-Time Fourier Transform* (STFT) [40]. Denna transform har likheter med FFT men delar istället upp signalen i mindre segment, även kallat fönster, där varje fönster genomgår en separat fouriertransform. Genom att överlappa mellan fönstren kan STFT ge information om hur signalens frekvens förändras över tid, detta möjliggör effektiv analys och tolkning av rörelser hos observerade objekt. Storleken på överlappet har en direkt påverkan på tidsupplösning för STFT, där ett större överlapp mellan två segment medför en högre tidsupplösning. Detta på grund av att flera datapunkter vid varje tidsram bidrar till dopplersignaturen. STFT kan uttryckas enligt ekvation 2.7.

$$X[n, k] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} w[n - m]x[n]e^{-2\pi i k n / N} \quad (2.7)$$

Där de nämnda variablerna är samma som i ekvation 2.6, förutom en term  $w[n - m]$  vilket är en fönsterfunktion som ansvarar för att segmentera signalen med storlek  $m$ . Detta medför att den transformerade signalen beror på två variabler,  $n$  och  $k$ , vilket ger information om hur signalens frekvens förändras över tid [41].

## 2.4 Statistisk jämförelse

För att räkna ut det relativa felet mellan den uppmätta stegtiden från radar respektive mocap-systemet, kommer ekvation 2.8 att användas definierat enligt följande [42].

$$\text{Relativt fel} = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{|R_i - M_i|}{M_i}}{N} \quad (2.8)$$

Där  $R_i$  är den registrerade stegtiden vid mätning med radarn och  $M_i$  den motsvarande uppmätta stegtiden för mocap.  $N$  står för det totala antalet steg under en mätning och används för att normalisera det resulterade värdet. Det relativa felet kommer sedan att användas för att få fram noggrannheten på radarn i förhållande till guldstandarderna mocap. Mocap-systemet används här som referens och ses som den korrekta stegtiden under datainsamlingen.

Utöver det relativa felet kommer även korrelationskoefficienter att räknas ut för samtliga par av mätningar. Korrelationskoefficienten ger en indikation på hur väl resultaten mellan de två mätmetoderna stämmer överens. Korrelationsmodellen som kommer att användas är ekvation 2.9 [43]. Koefficienterna kommer ha ett värde mellan -1 och 1. Där värden nära -1 och 1, indikerar stark negativ respektive stark positiv korrelation. En korrelationskoefficienten nära 0 indikerar emellertid en svag korrelation.

$$\text{ICC}(2,1) = \frac{BMS - EMS}{BMS + (k - 1)EMS + k(JMS - EMS)/n'} \quad (2.9)$$

I ekvation 2.9 ovan, står BMS för *between targets mean square*, JMS för *between judges mean square* och EMS för *residual mean square* [43]. Utöver det står  $k$  för *judges* och  $n$  för *targets*.

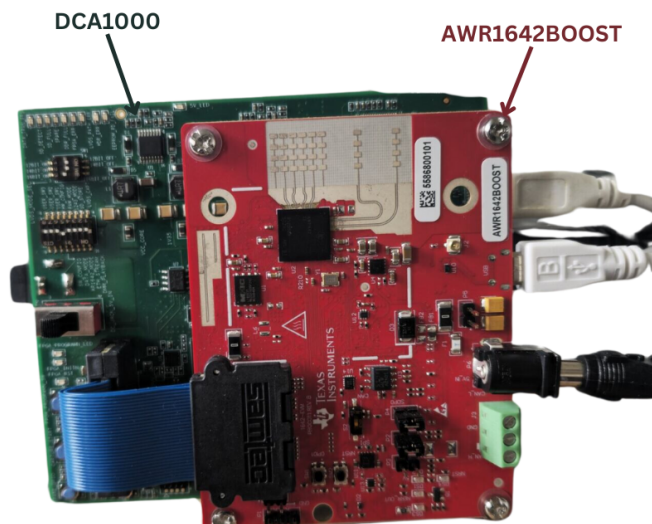
# 3

## Metod

*I detta kapitel beskrivs hur alla mätningar med radar och mocap genomfördes samt metoden för dataanalys och segmentering av olika faser av TUG-testet. Det inkluderas även en beskrivning av den utrustning, programvara och de tekniska specifikationerna som användes under mätningarna.*

### 3.1 Radarenhet

I projektet användes en radarsensor från Texas Instruments samt ett datainsamlingskort som visas i figur 3.1. Dessa två komponenter ansvarar för att skicka ut chirps till försökspersonen och spela in reflekterande signaler för att mäta gång- och rörelsemönster under undersökningen. Trots att denna radarsensor har kapacitet för fyra mottagare och två sändare, användes endast en mottagare och en sändare under detta projekt [44].



*Figur 3.1: Bild av radarn som använts under alla mätningar. Komponenterna AWR1642BOOST och DCA1000 är markerade.*

Radarns inställningar anpassades utefter ändamålet, det vill säga att spela in radar-mätningar med hög en tidsupplösning på ett avstånd om 3.5m. Radar parametrarna som användes presenteras i tabell 3.1.

Tabell 3.1: Parametrar för radarn som användes under arbetet.

Parameter	Värde	Enhet
Start frekvens	77	GHz
Bandbredd	3.6	GHz
Chirp slope rate	80	MHz/ $\mu$ s
Chirp varaktighet	45	$\mu$ s
Samplingsfrekvens	6.25	MSa/s
Periodicitet	0.25	ms
ADC Sample size	256	-

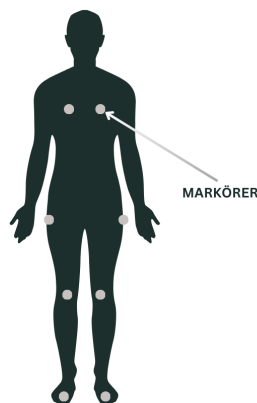
Här valdes periodiciteten och bandbredden till 0.25 ms respektive 3.6 GHz. Detta ger enligt ekvation 2.3 och 2.4 en maximal uppmätbar hastigheten på 3.9 m/s och en avståndsupplösning på 4.16cm, vilket är tillräckligt högt för att urskilja individuella fotsteg samt mäta långsamma till normala gånghastigheter.

Samplingsfrekvensen valdes till 6.25 MSa/s, vilket gav enligt ekvation 2.5 ett maximalt mätbart avstånd på 5.9 m. Detta gav en bra balans mellan datastorlek och den längd som är relavant vid TUG-test.

## 3.2 Motion capture system

Mocap-systemet som användes kommer från Qualisys och består av 14 separata kameror. Dessa är placerade runt om i ett rum så att de kan övervaka området som mätningar ska utföras på från flera olika vinklar, se figur 3.4. Åtta av kamerorna var placerade jämnt utspridda längs med alla rummets taklister i syfte att få bra sikt på mätobjektet ovanifrån. Resterande fyra kameror var placerade på huvudnivå på två intilliggande väggar. Två av dessa kameror satt i hörnen på väggarna och de andra två satt i mitten av väggen. Tolv av kamerorna var *Impulse Radio frequency* (IR) kameror och två var vanliga bildkameror.

Markörer placerades på kroppen för att spela in kroppsdelarnas rörelser med mocap-systemet. Placeringen av markörer gjordes i syfte att fånga specifika leders rörelse och samtidigt vara synliga för IR-kamerorna under hela testets varaktighet. Markörerna bestämdes därefter att placeras på fötterna, knäna, höften och bröstet enligt figur 3.2.



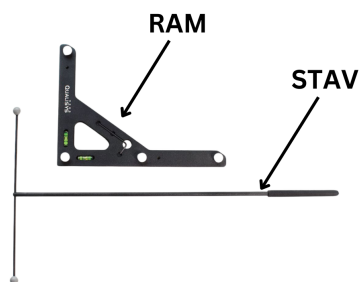
Figur 3.2: Illustration av placeringen av markörer under alla TUG-test.

Inställningarna för mocap-systemet sattes till följande värden i tabell 3.2 nedan. Capture rate valdes till den högsta möjliga (340 Hz) då detta maximerar tidsupplösningen. Exposure & flash time samt marker threshold ställdes in automatiskt efter att ha valt capture rate. Dessa parametrar tillåter systemet att undvika registrering av blanka ytor i rummet och samtidigt tillåta systemet att hitta markörer tydligt.

Tabell 3.2: Parametrar för mocap-systemet som användes under arbetet.

Parameter	Värde	Enhet
Capture rate	340	Hz
Exposure & flash time	75	$\mu$ s
Marker threshold	30	%

Data från mocap-systemet samlades in genom att använda Qualisys programvara. Detta inleddes med att kalibrera systemet vilket gjordes med hjälp av Qualisys kalibreringsverktyg. Dessa verktyg bestod av en “L-ram” samt en kolfiberstav som visas i figur 3.3.

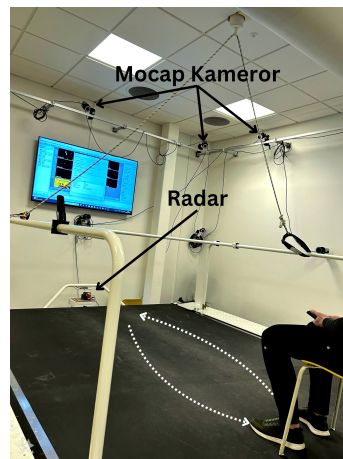


Figur 3.3: Kalibreringsverktyg tillhörande mocap-systemet. En L-ram som används för att bestämma var i rummet origo ska kartläggas i systemet, samt en stav som används för att kalibrera mocap-systemet för det område där mätningarna ska äga rum.

L-ramen placerades under stolen för att definiera placeringen av origo i mocap-systemet. Under kalibreringen användes staven för att definiera resten av rummet som testet utfördes i.

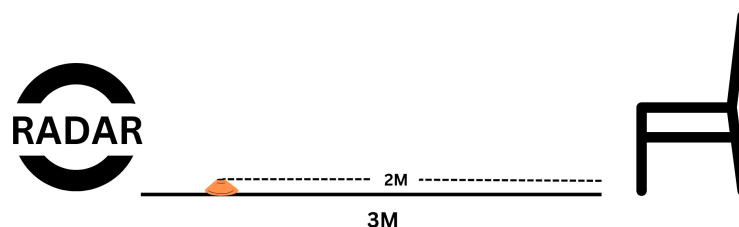
### 3.3 Utförande av mätningar

Alla mätningar utfördes på Chalmers fysiologilabb där ett mocap-system och gångband fanns tillgängligt, se figur 3.4.



*Figur 3.4: Bild föreställande uppställningen inför mätningar. Radarn i höjd med gångbandet, gångstrecka samt mocap-systemets kameror är markerade.*

För att förbereda labbet och den experimentella uppställningen för TUG-testen vidtogs flera åtgärder. Radarn placerades i höjd med gångbandet i det avsedda testområdet för att säkerställa att testpersonen är synlig av radarn under hela mätningen. Ytor i rummet som kunde reflektera IR-signaler täcktes över för att minimera risken för störningar i mocap-systemet. En stol positionerades på det 3.5 m långa gångbandet. Denna sattes framför radarn, enligt figur 3.5, med ett avstånd på cirka 3 m för att definiera startpunkten för testet. Slutligen, placerades en markör på golvet 2 m framför stolen, vilket markerade den punkt där testpersonerna skulle vända under utförandet av TUG-testet. På grund av gångbandets begränsade längd, resulterade detta i att vändningen genomfördes 1 m ifrån radarn. Denna uppställning illustreras i figur 3.4.



*Figur 3.5: Figur föreställande uppställningen mellan radar, stol och vändpunkten. Stolen placeras 3 m från radarn med en markering för vändpunkten under TUG-test 2 m från stolen.*

För att synkronisera testens startpunkt för båda system utan att kräva inspelningarna ska startas vid exakt samma tidpunkt utförde testpersonen en spark, kallad "kalibreringsspark", i luften efter båda systemen startat inspelning. Denna kalibre-

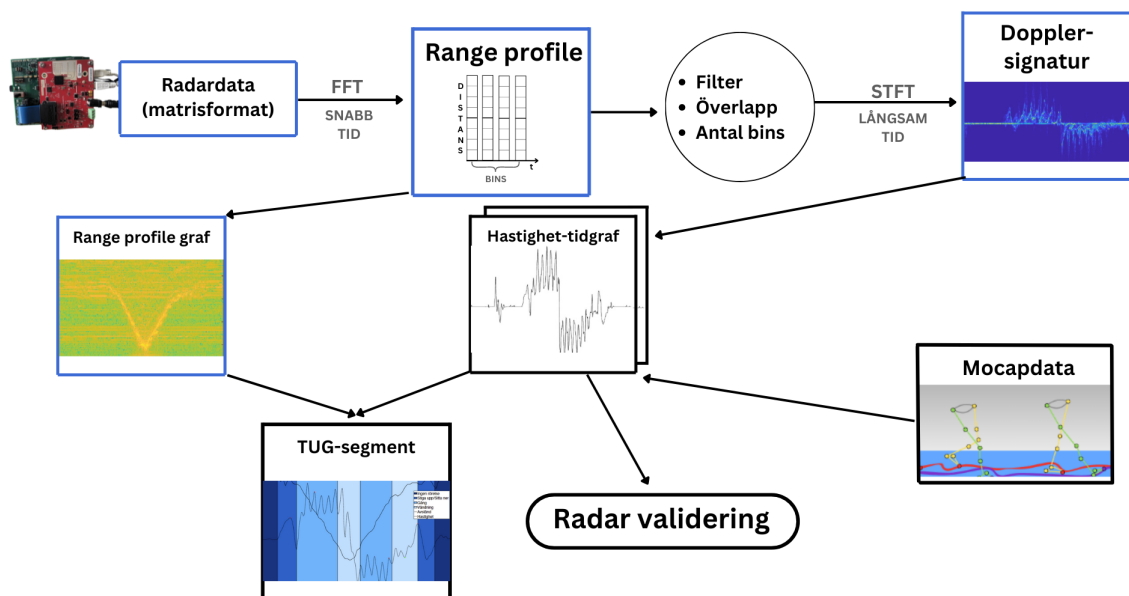
ringsspark gjorde det möjligt skapa en gemensam referenspunkt vid jämförelsen av de två systemen.

Mätningarna genomfördes på totalt 6 stycken friska personer med ett åldersspann mellan 22–27 år. För att testa för de olika tider som kan fås från ett TUG-test skapades fyra kategorier som utgick ifrån de intervallen som presenterades i kapitel 2.1.1 [23]. Dessa test döptes till u10, u20, u30 och u40 vilket representerar TUG-test som utförs på under 10, 20, 30 eller 40 sekunder. För varje kategori utfördes 3 test vilket resulterade i att totalt 12 test utfördes per testperson.

För datainsamling med radar utfördes en bakgrundsmätning genom att spela in lokalen under en minut när ingen rörelse skedde. Efter bakgrundsdatan uppmättes kunde gångtesten utföras. Detta utfördes enligt TUG-testets standard, med skillnaden att testpersonen endast gick 2 m framåt då hänsyn togs till gångbandets längd för att mätning för mocap skulle kunna genomföras samtidigt.

### 3.4 Signalbehandling

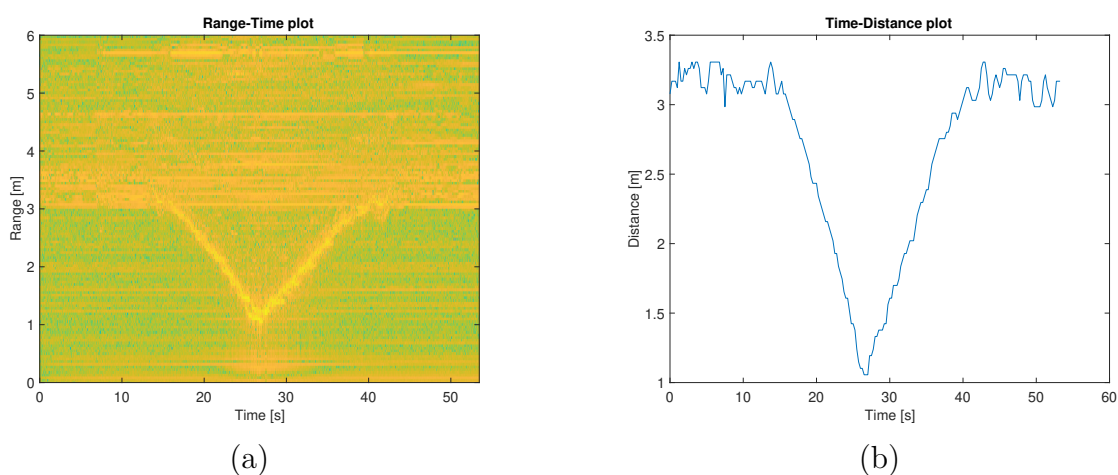
Kod från tidigare uppsats av H.S.L Báruson m.fl. användes vid framställandet av position och hastighetdatan [45, 46]. Filter och parametrar anpassades däremot för arbetets ändamål och förutsättningar. Blockdiagrammet i figur 3.6 beskriver signalbehandlingsprocessen som användes.



Figur 3.6: Flödesschema för bearbetning av radar data. Processen inkluderar FFT av rådata, skapande av frekvensprofiler, filtrering, STFT-analys för att producera dopplersignatur och visualisering av avståndsprofil samt hastighetsdata. De blå markerade rutorna hänvisar till steg skapade av tidigare projekt av H.S.L Báruson m.fl.

Först sparades rådatan från radarn producerad av DCA1000-modulen och MMWStudio-programvaran i en binär fil. Den binära datan behövdes sedan konstrueras om till att enbart innehålla informationen av intresse, det vill säga magnitud och fasdata fångad av radarsensorns mottagarantenn. Datan konstruerades till en tid-distans (range profile) matris som illustrerat i figur 2.6.

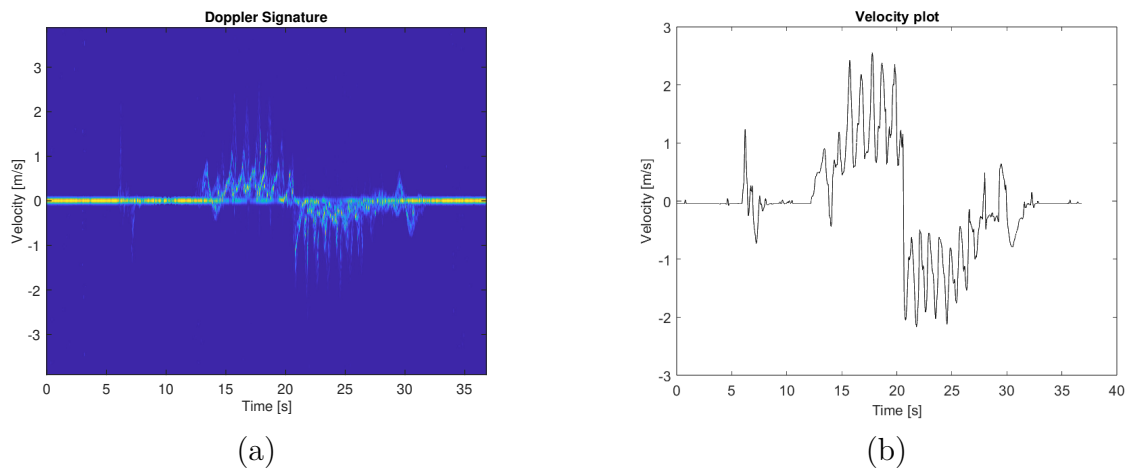
Den resulterande range profile matrisen får därmed storleken  $N \times Z$ , där  $N$  är antalet chirps,  $Z$  antalet samples per chirp. Matrisen representerar den kompletta radar-signaturen under hela utsändningsperioden, där positionen över tid av objekt kan urskiljas, se figur 3.7.a. Denna relativa rörelse av objektet framför radarn kan sedan isoleras genom att identifiera den maximala signalstyrkan av varje utsänd chirp. En sådan representation illustreras i figur 3.7.b.



*Figur 3.7: (a) Range profile matrisen av en person som rör sig mot radarn först och sedan går tillbaka igen. (b) Resulterande objekt-isolerad tid-distansgraf.*

Range profile matrisen kan sedan behandlas ytterligare för att extrahera information kring objektets hastighet. Genom att dela upp matrisen i flera tidsfönster över långsam tid, utföra en STFT på dessa fönster och sedan summera ihop dem, kan en så kallad dopplersignatur skapas, se figur 3.8.a. Fönsterstorleken bestämdes heuristiskt och anpassades efter TUG-testernas totaltid.

För att extrahera hastighetsvärden för objekten framför radarn, skapades först en binär version av dopplersignaturen. Det binära filtret baserades på en tröskelfunktion anpassad efter medelvärdet av motsvarande dopplersignatur från bakgrundsinspelningen. Därefter kunde den högsta uppmätta hastigheten bestämmas genom att iterera genom varje tids-bin (representerad av x-axeln i figur 3.8.a. Ett exempel på en sådan hastighet-tidgraf visas i figur 3.8.b.

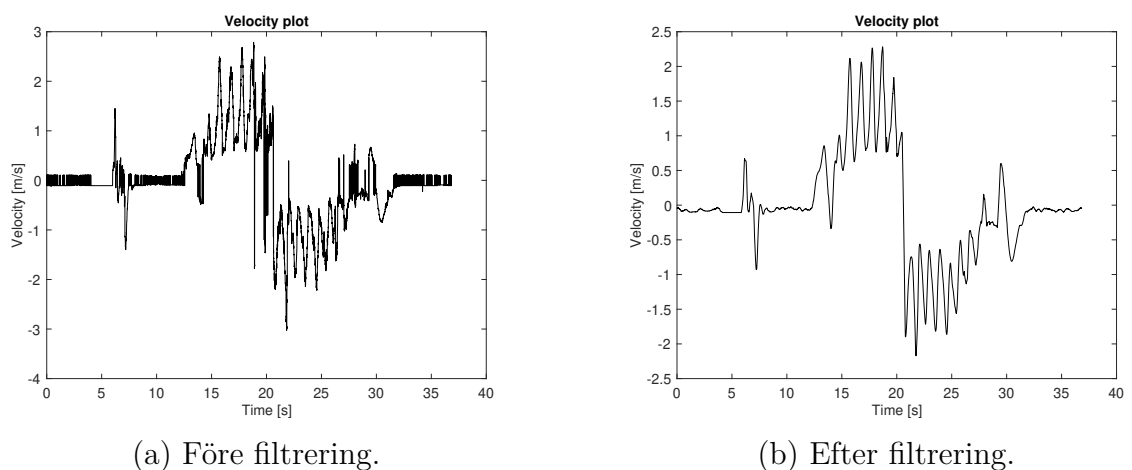


Figur 3.8: (a) Hastighet-dopplersignaturen av en person som rör sig först mot radarn och sedan går tillbaka igen. (b) Objekt-isolerad hastighet-tidgraf baserat på dopplersignaturen i (a).

Hastighetsinformationen kunde därefter jämföras med mocap-systemets uppmätta hastigheter. Detta gjordes genom att beräkna det relativa felet och deras korrelationskoefficienter enligt ekvation 2.8 respektive ekvation 2.9.

#### 3.4.1 Filtrering

Då den ofiltrerade radardatan inte enbart fångar rörelser ifrån benen och fötterna som ämnas att mätas, måste viss filtrering tillämpas för att minimera mängden oönskade rörelser i datan. Ett rullande medelvärde användes därför för att jämna ut datan och enbart behålla de signifikanta “spikar” som antas härstamma från rörelse av de nedre extremiteterna, se figur 3.9.



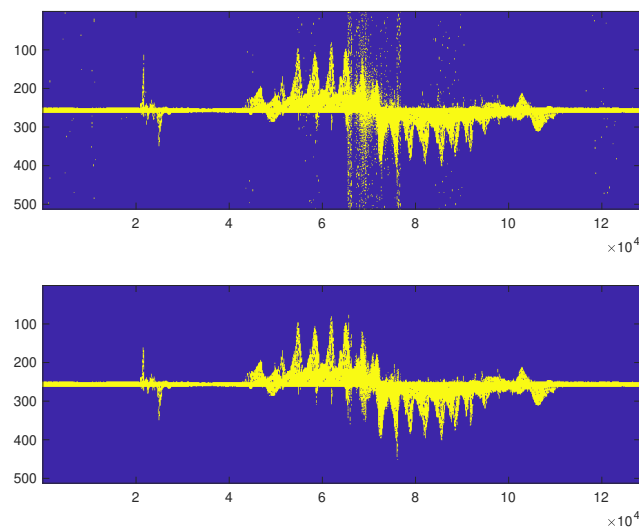
Figur 3.9: Tid-hastighets grafer före och efter rullande medelvärdesfiltrering.

Då hastigeten av rörelserna påverkar hur mycket oönskat brus som förekommer, användes olika grader av medelvärdes filtreringen beroende på hur lång tid TUG-

testet tog att genomföra. Ett snabbare genomfört test ger till exempel mer tätt grupperade spikar i datan än ett långsammare test, vilket kräver en mindre aggressiv filtrering för att inte spikar av intresse ska filtreras bort.

En annan typ av filtrering krävs vid skapandet av dopplersignaturen. Då STFT bryter ner signalen i kortare segment, kan det uppstå ett fenomen som kallas spektralt läckage vid segmentgränserna. För att undvika detta infördes därför en *hamming window*-funktion under STFT som dämpar amplituden mot slutet av varje segment, vilket hjälper till att göra övergången jämnare och därmed minska läckaget.

Ett tredje typ av filter användes för att skilja brus från det tänkta objektet efter STFT operationen. Detta uppnåddes genom att använda den inbyggda MATLAB funktionen *bwareopen*, som tar bort mindre objekt och brus från binära bilder, se figur 3.10.



*Figur 3.10: Binär dopplersignatur före (ovan) och efter (under) bwareopen filtrering. Här är x-axeln antalet chirps och y-axeln dopplerskift-frekvenserna.*

Bruset kan bland annat bero på mindre rörelser i rummet, exempelvis på grund av vibrationer av att närliggande dörrar öppnas och stängs eller från rörelser orsakade av att någon går i närheten av radarn. “Bandet” med brus i mitten av figuren förekommer vid samtliga inspelningar under första vändningen, troligtvis orsakat av radarns försämrade frekvensupplösning vid kortare avstånd från mottagarantennen till följd av fler och starkare mottagna reflektioner.

### 3.4.2 Fassegmentering

För fassegmenteringen existerade det inte någon befintlig klinisk metod för hur de olika faserna av TUG-testet definieras. Därmed bestämdes definitioner av faserna baserat på teorin presenterad i kapitel 2.1.1. Då resultaten som presenteras ur denna metod ej har en existerande “korrekt” jämförelse, kommer inga kvantitativa resultat presenteras. Uppdelningen för de olika faser blev som följande:

### 3. Metod

---

1. Stiga upp
2. Gång fram
3. Första vändningen
4. Gång tillbaka till stol
5. Andra vändningen
6. Sätta sig ner

För att definiera övergångarna mellan olika faser i TUG-testet användes både hastighets- och distansdata. Den första faser, stiga upp, inleddes vid den första detekterade rörelsen enligt hastighetsdata och avslutades vid den första signifikanta minimipunkten i hastighetsdatan. Därefter började den första gångfasen. Denna fas tog slut när testpersonen nådde TUG-testets vändmarkör. När testpersonen sedan började röra sig tillbaka till stolen igen indikerade det slutet på den första vändningsfasen och starten på fasen för att gå tillbaka till stolen. Denna fas fortsatte tills testpersonen var 0.5 meter från stolen, då den andra vändningsfasen inleddes för att möjliggöra att testpersonen kunde sätta sig ner på stolen. Den sista faser, att sätta sig ner, inleddes när en hastighetsmaximum nåddes och avslutades när ingen ytterligare rörelse detekterades, vilket också markerade avslutet på TUG-testet.

# 4

## Resultat

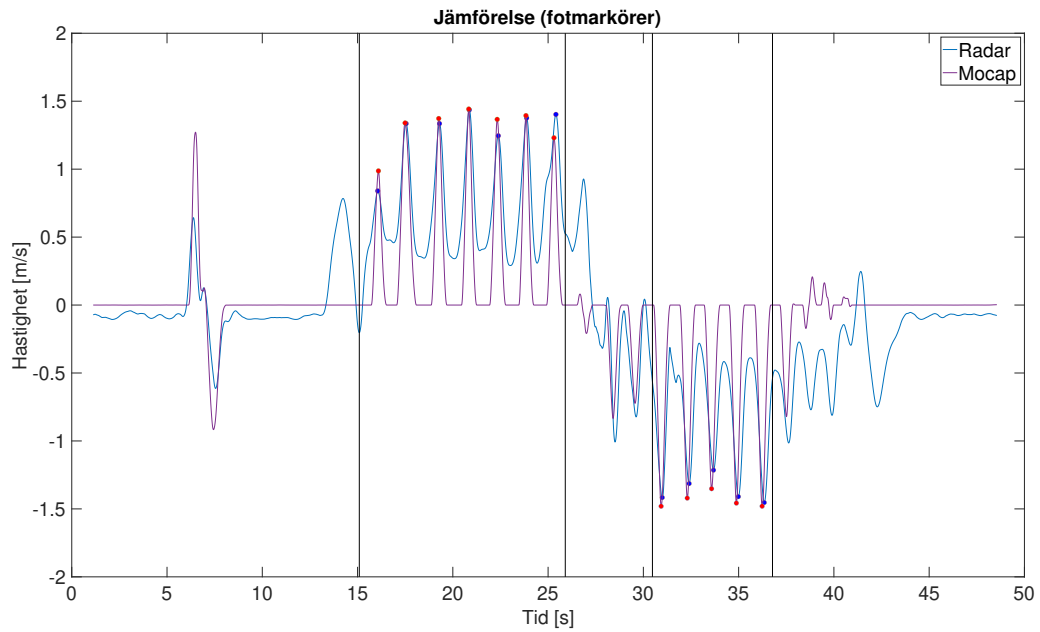
*I detta kapitel presenteras resultaten som producerades genom att utföra mätningar och analyser enligt anvisningar i kapitel 3 Metod. Resultaten kommer att presenteras i varierande format i syfte att visa datan på ett så intuitivt sätt som möjligt. Detta kommer bland annat ske i text-, graf- och tabellformat.*

### 4.1 Jämförelse med Motion Capture

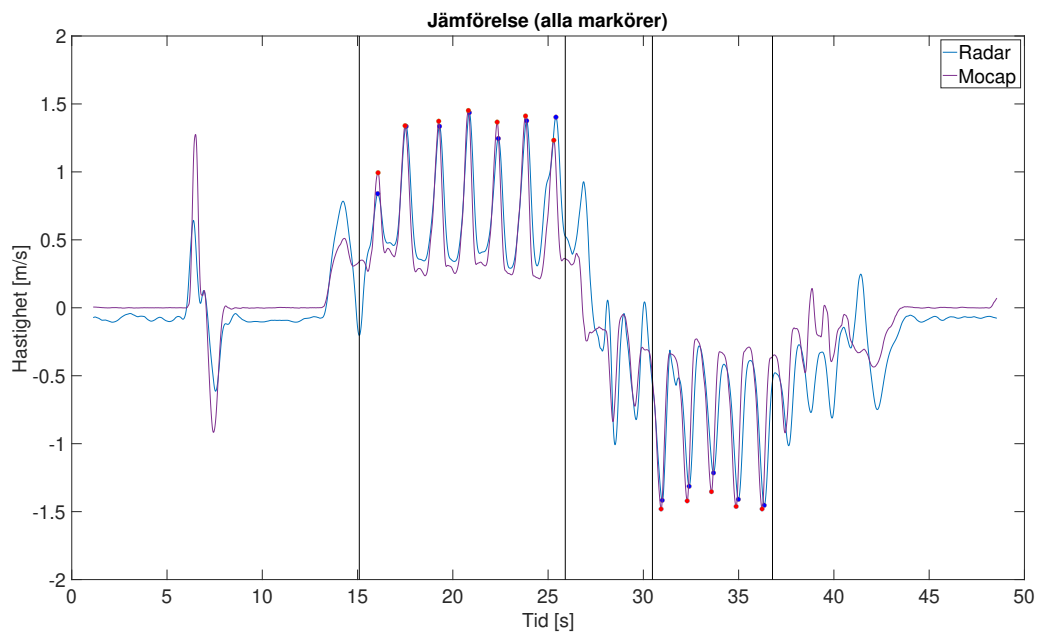
I figur 4.1 illustreras den uppmätta hastigheten som en funktion av tid av de två systemen. I 4.1a visas den filtrerade radardatan i jämförelse med den insamlade hastighetsdatan från mocap-systemets markörer placerade på fötterna. I 4.1b illustreras istället maxhastigheten av samtliga markörer (fötter, knän, höft, bröst) vid varje samplad tidspunkt i ett försök att minimera skillnaderna mellan de två modaliteterna.

I både figur 4.1a och 4.1b kan det ses att samma steg identifieras av de två modaliteterna. I 4.1b har däremot den lägsta uppmätta hastigheten från mocap-datan justerats till att bättre överensstämmer med hastigheten uppmätt av radarn. En liknande justering av hastighetsspikarna syns innan och efter de identifierade gångfaserna. Den första signifikanta vågformen orsakad av kalibreringssparken tycks däremot förbli oförändrad. I båda grafer syns även en viss förskjutning i baslinjehastighet, där radarn tycks mäta en hastighet strax under  $-0.1\text{m/s}$  trots ingen uppenbar rörelse.

Skillnaden av den uppmätta hastighetsmagnituden varierar något i båda grafer. Under gångfaserna överensstämmer de signifikanta spikarna relativt väl i både tid och magnitud, men en relativt stor skillnad i uppmätt topphastighet kan ses under de två rotationsfaserna. Den första rotationsfasen inträffar mellan de två gångfaserna, medan den andra uppstår efter den andra gångfasen.



(a) Radardata jämfört med fotmarkörer.



(b) Radardata jämfört med max av samtliga markörer.

Figur 4.1: Uppmätthastighet som funktion av tid. Jämförelse mellan radar- och mocap-data. De vertikala linjerna markerar start/slut av de två gångfaserna och de blåa/röda cirklarna topparna av de identifierade stegen från radar respektive mocap-systemet.

### 4.1.1 Relativt fel

Resultatet för de uträknade värdena av det relativa felet för stegtid mellan radarn och mocap-systemet presenteras i tabell 4.1 nedan och beräknades enligt ekvation 2.8. I tabellen presenteras resultat för tre tidsintervall (u20, u30, u40) och sex olika testpersoner (Tp 1, Tp 2, Tp 3, etc).

Tid	Tp 1	Tp 2	Tp 3	Tp 4	Tp 5	Tp 6	Medelvärde
u20	1.60	1.67	3.64	2.67	2.78	2.21	2.43
u30	2.28	0.64	3.91	1.58	2.19	2.09	2.12
u40	2.00	0.70	1.13	4.43	2.46	2.06	2.13
Medelvärde	1.96	1.00	2.89	2.89	2.48	2.12	<b>2.22</b>

Tabell 4.1: Relativa felet i stegtid (%). Samtliga värden representerar ett genomsnitt av totalt tre gångtest/tidsperiod.

Medelvärdet av samtliga tidsintervall och personer beräknades till 2.22% och det lägsta samt högsta genomsnittliga relativa felet till 0.64% (Tp 2, u30) respektive 4.43% (Tp 4, u40).

### 4.1.2 Korrelation

Tabell 4.2 nedan, innehåller korrelationskoefficienterna för varje tidsintervall och testperson beräknat enligt ekvation 2.9, samt medelvärden för dessa.

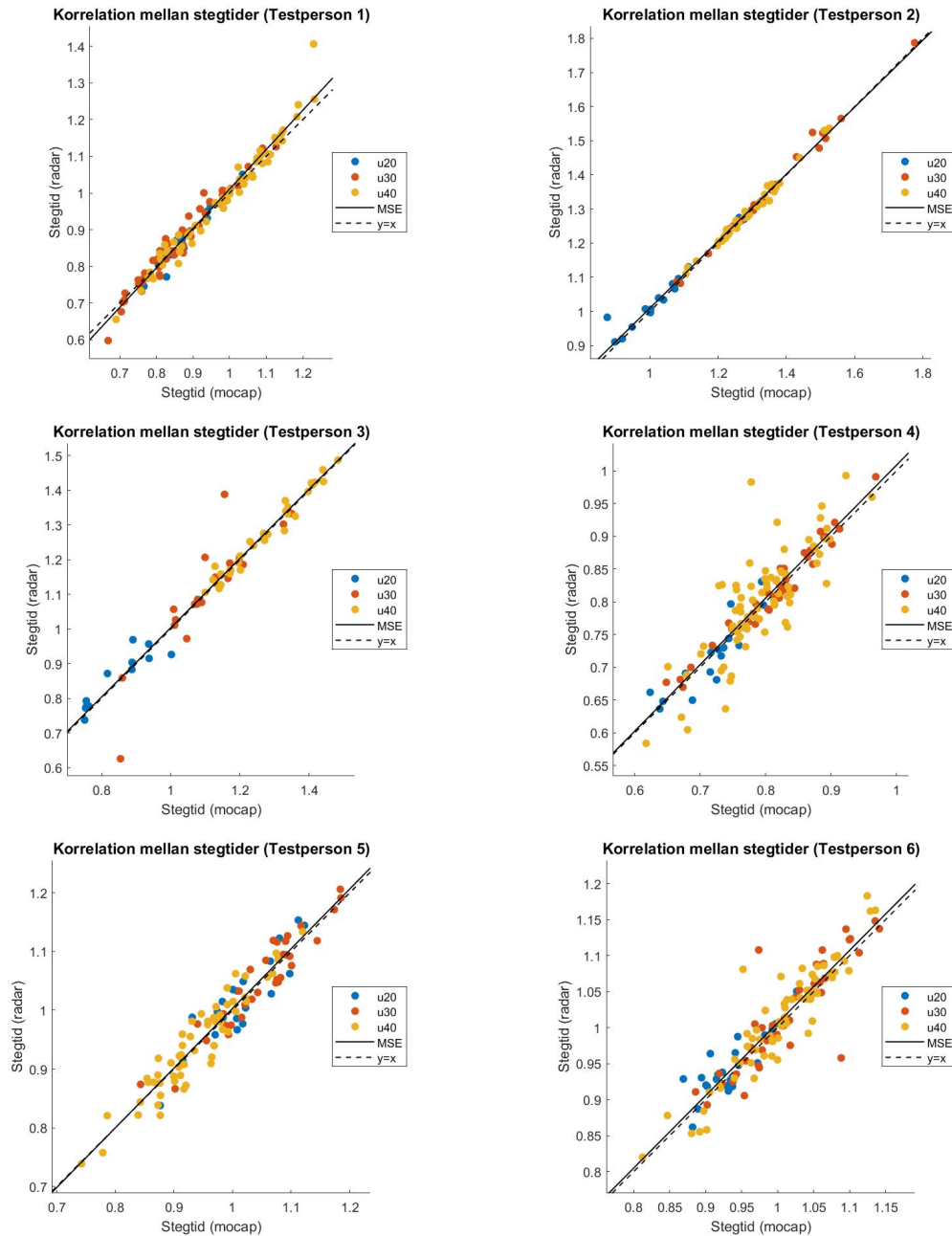
Tid	Tp 1	Tp 2	Tp 3	Tp 4	Tp 5	Tp 6	Medelvärde
u20	0.96	0.96	0.89	0.89	0.90	0.81	0.91
u30	0.98	1.00	0.85	0.98	0.95	0.87	0.94
u40	0.98	0.99	0.98	0.79	0.94	0.92	0.93
Medelvärde	0.97	0.99	0.91	0.88	0.93	0.87	<b>0.93</b>

Tabell 4.2: Korrelationskoefficienter av uppmätt stegtid mellan de två modaliteterna. Stegtider från tre tester från varje tidsintervall slogs samman vid beräkningarna av varje värde i tabellen.

Medelvärdet av samtliga tidsintervall och personer beräknades till 0.93 och den högsta samt lägsta korrelationkoefficienten till 1.00 (Tp 2, u30) respektive 0.79 (Tp 4, u40). Ingen större skillnad tycks existera i korrelation mellan de olika tidsintervallen. Skillnaden i medelvärde mellan testpersoner var däremot som störst 0.12, vilken indikerar en möjlig skillnad i precision mellan olika testpersoner.

## 4. Resultat

I figur 4.2 illustreras korrelationen i stegtid mellan de två systemen. Varje punkt representerar ett utfört TUG-test där mocap-systemets uppmätta stegtid visas på x-axel och radarns uppmätta stegtid visas på y-axeln. En perfekt korrelation motsvarar den streckade linjen  $y = x$  och medelkvadratfelet (MSE) av samtliga datapunkter visas av den heldragna linjen.



Figur 4.2: Datapunkter för olika stegtider illustrerade mellan radar på y-axeln och mocap på x-axeln. Datapunkter för olika tidsintervall är klassificerade i olika färger, u20 är markerat i blått, u30 i rött och u40 i gult.

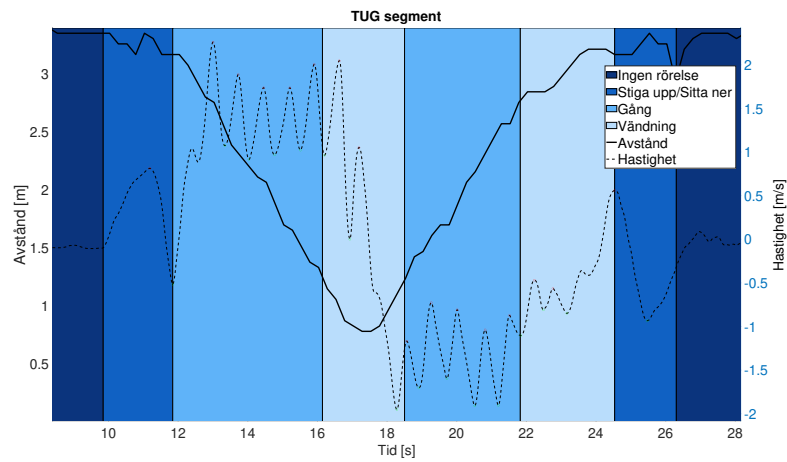
Testperson 2 har en snäv och utdragen spridning vilket indikerar en hög korrelation mellan de två modaliteterna, medan testperson 4 har en något större spridning vilket indikerar en svagare korrelation. Figurerna stämmer därmed väl överens med de beräknade korrelationskoefficienterna. Testperson 2 hade ett genomsnitt på 0.99 och testperson 4 på 0.88.

Från figurena går det även att utläsa att stegtiden inte nödvändigtvis ökar linjärt med testtiden för samtliga testpersoner. Testperson 5 tycks till exempel ta snabbare steg vid tester med en totaltid över 30 sekunder (u40) än vid tester med en totaltid under 20 sekunder (u20). Detta kan uppstå då andra faser av testet istället tar längre tid att genomföra (e.g. att sätta, vända eller resa sig).

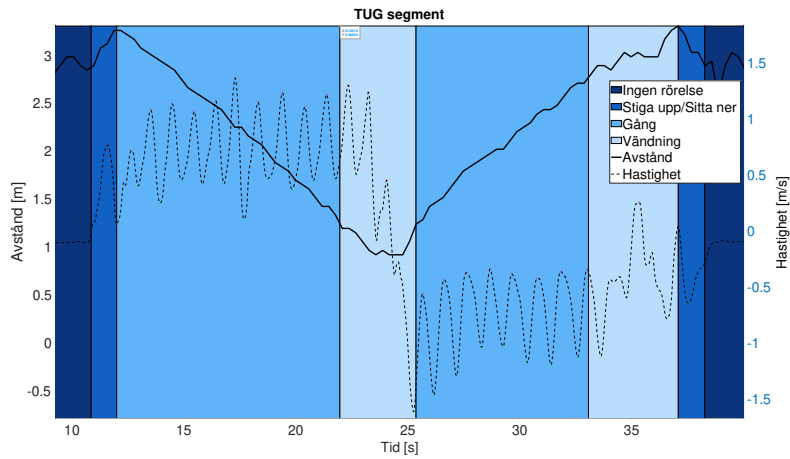
## 4.2 TUG fassegmentering

I figur 4.3 presenteras segmenteringsresultaten för tre olika TUG-test utförda av tre olika individer. Genom att analysera radarsignaturen i hastighet och position noterades en generell likhet i mönstret oberoende av både tidskategori och testperson. Denna observation resulterade i en relativt liten variation mellan segmenteringarna för olika testfall. Konsekvent kunde samtliga faser av TUG-testet identifieras med en gemensam karakteristisk struktur över samtliga 54 utförda test.

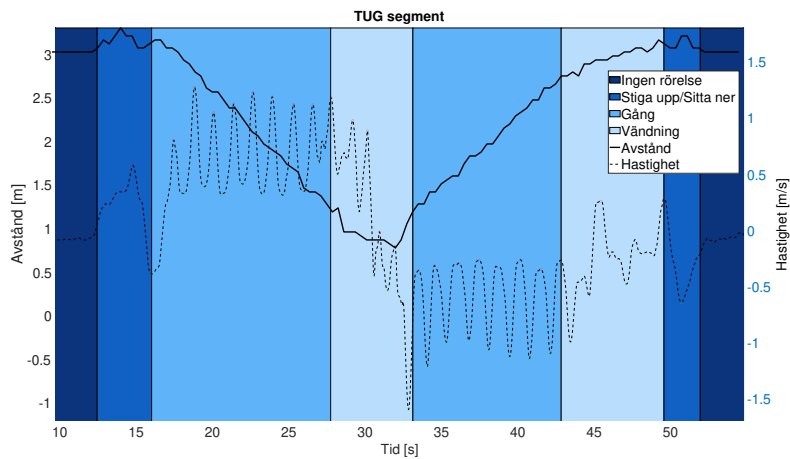
Den visualiserade segmenteringen markerar de olika faserna av TUG-testet. De identifierade faserna representeras grafiskt genom olika färgband i y-led. Specifikt användes färgerna mörkblå, blå, turkos och ljusblå för att skilja mellan olika rörelsefaserna. Den mörkblå färgen indikerar avsaknad av detekterad rörelse, medan blå representerar fasen för att stiga upp eller sätta sig ner. Turkos används för att markera gångfasen, där testpersonen utför själva gången, medan ljusblå indikerar en rotationsfas där testpersonen vänder sig om. Denna grafiska representation ger en överskådlig bild av hur både distans och hastighetsdata från radarn användes för att differentiera och identifiera de olika rörelsefaserna i TUG-testet.



(a) Slutfört test under 20 sekunder (testperson 4).



(b) Slutfört test under 30 sekunder (testperson 5).



(c) Slutfört test under 40 sekunder (testperson 2).

Figur 4.3: TUG fassetsegmentering av tre olika testpersoner och tidsperioder. Tiden på x-axeln, y-axel på vänster sida beskriver avstånd i meter och y-axel på höger sida beskriver hastighet i m/s. Varje färgat område representerar en fas i TUG-testet där varje fas inträffar två gånger.

# 5

## Diskussion

*I detta kapitel diskuteras resultaten från projektets experimentella jämförelser och analyser. Vi utforskar det relativa felet och korrelationen mellan radarsystemet och mocap. Vi identifierar också projektets begränsningar och diskuterar hur dessa påverkat resultaten och experimentets genomförande.*

### 5.1 Noggrannhet och tillförlitlighet

Det relativa felet beräknades genom att jämföra stegtiden i de två olika systemen, detta gjordes med hjälp av formel 2.8. I tabell 4.1 kan vi se att det relativa felet aldrig överstiger 5%, samt att det totala slutgiltiga medelvärdet för alla testpersoners mätningar är 2.22%. Det relativa felet är alltså ytterst litet, vilket indikerar att den uppmätta stegtiden i de två olika mätsystemen stämmer överens väl.

En aspekt som påverkar den statistiska jämförelsen mellan system är att för de kortare tidsintervallen finns det färre datapunkter. Detta gör att varje enskild datapunkt har en högre inverkan på statistiken, vilket signifikant kan påverka resultatet både positivt och negativt. På grund av detta, valdes det att inte räkna ut det relativa felet för mätningar under 10 sekunder. Detta då dessa endast resulterade i att ett litet antal steg ( $\leq 2$ ) kunde detekteras under gångfaserna. Därför ansåg vi att en tillräckligt hög statistik säkerhet inte kunde uppnås av dessa test. Inga statistiska slutsatser drogs därmed från mätningarna från denna tidskategori.

Figur 4.2 visar hur stor spridning det är på korrelationskoefficienten för varje testperson. I graferna kan det visualiseras att olika testpersoner har olika mycket spridning. Detta kan bero på att även fast samma tidsintervall används för alla testpersoner, så tar man olika många steg under mätningarna. Desto fler steg en person tar, ju fler mätpunkter finns att använda vid jämförelsen mellan systemen.

Korrelations koefficienterna beräknades enligt ekvation 2.9. I tabell 4.2 kan det ses att korrelationskoefficienterna för varje mätning är nära eller lika med 1. Korrelationskoefficienten ger ett värde på hur väl datan stämmer överens. Medelvärdet för alla testpersoners mätningar är 0.93, detta värde konvergerar mot 1. Vilket indikerar att det finns stark korrelation mellan de två olika mätsystemen.

## 5.2 Skillnader och avvikelser

Förskjutningen i baslinjehastighet som syns i figur 4.1, avviker från förväntan att de båda systemen skulle visa samma baslinjehastighet med noll som medel. Förskjutningen är troligtvis en negativ effekt av den valda STFT fönsterstorleken samt medelvärdes filtreringen, som tillsammans ger upphov till en oproportionell utjämnning av lägre hastigheter med större variation i datan. Då det enbart är incident tiden av varje steg som används vid alla jämförelseberäkningar samt fasssegmenteringar, bedöms denna effekt inte negativt påverka resultatet av rapporten.

En annan trolig förklaring till skillnader i uppmätt hastighet och stegdetektion under rotationsfaserna, är skillnaden i hur hastighet från radar respektive mocap-systemet mäts. Då radarn enbart har en mottagarantenn, görs inga skillnader i vilken riktning maxhastigheten av objektet har. Detta skiljer sig från hastighetsdatan insamlad från mocap-systemet, där hastighet enbart i riktning direkt mot radarn har valts att användas. Denna skillnad innebär att vid gång/rörelser som inte är i direkt linje med radarn, kommer oundvikligt viss skillnad i uppmätthastighet att uppstå. Inte heller denna skillnad anses däremot påverka resultatet nämnvärt mycket, då det enbart är stegtider under de två gångfaserna som används vid de kvantitativa jämförelserna, där all förväntad rörelse är riktad mot eller från radarn.

## 5.3 Segmenteringen av TUG-test

Användning av endast avståndsdata eller hastighetsdata hade gjort att vissa fasövergångar hade blivit svåra att identifiera konsekvent mellan olika test. Exempelvis kan det med avståndsdata vara svårt att skilja mellan testpersoner som sitter ner och reser sig upp, eftersom dessa faser inte visar någon tydlig förflyttning närmare radarn. På samma sätt är det svårt att differentiera mellan den första gångfasens slut och när den första vändningen påbörjas om endast hastighetsdata används. Detta beror på att vändningsfasen kan variera mellan personer, eftersom vissa individer behöver fler steg för att genomföra vändningen. Denna variation kan leda till betydande skillnader i hastighetsdata under dessa faser.

Faserna som visas i figur 4.3 identifierades genom att både hastighets- och avståndsdata samlades in från testpersonen i förhållande till radarn. Kombinationen av dessa gjorde att segmenteringen av TUG-testen blev mer konsekvent och exakt mellan olika testpersoner.

## 5.4 Begränsningar

En avgränsning i projektet var att mätningarna endast genomfördes på friska individer utan gångförhinder. Detta gjordes dels eftersom radarsystemet funktion och pålitlighet behövde testas före det används på patienter. Och dels för att det tar tid att få godkännande för att få tillstånd att genomföra en sådan klinisk studie. I och med detta har systemet inte testats med gånghjälpmedel, som exempelvis kryckor, rullator eller gåbord. Innan systemet används i klinisk miljö hade det därför varit

önskvärt att genomföra studier där dels riktiga patienter är inblandade och dels gånghjälpmedel används för att säkerställa systemets pålitlighet i dessa samband.

Under själva testen för jämförelsen mellan mocap och radarn var hänsyn tvungen att tas till gångbandets storlek i det labbet där mocap-systemet fanns. Då gångbandet hade en längd på 3.5 m fick själva gångsträckan för TUG-testet kortas ner. Detta för att hänsyn togs till stolen som placerades ut på gångbandet, samt räcket vid den andra änden. Vilket resulterade i att endast 2 m av gångbandet kunde utnyttjas för gång fram och gång tillbaka enligt figur 3.4. Det beslutades att ändå använda TUG-testets standard tidsintervall som är baserat på TUG-test utförda på 3 meter. Detta gjordes i syfte att säkerställa att tiden som radarn kunde samla in data inte är en begränsning. Dock ska den kortare gångsträckan ej ha haft en större påverkan på resultatet, då syftet är att se hur väl testen överensstämde med varandra. Trots den kortare sträckan så kunde alla faser av TUG-testet fås med. De enda typ av testen som påverkades av detta var u10 testen.

Då Qualisys Motion Capture systemet har en lägre maximal samplingsfrekvens (340 Hz) än frekvensen av de utskickade radiopulserna/chirpsen (4000 Hz), behövdes mocap-datan interpoleras vid jämförelsen av de två systemen. Detta innebar även att den verkliga maximala skillnaden i stegtid mellan systemen som kan detekteras begränsades till 0.3 *ms*.

## 5.5 Framtida arbete

Inom ramen för detta projekt finns möjligheter till vidare utveckling som kan förbättra detektion av rörelsemönster och bidra till mer avancerade diagnosverktyg. Förbättringsmöjligheter finns både inom hårdvara och mjukvara. Där varje förbättring kan leda till mer detaljerade analyser och finjusterade tillämpningar i praktiska medicinska sammanhang.

### 5.5.1 Hårdvara

Utrustningen och radartekniken som användes under detta projekt kan modifieras på olika sätt för att få tillgång till mer data. När det gäller radarsensorn skulle exempelvis flera antenner eller flera separata radarsystem kunna användas för att få tillgång till mer detaljerad rumslig information. Båda alternativen skulle till exempel ge möjlighet att även urskilja objekt i rummet med samma avstånd till radarn, något som inte är möjligt med nuvarande konfiguration.

Att inkludera ytterligare separata radarsystem eller antenner skulle kunna skapa ökad tydlighet mellan olika kroppsdelar. Det kan även ge möjlighet att spåra objektets hastighetsriktning, vilket exempelvis kan underlätta med att identifiera släpande fötter eller göra fassetsegmenteringen mer noggrann. Denna förbättrade upplösning och noggrannhet i detektion av rörelsemönster kan vara till stor nytta i rehabiliteringssyfte. Då detta skulle tillhandahålla en mer detaljerad bild av patientens symptom samt möjliggöra inkludering av gånghjälpmedel som kryckor eller rullatorer, utan att signifikant påverka prestandan av radarn.

Utökningen av radarbaserad teknik för rörelseanalys medför även vissa utmaningar. Dessa inkluderar behovet av avancerad signalbehandling och dataanalys för att hantera den ökade mängden information. Det kräver även utveckling av nya algoritmer för att effektivt integrera och tolka data från flera radarapparater, vilket är viktigt att beakta om ett sådant system skulle utvecklas.

### 5.5.2 Användargränssnitt

Utvecklingen av gränssnitt som är både användarvänlig och betydelsefull för att markera och ge information om olika segment i rörelsedata är viktig för att underlätta diagnostiska undersökningar. En effektiv mjukvarulösning kan avsevärt förbättra förmågan att analysera och tolka rörelsemönster. Det här är särskilt relevant inom områden som neurologi och rehabilitering där noggrann rörelseanalys är viktig. Samarbetet mellan utvecklare och medicinsk personal är nyckeln till att utforma mjukvara som inte bara är tekniskt givande, utan också intuitiv och anpassad till de specifika behoven hos de som utför och tolkar diagnostiska tester. Detta kräver inte bara tolkning av datan utan också ett användarvänligt typsnitt och utseende.

### 5.5.3 AI och radardata för diagnostik

Efter att visat att radartekniken faktiskt kan vara ett verktyg för att analysera gångsmönster öppnar sig nya möjligheter för användning av artificiell intelligens. Detta kan vara till stor hjälp när det kommer till att analysera och tolka rörelsedata för att förbättra diagnostik och behandlingsplanering.

AI och maskininlärningstekniker har potentialen att vidareutveckla sättet vi analyserar radardata på. Genom att träna AI-modeller med stora mängder radardata kan dessa system lära sig att känna igen mönster och anomalier som kan vara svåra för mänskliga analytiker att upptäcka. Detta inkluderar förändringar i gångmönster eller rörelse som kan indikera början på en neurologisk störning eller effektiviteten av en pågående behandling.

Med mer detaljerad data kan AI bättre identifiera och klassificera rörelsemönster, vilket möjliggör tidig upptäckt av sjukdomar och skräddarsydda rehabiliteringsplaner baserade på individens unika rörelseprofil. Genom att använda flera radarapparater eller antenner som förslaget i 5.5.1 ökar vi mängden och mångfalden av data som kan samlas in. Detta ger en rikare datamängd för AI-systemen att träna på, vilket kan leda till mer precisa och omfattande diagnostiska verktyg.

# 6

## Slutsats

De låga värdena för det genomsnittliga relativa felet, som presenteras i tabell 4.1, tyder på att radarsystemet kan mäta stegtid under TUG-test tillförlitligt. Det övergripande genomsnittliga relativa felet över alla testpersoner och tidsintervall är 2.22%, vilket indikerar en god precision för radarmätningarna i förhållande till dagens guldstandard. Denna slutsatsen dras även fast det är viss variabilitet för de relativa felen, över olika tidsintervaller och testpersoner. Detta då variationen var mycket låg, som mest 3.79 %. Korrelationskoefficienterna, som visas i tabell 4.2, förstärker denna slutsats. Med en genomsnittlig korrelationskoefficient på 0.93, finns det en stark korrelation mellan stegtiderna detekterade av radarn och mocap-systemet. Detta tyder på att de två modaliteternas mätresultat stämmer väl överens med varandra. Fassegmenteringen av TUG-testet, som visualiserades i figur 4.3, avgränsar även de olika faserna i testet väl utifrån given definition i delkapitel 3.4.2. De samtliga 54 olika gångtesterna gav en konsekvent uppdelning av de olika faserna, vilket visar att det är möjligt att pålitligt segmentera TUG-testet, vid normalgång, med hjälp av en radarsensor.

# Litteraturförteckning

- [1] S. L. James, L. R. Lucchesi *et al.*, “The global burden of falls: global, regional and national estimates of morbidity and mortality from the global burden of disease study 2017,” *Injury Prevention*, vol. 26, no. Suppl. 2, 2020.
- [2] E. Rovini, C. Maremmani, and F. Cavallo, “How wearable sensors can support parkinson’s disease diagnosis and treatment: A systematic review,” *Front. Neurosci.*, vol. 11, 2017.
- [3] C. S. Florence *et al.*, “The medical costs of fatal falls and fall injuries among older adults,” *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 66, no. 4, 2018.
- [4] N. Welch, C. Richter *et al.*, “Rehabilitation interventions need more than methodological standardisation: an individualised approach,” *BMJ Open Sport Exerc Med*, vol. 6, no. 1, p. e000899, 2020.
- [5] G. H. Svinøy, A. Hilde *et al.*, “Timed up and go: Reference values for community-dwelling older adults with and without arthritis and non-communicable diseases: The tromsø study,” *Clin. Interv. Aging*, vol. 16, pp. 335–343, 02 2021. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33654390/>
- [6] A. A. Hulleck, D. M. Mohan *et al.*, “Present and future of gait assessment in clinical practice: Towards the application of novel trends and technologies,” *Front Med Technol*, vol. 4, p. 901331, 2022. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9800936/>
- [7] V. J., K. A. *et al.*, “Validation of a sensor-based gait analysis system with a gold-standard motion capture system in patients with parkinson’s disease,” *Sensors (Basel)*, vol. 21, no. 22, p. 7680, 2021. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34833755/>
- [8] X. Zeng, H. Báruson, and A. Sundvall, “Walking step monitoring with a millimeter-wave radar in real-life environment for disease and fall prevention for the elderly,” *Sensors*, vol. 22, no. 24, p. 9901, 2022.
- [9] S. Pisa, E. Pittella, and E. Piuizzi, “A survey of radar systems for medical applications,” *IEEE Aerospace and Electronic System Magazine*, vol. 31, 11 2016. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7771668>
- [10] J. G. Argañarás, Y. T. Wong *et al.*, “State-of-the-art wearable sensors and possibilities for radar in fall prevention,” *Sensors*, vol. 21, no. 20, 2021.

- [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/20/6836>
- [11] A.-K. Seifert, M. G. Amin, and A. M. Zoubir, “Toward unobtrusive in-home gait analysis based on radar micro-doppler signatures,” *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 66, no. 9, p. 2629–2640, 2019.
- [12] V. Jayasree-Krishnan, S. Ghosh *et al.*, “Developing a framework for designing and deploying technology-assisted rehabilitation after stroke: A qualitative study,” *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 100, no. 8, p. 774–779, 2021.
- [13] World Health Organization, “Ageing and Health,” <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>, 2022, [Åtkomstdatum: 15 mars 2024].
- [14] R. Baker, A. Esquenazi *et al.*, “Gait analysis: clinical facts,” *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 52, no. 4, p. 560–574, 2016. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27618499/>
- [15] R. B. Davis, “Reflections on clinical gait analysis,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 7, no. 4, p. 251–257, 1997. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641197000084>
- [16] T. M. Steffen, T. A. Hacker, and L. Mollinger, “Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-minute walk test, berg balance scale, timed up & go test, and gait speeds,” *Physical therapy*, vol. 82, no. 2, pp. 128–137, 2002. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11856064/>
- [17] M. Ullrich, A. Mucke *et al.*, “Detection of unsupervised standardized gait tests from real-world inertial sensor data in parkinson’s disease,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 29, pp. 2103–2111, 2021. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34633932/>
- [18] J. Archila, A. Manzanera, and F. Mart’mez, “A multimodal parkinson quantification by fusing eye and gait motion patterns, using covariance descriptors, from non-invasive computer vision,” *Comput Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 215, p. 106607, 2022. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34998167/>
- [19] L. di Biase, A. di Santo *et al.*, “Gait analysis in parkinson’s disease: An overview of the most accurate markers for diagnosis and symptoms monitoring,” *Sensors*, vol. 20, no. 12, p. 3529, 2020.
- [20] E. Surer and A. Kose, *Methods and Technologies for Gait Analysis*. London: Springer London, 2011, pp. 105–123. [Online]. Available: [https://doi.org/10.1007/978-0-85729-994-9\\_5](https://doi.org/10.1007/978-0-85729-994-9_5)
- [21] C. Tunca, N. Pehlivan *et al.*, “Inertial sensor-based robust gait analysis in non-hospital settings for neurological disorders,” *Sensors*, 2017. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/17/4/825>

- [22] Y. Zhang, M. Wang *et al.*, “Using gold-standard gait analysis methods to assess experience effects on lower-limb mechanics during moderate high-heeled jogging and running,” *Journal of Visualized Experiments: JoVE*, no. 127, p. 55714, 2017. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5752245/>
- [23] Fysioterapeuterna, “Timed up and go (tug),” [Åtkomstdatum: 29 februari 2024]. [Online]. Available: [https://www.fysioterapeuterna.se/globalassets/\\_sektioner/aldreshalsa/matmetoder/komplettering\\_av\\_tug.pdf](https://www.fysioterapeuterna.se/globalassets/_sektioner/aldreshalsa/matmetoder/komplettering_av_tug.pdf)
- [24] Rokoko, “What is motion capture and how does it work?” 2022, [Åtkomstdatum: 5 mars 2024]. [Online]. Available: <https://www.rokoko.com/insights/what-is-motion-capture-and-how-does-it-work-in-2022>
- [25] “What is motion capture? - vicon.com,” [Åtkomstdatum: 29 februari 2024]. [Online]. Available: <https://www.vicon.com/about-us/what-is-motion-capture/>
- [26] “The complete guide to motion capture. rokoko.com,” [Åtkomstdatum: 29 februari 2024]. [Online]. Available: <https://www.rokoko.com/insights/the-complete-guide-to-professional-motion-capture>
- [27] G. Guerra Filho, “Optical motion capture: Theory and implementation.” *RITA*, vol. 12, pp. 61–90, 01 2005.
- [28] C. J. Lee and J. K. Lee, “Inertial motion capture-based wearable systems for estimation of joint kinetics: A systematic review,” *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol. 22, no. 7, p. 2507, Mar. 2022. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/7/2507>
- [29] V. Jakob, A. Küderle *et al.*, “Validation of a sensor-based gait analysis system with a gold-standard motion capture system in patients with parkinson’s disease,” *Sensors*, vol. 21, no. 22, p. 7680, 2021. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34833755/>
- [30] “radar - Uppslagsverk - NE.se,” [Åtkomstdatum: 28 februari 2024]. [Online]. Available: <https://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/l%C3%A5ng/radar>
- [31] Encyclopaedia Britannica, “Radar,” <https://www.britannica.com/technology/radar>, 2024, [Åtkomstdatum: 5 mars 2024].
- [32] [Åtkomstdatum: 15 mars 2024]. [Online]. Available: <https://www.nasa.gov/directorates/space-operations/space-communications-and-navigation-scan-program/scan-outreach/fun-facts/>
- [33] M. A. Quiñones, C. M. Otto *et al.*, “Recommendations for quantification of doppler echocardiography: A report from the doppler quantification task force of the nomenclature and standards committee of the american society of echocardiography,” *Journal of the American Society of Echocardiography*, vol. 15, no. 2, p. 167–184, Feb. 2002. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S089473170245599X>

- [34] Y. Wang, Y. Shui *et al.*, “Multi-target vital signs detection using frequency-modulated continuous wave radar,” *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, vol. 2021, 2021. [Online]. Available: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:239619484>
- [35] S. Rao. (2021, Jan.) Introduction to mmwave sensing: Fmcw radars. spyy005a.pdf. [Åtkomstdatum: 20 mars 2024]. [Online]. Available: [https://www.ti.com/content/dam/videos/external-videos/2/3816841626001/5415528961001.mp4/subassets/mmwaveSensing-FMCW-offlineviewing\\_0.pdf](https://www.ti.com/content/dam/videos/external-videos/2/3816841626001/5415528961001.mp4/subassets/mmwaveSensing-FMCW-offlineviewing_0.pdf)
- [36] S. R. Cesar Iovescu. (2021, Jan.) The fundamentals of millimeter wave radar sensors. spyy005a.pdf. [Åtkomstdatum: 19 mars 2024]. [Online]. Available: [https://www.ti.com/lit/wp/spyy005a/spyy005a.pdf?ts=1710827216236&ref\\_url=https%253A%252F%252F](https://www.ti.com/lit/wp/spyy005a/spyy005a.pdf?ts=1710827216236&ref_url=https%253A%252F%252F)
- [37] T. Debatty, “Software defined radar a state of the art,” pp. 253–257, 06 2010.
- [38] MATLAB, “Fast fourier transform (fft) — se.mathworks.com,” <https://se.mathworks.com/discovery/fft.html>, [Åtkomstdatum: 1 maj 2024].
- [39] “Fast fourier transform - matlab fft - mathworks nordic — se.mathworks.com,” <https://se.mathworks.com/help/matlab/ref/fft.html#buuuty-5>, [Åtkomstdatum 1 maj 2024].
- [40] X. Mou, X. Chen *et al.*, “Motion classification for radar moving target via stft and convolution neural network,” *The Journal of Engineering*, vol. 2019, no. 19, 2019. [Online]. Available: <https://ietresearch.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1049/joe.2019.0179>
- [41] “Short-time fourier transform - matlab stft - mathworks nordic — se.mathworks.com,” [https://se.mathworks.com/help/signal/ref/stft.html#mw\\_d9607346-5bbf-4fa5-8792-c1021fc5bf3e](https://se.mathworks.com/help/signal/ref/stft.html#mw_d9607346-5bbf-4fa5-8792-c1021fc5bf3e), [Åtkomstdatum: 1 maj 2024].
- [42] K. E. Sciences, 2013. [Online]. Available: <https://www.kth.se/social/upload/5271185ff276543e6194f1bb/Ant-Felanalys.pdf>
- [43] P. E. Shrout and J. L. Fleiss, “Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability,” *Psychological Bulletin*, vol. 86, no. 2, pp. 420–8, Mar. 1979.
- [44] Texas Instruments, *IWR1642 Single-Chip 76-to-81-GHz FMCW Radar Sensor*, Texas Instruments, Dallas, TX, USA, 2020, [Åtkomstdatum: 20 mars 2024]. [Online]. Available: <https://www.ti.com/lit/ug/swru521c/swru521c.pdf>
- [45] H. S. L. BÁRUSON, “Radar-based gait analysis for medical applications using a millimeter wave fmcw radar - a feasibility study — odr.chalmers.se,” <https://odr.chalmers.se/items/2daf5133-1b24-409e-ab57-826db3ebdd43>, 2022-10-31, [Åtkomstdatum: 5 februari 2024].
- [46] X. Zeng, H. S. L. Báruson, and A. Sundvall, “Walking step monitoring with a millimeter-wave radar in real-life environment for disease and fall prevention for the elderly,” *Sensors*, vol. 22, no. 24, p. 9901, dec 2022. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/24/9901>

DEPARTMENT OF SOME SUBJECT OR TECHNOLOGY  
CHALMERS UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

Gothenburg, Sweden

[www.chalmers.se](http://www.chalmers.se)



**CHALMERS**