



CHALMERS



# Sömnövervakning med hjälp av biomedicinsk radar

Tillförlitlighet och noggrannhet vid andningsmätning

Kandidatarbete

Sara Malki  
Kornel Kaminski  
Lojane Mustafa

---

**Avdelning för signalbehandling och medicinsk teknik**

CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA

Göteborg 2024

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



# Sömnövervakning med hjälp av biomedicinsk radar

Tillförlitlighet och noggrannhet vid andningsmätning

Kornel Kaminski  
Sara Malki  
Lojane Mustafa



Sömnövervakning av äldre på äldreboenden med hjälp av biomedicinsk radar.  
En undersökning om tillförlitligheten av en FMCW-radar och hur väl den kan  
detektera olika andningsmönster.

Handledare: Xuezhi Zeng, Avdelning för signalbehandling och medicinsk teknik.

Examinator: Andreas Fhager, Avdelning för signalbehandling och medicinsk teknik.

Kandidatarbete 2024

Institutionen för elektroteknik

Avdelning för signalbehandling och medicinsk teknik

Chalmers tekniska högskola

SE-412 96 Göteborg

Telefon +46 31 772 1000

## Sammandrag

Sömn är en viktig del av livet, och brist på sömn kan orsaka flera sjukdomar och diagnoser. En grupp som generellt lider av sömnbrist är äldre människor med vissa medicinska behov. Genom att ha en kontinuerlig sömnövervakning av äldre på äldreboende, kan sömnbrist detekteras och eventuella mediciner justeras samt att detta kan underlätta arbetet för personal på boende. Användning av radarteknik underlättar detta, då radar kan detektera mindre rörelser utan någon kontakt med kroppen och ingen kamera används så integriteten är välbevarad. Detta projekt riktar sig specifikt mot användningen av FMCW-radar inom äldre på äldreboende för att mäta och monitorera andning.

I undersökningen ingår mätningar där försökspersonerna andas normalt, hyperventilerar och simulerar sömnapné. Dessa olika andningsmönster gjordes ligande på rygg, på sidan samt på mage.

En metod för signalbehandling togs fram för att bearbeta insamlad data och beräkna ut andningsfrekvensen. Noggrannheten beräknades sedan genom att jämföra radarns mottagna signal med referensmätningen.

Resultaten visar att normal andning ger generellt högre noggrannhet än vid hyperventilation. Under resultat presenteras även att användning av täcke under normal andning inte hade en markant påverkan av noggrannheten. Därutöver presenteras de resultat av varierande andningsmönster där fokuset låg antingen andningsuppehåll eller hyperventilation.

Slutsatserna som drogs var att noggrannheten för normal andning i verklighetsbaserad samt labbmiljö var bra. Samma slutsats drogs vid normal andning med användning av täcke. Däremot sjönk noggrannheterna då andningsmönstret varierade. Fler mätningar krävs för att säkerställa att noggrannheten inte förändras vid varierande andning med täcke. Några slutsatser angående könsskillnader kunde inte dras, då mängden försökspersoner var låg.

Nyckelord: FMCW, radar, noggrannhet, andningsmönster, andningsuppehåll, hyperventilation, rygg, mage, sidan, äldre.



## Abstract

Sleep is a crucial aspect of life, and lack of sleep can lead to various diseases and diagnoses. One group that generally suffers from sleep deprivation is older individuals with specific medical needs. Continuous monitoring of sleep among the elderly in nursing homes can help detect sleep deprivation, adjust medications accordingly, and facilitate the work of staff at the facility. The use of radar technology facilitates this process, as radar can detect subtle movements without physical contact with the body and without the use of a camera, thus preserving privacy. This project specifically focuses on the use of FMCW radar within nursing homes for the measurement and monitoring of breathing.

The study includes measurements where participants breathe normally, hyperventilate, and simulate sleep apnea. These different breathing patterns were conducted while lying on the back, on the side, and on the stomach.

A signal processing method was developed to process the collected data and calculate the respiratory rate. Accuracy was then assessed by comparing the radar's received signal with the reference measurement.

The results indicate that normal breathing generally yields higher accuracy than hyperventilation. Additionally, the use of a blanket during normal breathing did not significantly affect accuracy. Furthermore, the results of varying breathing patterns, focusing on either breath-holding or hyperventilation, are presented.

The conclusions drawn were that the accuracy for normal breathing in both real-life and lab settings was good. However, accuracy decreased when the breathing pattern varied. The use of a blanket during normal breathing did not significantly affect the results; however, more measurements are needed to ensure this holds true for varying breathing patterns. No conclusions regarding gender differences could be drawn due to the low number of participants.

Keywords: FMCW, radar, accuracy, breathing, pattern, pause, hyperventilation, back, stomach, side, elderly.



## Förord

Gruppen vill rikta ett stort tack till vår handledare, Xuezhi Zeng, som alltid gav snabb återkoppling, guidade oss genom vår första forskning och lärde oss otroligt mycket under projektets gång. Utan dessa diskussioner hade inte detta arbete varit möjligt.

Sara, Kornel, Lojane, maj 2024.

## Förkortningar

EKG	Elektrokardiografi
EMG	Elektromyografi
EOG	Elektrookulografi
FMCW	Frequency Modulated Continuous Wave (Engelska) Frekvensmodulerad Kontinuerlig Våg (Svenska)
NREM	Non-Rapid Eye Movement (Engelska) Frånvaro av snabba ögonrörelser (Svenska)
REM	Rapid Eye Movement (Engelska) Snabba ögonrörelser (Svenska)
TV	Tidal Volym
IRV	Inspiratory Reserve Volume (Engelska) Inandningsreservvolym (Svenska)
ERV	Expiratory Reserve Volume (Engelska) Utandningsreservvolym (Svenska)
RV	Residual Volume (Engelska) Restvolym (Svenska)
SPC	Spatial Phase Coherency (Engelska) Rumslig faskoherens (Svenska)
FOV	Field Of View (Engelska) Synfält (Svenska)
FFT	Fast Fourier Transform (Engelska) Snabba Fouriertransform (Svenska)
RMS	Root Mean Square (Engelska) Kvadratisk medelvärde (Svenska)
IBI	Interbreath Interval (Engelska) Tidsintervall mellan andetag (Svenska)
BPM	Breaths per minute (Engelska) Andetag per minut (Svenska)
IF	Intermediate Frequency (Engelska) Mellanfrekvens (Svenska)
LVDS	Low Voltage Differential Signaling (Engelska) Lågspänningsdifferentialsignalering (Svenska)

# Innehåll

<b>1</b>	<b>Bakgrund</b>	<b>1</b>
1.1	Syfte, mål och frågeställning . . . . .	2
1.2	Avgränsningar . . . . .	2
<b>2</b>	<b>Teori</b>	<b>3</b>
2.1	Sömn . . . . .	3
2.2	Andning - anatomi och fysiologi . . . . .	3
2.3	Principen bakom FMCW-radar . . . . .	5
2.3.1	Den insamlade data från FMCW-radar . . . . .	7
2.3.2	Avstånds-FFT . . . . .	8
2.4	Detektering av andning med en FMCW-radar . . . . .	9
2.5	Signalbehandling . . . . .	9
2.5.1	Snabb Fourier Transform . . . . .	10
2.5.2	Wavelets . . . . .	10
<b>3</b>	<b>Metod</b>	<b>12</b>
3.1	Projektets utrustning och dess konfigurering . . . . .	12
3.1.1	Radarsensor - mottagare och utsändare . . . . .	12
3.1.2	Datainsamlingsenhet - en bro mellan sensor och dator . . . . .	13
3.1.3	Referenssensor - för noggrannheten av radarn . . . . .	14
3.1.4	Konfigurering av FMCW-radar . . . . .	16
3.2	Datainsamling . . . . .	17
3.2.1	Försökspersoner . . . . .	17
3.2.2	Mätning i labbmiljö . . . . .	17
3.2.3	Mätning i verklighetsbaserade situationer . . . . .	20
3.3	Databehandling . . . . .	22
3.3.1	Val av preliminär range bin . . . . .	22
3.3.2	Extraktion av fassignal . . . . .	23
3.3.3	Implementering av SPC för att hitta den slutliga range bin . . . . .	24
3.3.4	Användning av filter för att få den önskade andningssignalen . . . . .	24
3.3.5	Detektion av andningsuppehåll . . . . .	26
3.3.6	Mäta andningsfrekvens i tidsdomänen . . . . .	27
3.3.7	Mäta andningsfrekvens i frekvensdomänen . . . . .	28
3.4	Noggrannhetsanalys . . . . .	29
<b>4</b>	<b>Resultat</b>	<b>30</b>
4.1	Resultat från mätningar gjorda i labbmiljö med fokus på olika andningsmönster . . . . .	30
4.1.1	Mätning av normal andning i tids- och frekvensdomän . . . . .	30
4.1.2	Resultat av mätningar av andningsuppehåll . . . . .	32
4.2	Resultat från verklighetsbaserade mätningar med fokus på olika andningsmönster . . . . .	34
4.2.1	Mätningar med fokus på normal andning . . . . .	34
4.2.2	Mätningar med fokus på varierande andning med hyperventilation . . . . .	36

4.2.3	Mätningar med fokus på varierande andning med andningsuppehåll . . . . .	37
4.2.4	Mätningar med täcke . . . . .	38
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>40</b>
5.1	Evaluering av resultat i olika positioner . . . . .	40
5.2	Evaluering av resultat under normal andning . . . . .	41
5.3	Evaluering av resultatet under varierande andningsmönster . . .	42
5.4	Evaluering för resultatet med täcke . . . . .	43
5.5	Evaluering av resultatet mellan försökspersonerna . . . . .	43
5.6	Diskussion kring signalbehandling . . . . .	44
5.6.1	Val av range bin . . . . .	44
5.6.2	Detektion av andningsuppehåll . . . . .	44
5.6.3	Uppskattning av andningsfrekvensen i tidsdomän . . . . .	45
5.6.4	Uppskattning av andningsfrekvensen i frekvensdomän . .	46
5.7	Diskussion kring potentiella framtida förbättringar . . . . .	47
5.8	Samhälleliga och etiska aspekter . . . . .	47
<b>6</b>	<b>Slutsatser</b>	<b>49</b>

# 1

## Bakgrund

Det är känt att sömn är en viktig aspekt i livet [1]. Sömn är inte bara för att motverka trötthet, utan är fundamentalt för att kunna fungera i vardagen och ha ett långt, friskt liv. Det är bevisat att det, hos äldre, finns en koppling mellan diabetes typ 2 och sömn [2]. Utöver diabetes finns det även korrelation med depression [3], försämrad livskvalitet [4] och andra kognitiva störningar. I jämförelse med unga vuxna, är prevalensen för sömnbrist högre hos äldre vuxna [5]. Orsak till denna sömnbrist kan bero på olika faktorer, men några av dessa kan vara sovmiljö, i form av ljud, ljus eller temperatur, oregelbunden sömn eller medicinering. Det är på grund av dessa faktorer som gör övervakning av sömn viktigt för äldre. Att kunna detektera dåliga sömnvanor samt justera medicinering för att inte försämra sömnen.

De produkter, som kan användas för att övervaka sömn och som kan fungera som en indikator på god sömn, som finns ute på marknaden går att dela in i två kategorier. De som är gjorda specifikt för att övervaka sömn och de som har många dagliga funktioner, som att kopplas till telefonen, men kan användas för sömnövervakning.

I den förstnämnda kategorin finns polysomnografi (PSG). Den är vad som kallas ”the gold standard” [6]. Produkten använder sig av elektrokardiogram (EKG), elektromyografi (EMG), elektrookulografi (EOG) och andra övervakningssystem för att få så bra data som möjligt. En annan produkt som finns i samma kategori är Withings Sleep Analyzer. Denna produkt placeras under personen för att kunna övervaka sömncykler, puls samt snarkning [7].

I den andra kategorin finns, bland andra, Fitbit Charge 6, som är en klocka som mäter bland annat kropps rörelser, puls, hjärtfrekvensvariabilitet och andningsfrekvens [8]. Förutom dessa parametrar, används även klockan till att få notifikationer från mobilen.

Dessa kommersiella produkter som finns ute på marknaden kan övervaka andning, puls och andra parametrar som är viktiga under sömn. Den första kategorin presenterar apparater som används på kroppen. Dessa kan skapa en störning hos patienter som har mindre tolerans för bärbara enheter [9]. Den andra kategorin är exempel på produkter som är allmänna enheter för välmående, och är alltså inte gjorda specifikt för äldre och sömn.

Motiveringarna för att undersöka radarteknik i projektet är flera. För det första erbjuder radarteknik en icke-invasiv, kontaktlös och bekväm metod [10] för sömnövervakning som är särskilt lämplig för äldre med komplexa medicinska behov. I jämförelse med PSG, som används i labbmiljö och som behöver sjuksköterskor närvarande, kan radarteknik användas i vardagsmiljö. Förutom

detta, bidrar radarsensorer med tillförlitlig data om andningsfrekvens och rörelse [11], som kan bidra till en bra övervakning av sömn. Radartekniken erbjuder en övervakning som inte använder kamera, och påverkas därför inte negativt av ljus och ljud samt att integriteten hos brukaren är välbevarad.

Sömnövervakning genomförs på olika sätt, vilket kan innebära övervakning av kroppsrörelser, hjärtslag, elektroencefalografi (EEG) eller andning. Denna rapport fokuserar särskilt på olika aspekter av andningen, inklusive hyperventilation, djupa andetag samt andning med och utan täcke.

## 1.1 Syfte, mål och frågeställning

Syftet med projektet är att undersöka möjligheter att tillämpa radarteknik för att övervaka andningen hos äldre på ett äldreboende. Det inkluderar att observera olika andningsmönster och positioner, samt att utvärdera reliabiliteten av radarn under dessa förhållanden. Målet är att utveckla en metod som möjliggör en hög kvalitet av andningsmätningar, som i sin tur kan leda till en bra bedömningen av sömnkvalitet. För att uppnå dessa mål, ska frågorna nedan besvaras.

- Hur effektivt och tillförlitligt kan vår lösning mäta de olika andningsmönster under varierande omständigheter?
- Hur varierar noggrannheten mellan normal, konstant andning och varierande andning?
- Hur varierar noggrannheten mellan de olika positioner?
- Finns det någon skillnad i mätningarna mellan könen?

## 1.2 Avgränsningar

Eftersom projektet befinner sig i forskningsstadiet, blir det utmanande att testa lösningen på äldre. Därför begränsas mätningar till endast unga försökspersoner, nämligen gruppm medlemmarna. Den insamlade datan sparas och bearbetas i efterhand och kan därför inte betraktas som realtidsdata, vilket annars föredras för sömnövervakning. Följaktligen, ska den insamlade data komma från friska, icke-sovande försökspersoner. Detta betyder att denna metod kan vara mindre effektiv för äldre, äldre med medicinska behov eller sovande personer.

# 2

## Teori

Nedan återfinns en översiktlig sammanfattning av information om andning, sömn, signalbehandling och tekniken bakom radarsensorn som används i projektet.

### 2.1 Sömn

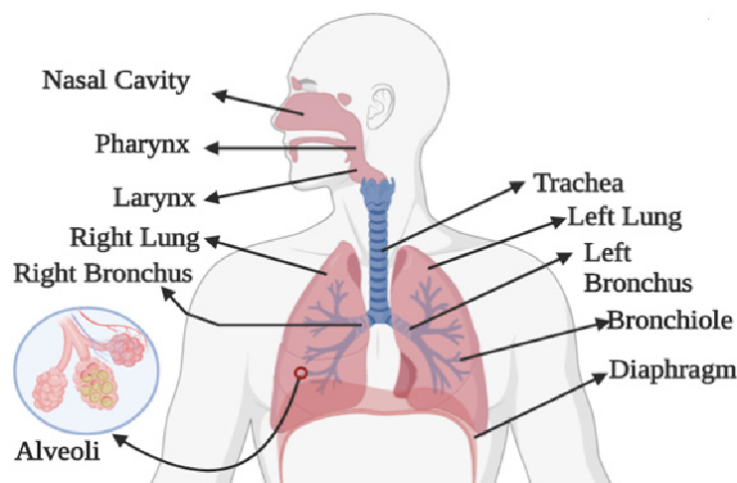
Sömn är ett beteende som kan evalueras med hjälp av en subjektiv rapportering eller en fysiologisk, cellulär och genetisk analys [12]. Människor övergår från ett vaket till sömnstadie genom Non-Rapid Eye Movement (NREM) som sedan övergår till Rapid Eye Movement (REM) sömn. NREM kan vidare delas upp i tre stadier [13]. Det första stadiet av sömn är NREM stadie ett, som är den ytligaste typen av sömn och varar i endast några minuter innan sömnen går vidare till NREM stadie två. Detta stadie är fortfarande ytligt, men djupare än stadie ett med lägre frekvens. I stadie tre är frekvensen väldigt låg men med högre amplitud. Efter tredje stadiet går sömnen vidare till REM-sömn som har liknande aktivitet som under vaket tillstånd. Denna cykel kan upprepas många gånger, cirka sex gånger, under sömnen [14].

Sömn och dess funktion är ännu ett mysterium, men hur sömn påverkar kroppen är välkänt. Temperaturen, metabolism, autonoma nervsystemet samt, viktigast för detta projekt, respirationssystemet förändras [15]. Minutventilationen, som är volym av gas som inhaleras eller exhaleras under en minut, minskar i övergången från vakenhet till NREM-sömn. Förutom detta är andningen regelbunden under NREM-sömn och oregelbunden under REM-sömn. Andningsmönstret är snabbare och ytligare under alla sömnstadier i jämförelse med vaket tillstånd och tidalvolymen är lägre i REM-sömn än vaket tillstånd [16]. Denna information bevisar att ventilationen minskar under sömn, speciellt under REM-sömn.

### 2.2 Andning - anatomi och fysiologi

Respirationssystemet är ett viktigt system och ansvarar främst för andning, men har också andra uppgifter, såsom att ta in luft, värma och filtrera luften samt låta luften passera vidare från ett organ till ett annat [17]. I systemet ingår mun, näsa, bihålor, svalg, luftstrupe, bronker, lungor, diafragma och revben (se bild 2.1).

Lungorna är uppbyggda kring luftrören, som grenar sig från luftstrupen och sprider sig till små lungblåsor [18]. Diafragman, en muskel, hjälper lungorna att inhalera och exhalera.



Figur 2.1: Respirationssystemets övergripande anatomi. Svensk översättning: Nasal cavity - näshåla. Pharynx - svalg. Larynx - struphuvud. Trachea - lufstrupe. Right and left bronchus - Bronker. Bronchiole - bronkioler. Alveoli - Alveoler. Diaphragm - Diafragma. Bilden från [19].

Det lilla (lung)kretsloppet [20] förklarar hur det syrefattiga blodet börjar i höger förmak och sedan pumpas till höger kammare. Från kammaren pumpas blodet ut i lungpulsådern, som förgrenar sig till båda lungorna och fortsätter att förgrena sig till mindre artärer och slutligen lungkapillärer som omsluter lungblåsorna. Det är inuti lungblåsorna som gasutbytet mellan luft och blod, med hjälp av diffusion, sker. Blodet tar upp syrgas [18] och koldioxid lämnar blodet, ventileras ut genom andningsluften. Kapillärerna går ihop till större lungvenor som sedan mynnar ut i vänster förmak, där det stora kretsloppet påbörjas.

Ventilation, som är rörelsen av gas ut ur och in till lungorna, är ett komplext system med en utandnings- och inandningsreserv samt kvarvarande luft i alveolerna för att förebygga kollaps av lungorna [21]. De viktigaste lungvolymerna är tidalvolym (TV), inandningsreservvolym (IRV), utandningsreservvolym (ERV) och restvolym (RV) [22]. Den första är mängden luft som kan bli inhaled eller exhaled under en andningscykel och kan beskriva hur bra mekaniken av lungorna är. Den andra är mängden luft som kan inandas med tvång efter en normal TV. Den tredje är mängden luft som kan utandas med tvång efter en TV. Den sista viktiga är den kvarvarande luften efter en maximal exhalation. I tabell 2.1 visas de olika lungvolymerna hos en frisk människa.

Tabell 2.1: De olika lungvolymerna

Lungvolym	ml
TV	300-500 ml
IRV	1900-3300 ml
ERV	700-1200 ml
RV	1200 ml

En vuxen, frisk människa ska ha i genomsnitt 12-20 andetag per minut (BPM) [23]. Detta motsvarar en andningsfrekvens på 0.2-0.33 Hz, detta kommer användas senare i avsnitt 3.3.3. Varje andetag gör att, i genomsnitt, den nedre och sidodelen av bröstkorgen rör sig uppåt och nedåt cirka 3-5 mm vid inandning och rör sig åt sidan cirka 1-2 mm [25]. Denna rörelse beror på ökningen av lungornas volym, diafragmans förflyttning och även hjärtslagen [24]. Dock är rörelsen som orsakas av hjärtslagen minimal, 0.2-0.5 mm, jämfört med den som uppstår vid andning [25]. Enligt en forskning [26] är den bästa relationen mellan inandning och utandning 2:1, alltså att utandningen är dubbelt så lång som inandningen.

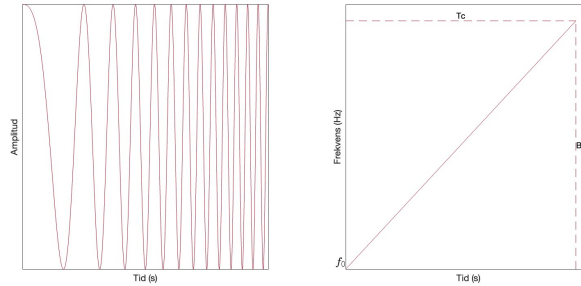
Det finns skillnad mellan män och kvinnor när det kommer till andningen. Kvinnor har proportionellt mindre lungor och luftvägar än män och formen på revbenen och lungorna skiljer sig mellan könen [27],[28]. De funktioner som skiljer sig mellan könen i strukturen av andningssystemet är dock minimala i vila.

## 2.3 Principen bakom FMCW-radar

Principen bakom en radar som använder frekvensmodulerad kontinuerlig våg (FMCW) är grundad på emission av radiovågor i form av sinusformade signaler, kallade "chirp" [30]. Det som särskiljer FMCW från kontinuerlig våg (CW) är dessa chirps som periodiskt och linjärt ändrar frekvensen under mätningen [32].

Chirp-signalen visualiseras i figur 2.2. Där visas chirpens egenskaper: en initial frekvens  $f_0$ , ett frekvensintervall,  $B$ , som kallas bandbredd, och en tidslängd,  $T$  [33]. Grafen över frekvensen som funktion av tiden har en lutning,  $S$ , vilket kan beskrivas som funktion av bandbredden och tidslängden enligt ekvation 2.1.

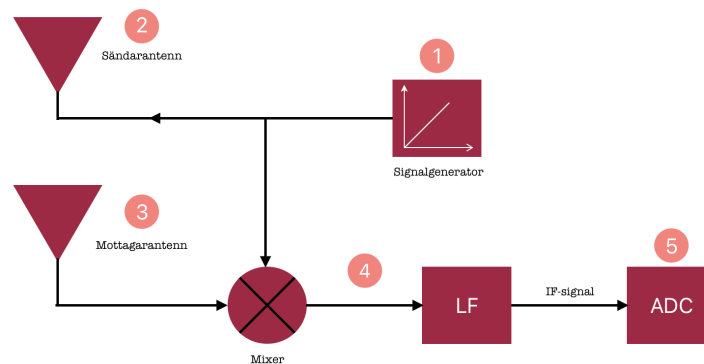
$$S = \frac{B}{T} \quad (2.1)$$



Figur 2.2: Chirps illustration: (a) visar dess amplitud som funktion av tiden, (b) visar dess frekvens som funktion av tiden.

Chirpen som genereras av radarn genomgår följande process: generering, sändning, mottagning och efterföljande behandling [33]. Dessa är tydligt representerade och visualiserade, i form av ett blockschema med fem steg, i figur 2.3. Dessa beskrivs också enligt följande:

1. En chirp-signal genereras av signalgeneratoren.
2. Chirpen sänds ut av sändarantennen.
3. Signalen fångas upp av mottagarantennen efter att ha träffat objektet och reflekterats tillbaka.
4. En mixer kombinerar den utsända och mottagna signalen, varefter den resulterande signalen genomgår filtrering med ett lågpasfilter. Därefter erhålls en signal med mellanfrekvens (IF). IF-signalen används för att avläsa avståndet mellan objektet och radarn.
5. IF-signalen omvandlas sedan till digital form av en analog-till-digital-omvandlare (ADC).



Figur 2.3: Blockschema för en FMCW-radar.

Den utsända signalen  $T_S(t)$  kan matematiskt definieras med ekvationen 2.2 där  $A(t)$  representerar spänningens amplitud [34]. Ekvationen visar även den sinusformade delens fas som förändras beroende på den linjära frekvensförändringen.

$$T_S(t) = A(t)\sin[2\pi(f_0t + \frac{B}{2T}t^2)] \quad (2.2)$$

När signalen når objektet, som befinner sig på ett avstånd  $D_0$  från radarn, reflekteras den tillbaka enligt Dopplereffekten och fångas sedan upp av radarn. Signalen kan beskrivas med ekvation 2.3 där den enda skillnaden från den utgående signalen är den tidsfördröjningen som betecknas som  $t_d$ . Denna fördröjning beskrivs med avståndet  $D_0$  och ljusets hastighet  $c$  enligt ekvation 2.4. Här är  $B(t)$  spänningens amplitud.

$$R_S(t) = B(t)\sin[2\pi(f_0(t - t_d) + \frac{B}{2T}(t - t_d)^2)] \quad (2.3)$$

$$t_d = \frac{2D_0}{c} \quad (2.4)$$

Efter att signalerna  $T_S(t)$  och  $R_S(t)$  har passerat mixern och lågpasfiltret, produceras den slutgiltiga IF-signalen  $S(t)$ , ekvation 2.5. Den innehåller enbart en tidsberoende komponent, medan övriga delar beskriver signalens fas. Emellertid kan den kvadrerade termen i fasan antas närma sig noll när avståndet mellan radarn och objektet är litet, vilket möjliggör att den slutliga IF-signalen kan uttryckas enligt ekvation 2.6. Spänningens amplitud här betecknas som  $C(t)$ .

$$S(t) = C(t)\cos[2\pi(\frac{2BD_0}{cT}t + \frac{2f_0D_0}{c} + \frac{B}{2T}(\frac{2D_0}{c})^2)] \quad (2.5)$$

$$S(t) \approx C(t)\cos[2\pi(\frac{2BD_0}{cT}t + \frac{2f_0D_0}{c})] \quad (2.6)$$

När det finns flera objekt framför radarn är det viktigt att kunna skilja mellan dem, vilket gör avståndsupplösningen avgörande. Det är möjligt att upprätthålla avståndsupplösningen så länge objekten inte är för nära varandra [30]. För FMCW-radar kan avståndsupplösningen beräknas med ekvation 2.7.

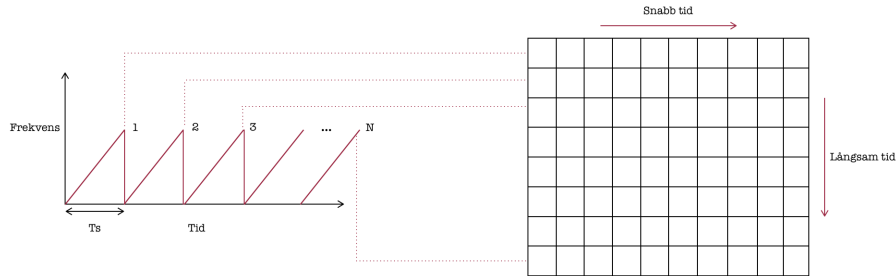
$$d = \frac{c}{2B} \quad (2.7)$$

### 2.3.1 Den insamlade data från FMCW-radar

Datan från alla chirps från FMCW-radar samlas in i en matris enligt figur 2.4. Figuren visar att den insamlade datan från varje chirp placeras i den motsvarande raden i den slutliga matrisen. Detta sker efter att data har passerat ADC, vilket är steg 5 i figur 2.3.

Det är viktigt att förstå de två tidsskalorna som nämns i figuren. Den första, som kallas snabb tid, refererar till tiderna inom en enda chirp, medan den andra hänvisar till tidpunkterna då varje ny chirp sänds ut [31]. Den senare kallas

långsam tid. I figuren markeras även tidsskillnaden mellan varje två chirps som  $T_s$ . Dessutom kan sändningsfrekvensen, vilket är frekvensen som chirpsen sänds ut med, beräknas som  $f_s = \frac{1}{T_s}$ .



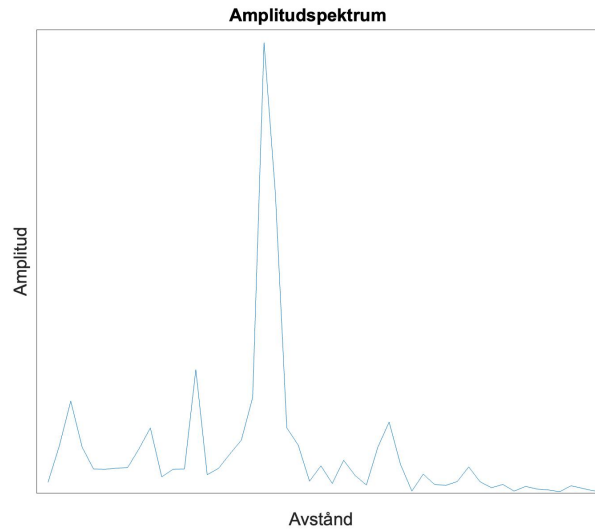
Figur 2.4: Illustration av hur datan från FMCW-radar samlas in i den slutliga matrisen.

### 2.3.2 Avstånds-FFT

För att erhålla fasdata är det första steget att extrahera data för en chirp och sedan beräkna den snabba Fouriertransformen (FFT, se avsnitt 2.5.1) av datan. Genom att analysera amplitudspektrumet som en funktion av frekvens, kan de olika frekvenskomponenterna i IF-signalen identifieras. Vid reflektion av signalen, på ett specifikt avstånd från radarn, observeras en topp i amplitudspektrumet vid den frekvens som motsvarar det aktuella avståndet. Detta uttrycks i ekvation 2.8, givet ekvationerna 2.1 och 2.6. Denna typ av FFT-applikation benämns vanligtvis avstånds-FFT, då dess syfte är att bestämma avstånd. Varje punkt i avstånds-FFT kallas för range bin, vilket motsvarar en kolumn i matrisen som visas i figur 2.4.

$$f_{IF} = \frac{2BD_0}{cT} = \frac{2SD_0}{c} \quad (2.8)$$

I figur 2.5 visas ett exempel på amplitudspektrum som en funktion av avstånd för data från en chirp. När signalen reflekteras från ett enda objekt, kan en tydlig och hög topp identifieras i spektrumet och dess motsvarande range bin betraktas som rik på den önskade datan. Däremot, om flera toppar förekommer betyder det att flera objekt har reflekterats, vilket kräver att en strategi utvecklas för att välja rätt topp.



Figur 2.5: Exempel på amplitudspektrum som en funktion av avstånd för data från en chirp.

## 2.4 Detektering av andning med en FMCW-radar

Andningsfrekvensen kan mätas med radarn eftersom bröstorgens rörelse kan upptäckas genom förändringar i den reflekterade signalens fas [38], då fasan är mycket känslig för små rörelser [30]. Fasan representeras som den andra termen i cosinusfunktionen för den slutliga IF-signalen enligt ekvation 2.6 och kan skrivas som:

$$\phi = \frac{4\pi f_0 D_0}{c} = \frac{4\pi D_0}{\lambda} \quad (2.9)$$

där våglängden  $\lambda = c/f_0$ . Genom att skicka ut och reflektera tillbaka två konsekutiva chirps med en viss tidsskillnad,  $\Delta\tau$ , kan fasskillnaden,  $\Delta\phi$ , och den relativa förflyttningen,  $\Delta D_0$ , av objekten, i detta fall bröstorgens, beräknas enligt ekvationen:

$$\Delta\phi = \frac{4\pi f_0 \Delta D_0}{c} = \frac{4\pi \Delta D_0}{\lambda} \quad (2.10)$$

En frekvens på  $f_0 = 77\text{GHz}$ , vilket enligt ekvation 2.10 resulterar i en fasskillnad på  $\Delta\phi = \pi = 180^\circ$  när förflyttningen är så liten som 1 mm. Detta visar att IF-signalens fas är mycket känslig för små rörelser i millimeterområdet.

## 2.5 Signalbehandling

I kommande avsnitt tas en teoretisk syn på Snabb Fourier Transform och Wavelet-analysen upp.

### 2.5.1 Snabb Fourier Transform

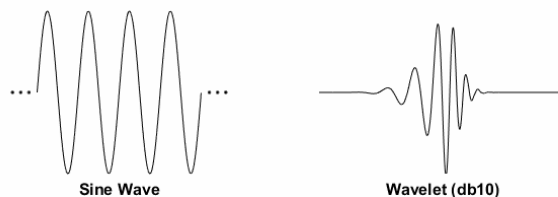
Snabb Fourier Transform (FFT) är en matematisk algoritm som konverterar diskreta signaler från tidsdomän (TD) till frekvensdomän (FD) [35]. Transformen är en viktig metod inom ljud- och akustikmätningens vetenskap, bland annat för att göra kvalitetskontroll [36]. Anledningen till att FFT är så användbar inom ingenjörskonsten, beror på att Fourier transformen beräknas snabbt, vilket är avgörande för att kunna förstå frekvenskomponenter. Denna beräkning är effektiv, då algoritmen utnyttjar symmetri, vilket minskar komplexiteten i jämförelse med den vanliga Fourier transformen [37].

### 2.5.2 Wavelets

Wavelets är en kraftfull metod inom signalbehandling som möjliggör en effektiv och mångsidig analys av signaler. Wavelet-transformen förbättrar den klassiska Fouriertransformen genom att ersätta den traditionella trigonometriska funktionen som basfunktion med en wavelet-funktion [39]. Denna transform realiserar dekompositionen och rekonstruktionen av funktionen och kan avspegla förändringarna i signalfrekvenskomponenter över tiden. Genom skalning och translation kan Wavelet-transform utföra en detaljerad analys av funktioner eller signaler på flera skalnivåer [40].

Denna teknik har använts i stor utsträckning inom mönsterigenkänning, signalbehandling, bildbehandling och liknande områden på grund av dess förmåga att hantera både tidsdomän- och frekvensdomänegenskaper hos en signal.

Wavelets är små, korta vågformade funktioner med effektivt begränsad varaktighet och med ett medelvärde av noll och icke-noll norm. Jämfört med sinusvågor, som används i Fourieranalys, har wavelets några viktiga skillnader. Sinusoider sträcker sig från minus till plus oändlighet och är jämnare och mer förutsägbara, medan wavelets tenderar att vara oregelbundna och asymmetriska.



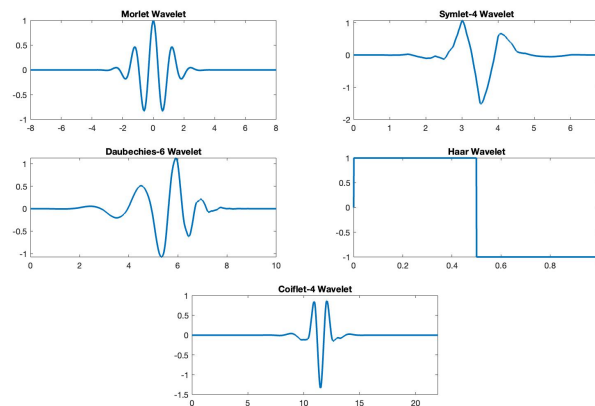
Figur 2.6: Jämförelse mellan en sinusvåg och en Daubechies 10 wavelet. Bilden från [41].

I Fourieranalys bryts en signal upp i sinusvågor med olika frekvenser. På liknande sätt bryts en signal i wavelet-analys upp i skiftade och skalade versioner av den ursprungliga waveleten. På grund av wavelets oregelbundna form är de mer lämpade för att analysera signaler med skarpa förändringar än släta sinusoider,

och de kan bättre beskriva lokala egenskaper hos en signal med sin lokaliserade utsträckning.

Wavelets är ett samlingsnamn för olika varianter, var och en med distinkta egenskaper som gör dem lämpliga för olika tillämpningar inom signalbehandling. Några vanliga typer inkluderar Haar, Daubechies, Coiflet, Symlet och Morlet wavelet [42], se figur 2.7.

Wavelet-dekompositionsnivå refererar till antalet skalnivåer och translationer som tillämpas på en signal. Ökad information om signalens frekvensinnehåll och lokala egenskaper uppnås genom att öka antalet nivåer i wavelet-dekompositionen. Minskning av antalet nivåer resulterar istället i en grövre analys, där högupplöst information inte betonas lika mycket.



Figur 2.7: Plot av de vanliga typerna av wavelets, inklusive Haar, Daubechies (db4), Coiflet (coif4), Symlet (sym8) och Morlet wavelet.

# 3

## Metod

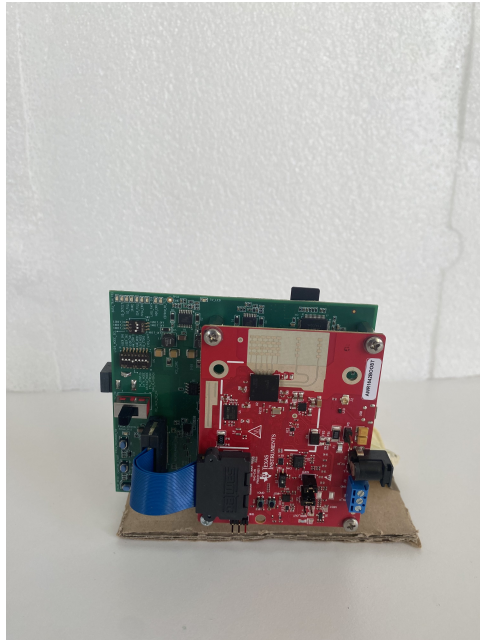
Information om den använda utrustningen, datainsamlingen, de olika miljöerna där arbetet utfördes och metoden för projektet presenteras i detta kapitel.

### 3.1 Projektets utrustning och dess konfigurering

Nedan presenteras de olika apparater som användes under projektet. Detta omfattade radarsensorn, vilken både mottog och sände ut signaler, datainsamlingsenheten, samt andningssensorn som användes för att skapa en referensmätning för att validera radarsensorns resultat. Dessutom kommer processen för konfigurering att förklaras.

#### 3.1.1 Radarsensor - mottagare och utsändare

Under projektets gång användes Texas Instruments AWR1642Boost (se bild 3.1), en användarvänlig mmWave-sensor med en förinställd startfrekvens på 77 GHz. Denna sensor möjliggjorde både sändning och mottagning av signaler tack vare sina inbyggda sändnings- och mottagarantennerna. Dessutom stöddes sensorn av mmWave-verktyg och programvaran mmWave Studio. Insamlingen av data möjliggjordes med hjälp av den andra enheten, se avnitt 3.1.2.

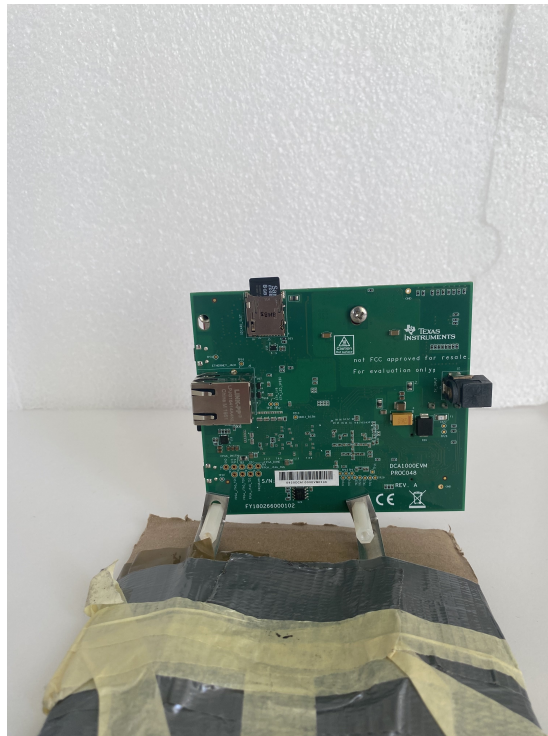


Figur 3.1: Sensorn Texas Instruments AWR1642Boost.

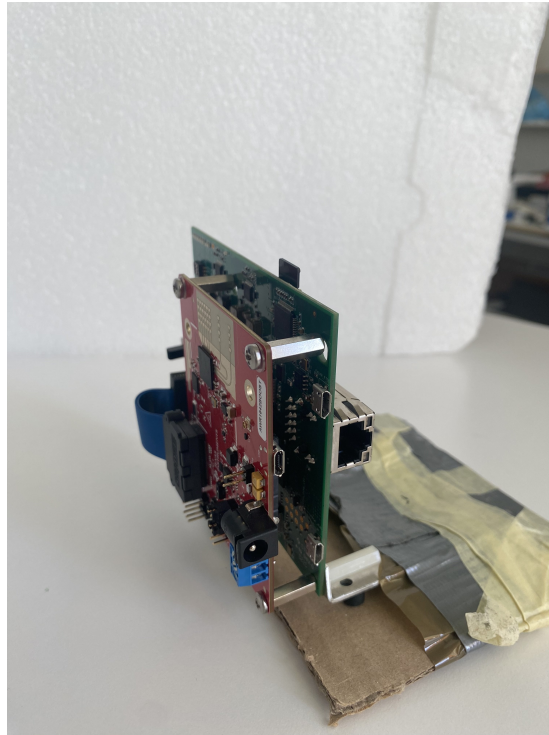
### 3.1.2 Datainsamlingsenhet - en bro mellan sensor och dator

Den önskade datan samlades in med hjälp av DCA1000EVM inspelningsenhet (se bild 3.2). Denna enhet ger realtidsdatainsamling och strömning till lågspänningsdifferentialsignalerings-trafik (LVDS) från sensorn Texas Instruments AWR1642Boost. Den fungerade därför som en mellanhand mellan sensorn och datorn. Enheten möjliggjorde att all data sparades i en fil, med hjälp av mmWave Studio, innan den överfördes till den anslutna datorn för vidare bearbetning och analys. Målet med bearbetningen var att noggrant analysera den insamlade datan och extrahera relevant information.

Bild 3.3 visar hur sensorn och inspelningsenheten var kopplade under mätningarna.



Figur 3.2: DCA1000EVM inspelningsenhet.



Figur 3.3: Sensorn och inspelningsenheten

### 3.1.3 Referenssensor - för noggrannheten av radarn

För att göra en jämförelse och skapa en referenspunkt användes även en andningssensor från Biosignalsflux (se bild 3.4).



Figur 3.4: Andningssensor som fungerade som referensmätning

Biosignalplux är en piezoelektrisk datainsamlingsenhet som består av ett bälte som placeras runt bröstkorgen (se bild 3.5) och en USB-enhet som ansluts till datorn [45]. Detta tillvägagångssätt syftade till att säkerställa en grundlig och jämförbar utvärdering av radarsensorns prestanda under olika situationer.



Figur 3.5: Uppkoppling av andningssensorn

### 3.1.4 Konfigurering av FMCW-radar

För att inleda arbetet krävdes konfigurering av radarn i programmet mmWave Studio. De angivna parametrarna redovisas i tabell 3.1. Frekvenslutningen, som används för att skapa en digital signal genom att generera sinusvågor och variera frekvensen över tiden, ställdes in på  $80 \text{ MHz}/\mu\text{s}$ . Avståndsupplösningen, vilken definieras som upplösningen för varje range bin, bestämdes genom att sätta bandbredden,  $B$ , till  $3.6 \text{ GHz}$  enligt ekvation 2.7.

Vidare användes 1000 chirps per mätning, som var 50 sekunder lång. Sändningsfrekvensen,  $20 \text{ Hz}$ , beräknades genom att ta inversen av periodiciteten, vilket är tiden mellan varje chirp. Nyquistfrekvensen bestämdes sedan enligt Nyquistvillkoret till  $10 \text{ Hz}$ , vilket är den nödvändiga frekvensen för att inte förlora någon information.

Tabell 3.1: Viktiga parametrar för radarsensorn

Start frekvens	77 GHz
Frekvenslutning	80 MHz/ $\mu$ s
Bandbredd	3.6 GHz
Tidslängd	45 $\mu$ s
Avståndsupplösning	0.0417 m
Samplingsfrekvens	6250 kHz
Periodicitet	50 ms
Sändningsfrekvens	20 Hz
Samples	256

## 3.2 Datainsamling

Nedan beskrivs genomförandet av samtliga experiment, inklusive varierande positioner, olika andningsmönster, användning av täcke med mera. Dessutom specificeras vilka försökspersoner som deltog i experimenten.

### 3.2.1 Försökspersoner

För att säkerställa att experimenten och datanalen var pålitliga och robusta, agerade gruppmedlemmarna som försökspersoner. Försökspersonerna bestod av två kvinnor och en man i åldersspannet 22-27 år, utan kända sjukdomar. Mer information i tabell 3.2.

Tabell 3.2: Information om försökspersonerna

Försöksperson	Ålder	Längd	Kön	Patologi
A	27	170cm	Kvinna	Nej
B	22	174cm	Man	Nej
C	22	168cm	Kvinna	Nej

### 3.2.2 Mätning i labbmiljö

Då projektets syfte var att testa tillförlitligheten hos FMCW-radarn, var det viktigt att förstå dess effektivitet när det gäller att mäta andning i olika sömnpositioner. Därför genomfördes flera mätningar med en av försökspersonerna i positioner som ansågs vara typiska under sömn.

Initialt låg försökspersonen stilla på rygg (se bild 3.6) på en brits och andades normalt. Avståndet mellan radarn och britsen var 80 cm i början och radarn placerades rakt ovanför försökspersonen med utsändningsantennen riktad mot bröstkorgen med hjälp av ett stativ. Nästa steg var att ligga på höger sida (se bild 3.7) och upprepa samma tillvägagångssätt och till sist på mage (se bild 3.8).

Detta innebar att ändra andningsmönstret, från normal andning till hyperventilation (>20 andetag per minut) och sedan införa olika andningsuppehåll, som kunde likna sömnapné.



Figur 3.6: Mätning i labbmiljö då försökspersonen ligger på rygg.



Figur 3.7: Mätning i labbmiljö då försökspersonen ligger på sida.



Figur 3.8: Mätning i labbmiljö då försökspersonen ligger på mage.

För att återkomma till projektets syfte, gjordes dessa experiment för att säkerställa att radarn är robust i olika positioner och andningsmönster. Dessa faktorer är viktiga att ha i åtanke, då de kan variera under sömn när en person inte är medveten om sina rörelser och omgivning och måste kunna detekteras för att ge en pålitlig radar.

### 3.2.3 Mätning i verklighetsbaserade situationer

De verklighetsbaserade mätningarna gjordes i ett rum som innehöll en säng med träram, ett sidobord i trä och ett större bord användes för att placera datorn på. Liknande process gjordes som i labbmiljön. Detta innebar att försökspersonen låg stilla på sängen, först på rygg, sedan på höger sidan och till slut på mage, och andades först normalt och sedan med varierande andning. Avståndet var cirka 110 cm mellan radarn och försökspersonen.

Stativet placerades med ena benet på ett bord, ett annat på en kant på väggen och med sista benet på träarmen av sängen (se bild 3.9). Denna placering valdes för att undvika störningar från madrassens rörelser när försökspersonerna hyperventilerade.

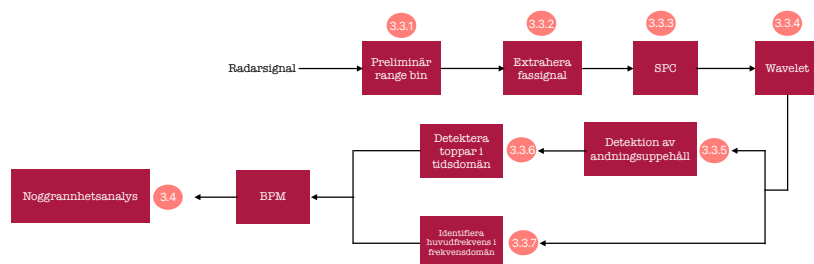


Figur 3.9: Radarsensorn med stativ på kant

Alla tre försökspersoner gjorde alltså samma process. Alla tre liggande positioner med normal och varierande andning, med och utan täcke. Detta gjordes för att efterlikna en normal sovmiljö, med en säng och normal madrass då detta inte erbjöds i labbmiljö.

### 3.3 Databehandling

Sex steg följdes för att få en slutgiltig utsignal av insignalen från radarn. Första steget var att få en preliminär range bin manuellt genom att ange ett ungefärligt avstånd mellan radar och försökspersonen. Därefter extraherades fassignaler från ett intervall av range bins. Sedan hittades den slutgiltiga range bin med hjälp av metoden rumslig faskohärens (SPC). I fjärde steget filtrerades och normaliserades signalen för att förenkla analys av datan. Femte steget bestod av två olika metoder för att uppskatta andningsfrekvens. Sista steget bestod av att jämföra radarsignalen med referenssignalen. Figur 3.10 ger en visuell förklaring av databehandlingen.



Figur 3.10: Blockschema över databehandlingsprocessen med hänvisning till motsvarande avsnitt i texten där varje block förklaras.

#### 3.3.1 Val av preliminär range bin

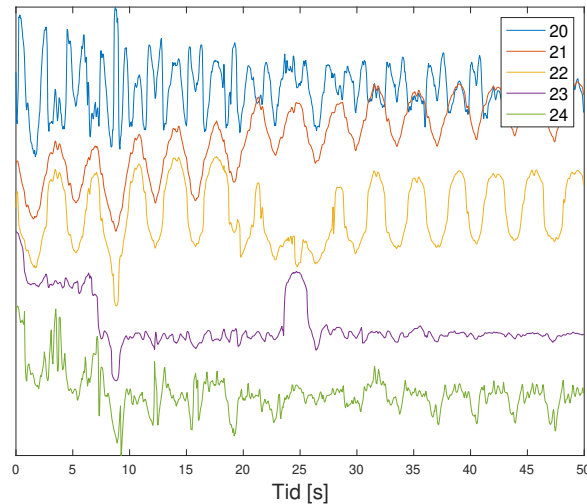
För att kunna identifiera de önskade parametrarna var det viktigt att hitta de rätta range bins [43]. För att undvika felaktig selektion av range bin för mätningar där andra hög-reflekterade föremål fanns inom radarns räckvidd, utvecklades en mer manuell metod. Denna baserades på att en preliminär range bin bestämdes med hjälp av ett ungefärligt avstånd från radarn till försökspersonen, vilket angavs av användaren. Ekvation 3.1 beskriver val av den preliminära range bin.

$$r_{main} = \left\lceil \frac{k}{d} \right\rceil \quad (3.1)$$

Här representerar  $r_{main}$  den valda range bin,  $d$  är avståndsupplösningen enligt ekvation 2.7, och  $k$  är ett ungefärligt avstånd från radarn till försökspersonen.

Efter att denna range bin fastställdes valdes de fyra närliggande range bin, vilket motsvarade ett intervall på cirka 20 cm, enligt 2.7. Denna strategi syftade till att öka möjligheterna att detektera andningssignalen, som kan finnas

i de närliggande range bin, se figur 3.11, och samtidigt minska risken för att användaren anger felaktig information, då exakt avstånd inte har specificerats till algoritmen.



Figur 3.11: Den preliminära range bin som valdes genom att, manuellt, ange ett avstånd mellan radarn och försökspersonen. I detta exempel valdes 22 som preliminär range bin. Dess fyra närliggande range bins blev i detta fall 20, 21, 23 och 24, som också presenteras i figuren.

### 3.3.2 Extraktion av fassignal

Fasdatan för den identifierade toppen kan beräknas som argumentet för utsignalen från den komplexa avstånds-FFT för den aktuella toppen. Upplösningen av avstånds-FFT begränsas av avståndsupplösningen, enligt ekvation 2.7.

Fassignalen genereras när processen upprepas för varje chirp. Alla fasvärden kommer att vara begränsade mellan  $\pm\pi$ , vilket resulterar i diskontinuiteter, vilket kallas för ”veckad” (eng. wrapped) karaktäristik. Processen att kompensera för dessa diskontinuiteter kallas för fasuppväckling (eng. phase unwrapping). Den mest grundläggande metoden innebär att addera eller subtrahera multiplar av  $2\pi$  när det finns en fasförskjutning större än  $\pi$  i den veckade fasen, för att återställa fasens kontinuitet. Genom att kompensera för veckningen möjliggörs vidare bearbetning för att erhålla den relevanta signalen.

### 3.3.3 Implementering av SPC för att hitta den slutliga range bin

För att bestämma den slutliga range bin användes SPC, som tog hänsyn till koherensen mellan faser över flera range bins [44]. Förskjutningar av viktiga signaler var fördelade i flera range bins och observerades samtidigt i faser av dessa bins. Av denna anledning bör koherensen av viktiga signaler vara hög.

Signalen filtrerades först med ett Butterworth filter av fjärde ordningen med brytfrekvenserna på 0.1 och 0.8 Hz, och sedan normaliserades den. Detta gjordes för att endast behålla andningsinformation och göra signalerna från olika range bin mer jämförbara.

Sedan skapades en matris (se bild 3.12), vars storlek berodde på vektorn med preliminära range bins. Därefter beräknades SPC genom, att för varje range bin multiplicera och summera värdena för att ge ett samlat värde. Varje rad av SPC summerades och den raden med det högsta värdet identifierades som den slutliga range bin, vilket innebär att den kommer att användas i den efterföljande signalbehandlingen. Ekvation 3.2 förklarar algoritmen för SPC.

$$SPC(t, r, r') = \sum_{s=t-t_0}^t P(s, r) \cdot P(s, r') \quad \text{för } r \neq r' \quad (3.2)$$

Här representerar  $P$  fassignalen,  $t$  sökningstiden och  $r$  avståndet. Därutöver, är  $r'$  ett fasförskjutet  $r$ , som representerar skilda range bins.

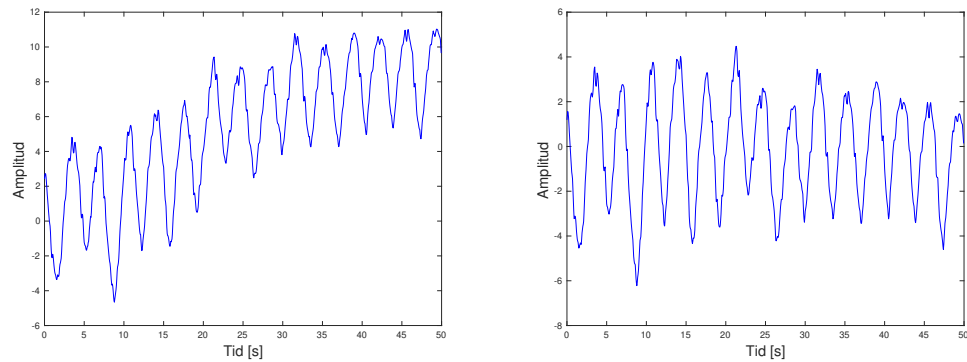
	1	2	3	4	5			
1	0	*	*	*	*	$\xrightarrow{\quad \Sigma \quad}$	1	*
2	*	0	*	*	*		2	*
3	*	*	0	*	*		3	*
4	*	*	*	0	*		4	*
5	*	*	*	*	0		5	*

Figur 3.12: Matrisen med de fem preliminära range bins vertikalt och horisontellt. "0" representerar skärningen mellan två likadana range bins och "\*" representerar ett numeriskt värde.

### 3.3.4 Användning av filter för att få den önskade andningssignalen

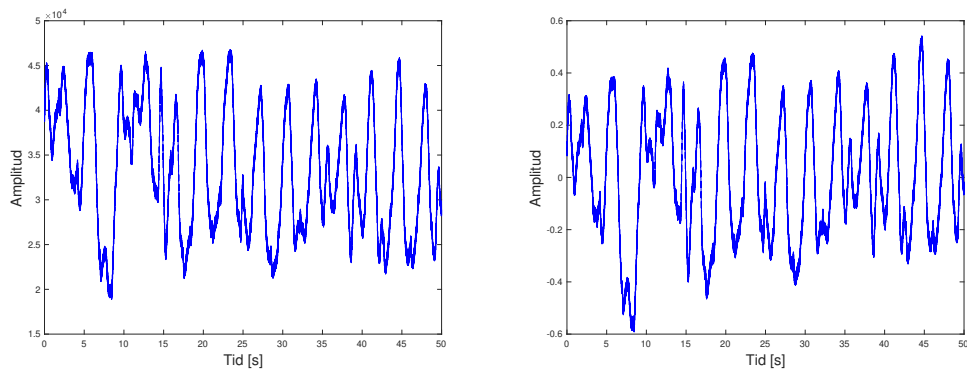
I processen valdes wavelettypen baserat på den genererade signalens karaktär. Efter flera jämförelser mellan andningssignalen och olika wavelettyper, identi-

ferades Coiflet 2 som den mest lämpliga waveleten för att representera andningsmönstret. Därefter bestämdes dekompositionsgraden och ställdes in på 8. Den första detaljkoefficienter sattes till noll, med avsikten att utesluta hjärtfrekvensen och andra potentiella högfrekventa störningar, samt den sista approximationskoefficient sattes till noll för att ta bort eventuell DC-offset. Därefter rekonstruerades signalen med de återstående koefficienterna med samma valda wavelet. Ett exempel på detta presenteras i figur 3.13.



Figur 3.13: Figuren till vänster visar den obearbetade radarsignalen, alltså innan filtrering med wavelet. Figuren till höger är samma signal efter filtrering med wavelet.

Därefter normaliserades och detrenderades signalen för att eliminera ett linjärt mönster eller försjutningar i y-led. Dessa två användes för att förenkla analys av datan som insamlades och jämförelse med referenssignalen, vilket kan ses i figur 3.14.

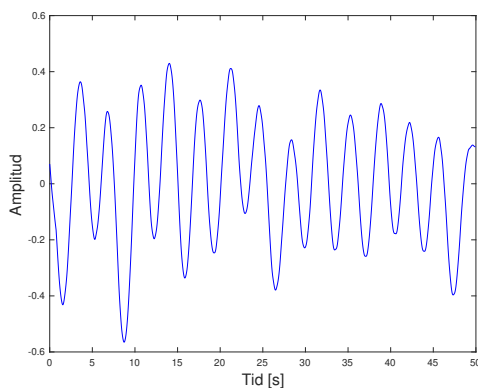


Figur 3.14: Figuren till vänster visar en referenssignal innan de två sista stegen i filtreringen, medan bilden till höger visar samma signal efter filtreringen.

### 3.3.5 Detektion av andningsuppehåll

Detektionen av andningsuppehåll kunde utföras parallellt med metoden som beskrivs i avsnitt 3.3.6.

Initialt applicerades glidande medelvärde-metoden på både radar- och referenssignalen, med ett intervall på 1.5 sekunder för signaler med normal andning, se figur 3.15. Detta gjordes för att minska risken att detektera felaktiga toppar i tidsdomän inför uppskattning av andningsfrekvens, se avsnitt 3.3.6. För signaler med högre andningsfrekvens implementerades en ändring av glidande medelvärde-metoden för både radar- och referenssignalen, där ett intervall på 0.5 sekunder användes. Denna ändring genomfördes med avsikten att undvika förlust av högfrekvent data. I den aktuella metoden krävdes inställningar för glidande medelvärde att ställas in manuellt inför signalbehandlingen av varje mätning.



Figur 3.15: Radarsignal efter applicering av glidande medelvärde.

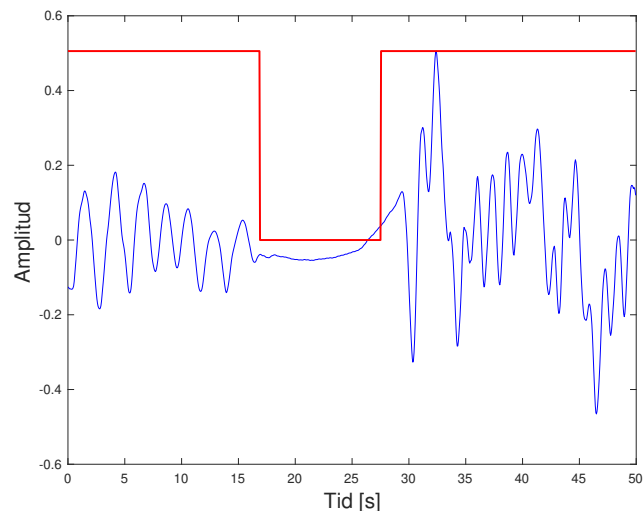
För en mer robust och automatiserad process utforskades en alternativ metod, beskriven i avsnitt 3.3.7, där den ofiltrerade signalen, utan glidande medelvärde, användes.

Den bearbetade andningssignalen delades upp i överlappande fönster om 15 sekunder, med överlappningen på 7.5 sekunder, för att undvika dataförlust. För varje fönster beräknades den lokala variansen för varje datapunkt inom ett 2.5-sekundersintervall. Denna metod användes för att eliminera felaktiga toppar som detekterats enligt metoden beskriven i avsnitt 3.3.6, i områden med andningsuppehåll. Detektionen av andningsuppehåll användes alltså inte i den alternativa metoden beskriven i avsnitt 3.3.7, där andningsfrekvensen uppskattas med FFT.

Genom att använda ett tröskelvärde kunde andningstillståndet fastställas. Med hypotesen att variansen för en platt signal skulle ha ett lågt värde, bestämdes

tröskelvärde till  $8 \times 10^{-4}$ , vilket valdes med empiriska studier. När variansen för ett aktuellt område är under det specificerade tröskelvärde, betraktade algoritmen området som ett potentiellt område med andningsuppehåll.

I varje fönster utfördes även en FFT för att beräkna halvperioden av signalen i det aktuella fönstret. Längden på det potentiella området med andningsuppehåll jämfördes sedan med halvperioden av det föregående fönstret. Om det potentiella området var längre än halvperioden för det föregående fönstret klassificerades det som ett område med andningsuppehåll. Denna process upprepades för varje fönster. Figur 3.16 visualiserar detektion av andningsuppehåll.



Figur 3.16: En signal från en mätning med varierande andningsmönster inklusive andningsuppehåll. Den röda linjen visar detektion av andningsuppehåll. Linjen vid signalens maximala amplitud visar detektion av andning, medan linjen vid amplitudnivå 0 illustrerar detektion av andningsuppehåll.

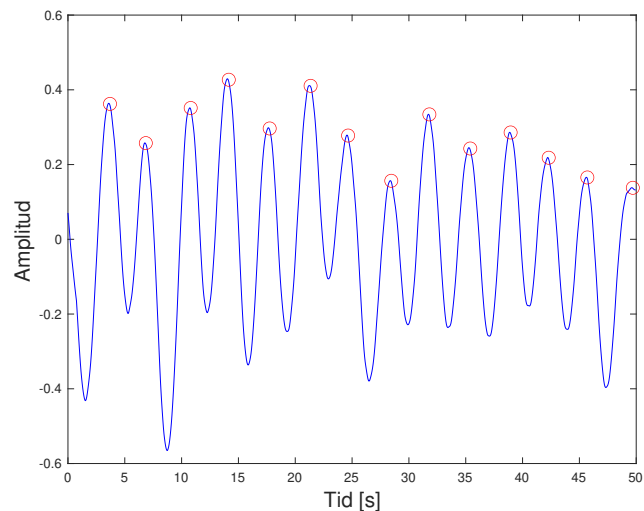
### 3.3.6 Mäta andningsfrekvens i tidsdomänen

Parallellt med processen i avsnitt 3.3.5, utfördes detektion av toppar i tidsdomän. På den redan uppdelade signalen tillämpades den inbyggda MATLAB funktionen, *findpeaks()*, på varje del, för att identifiera signalens lokala maximum.

Denna funktion hade även två alternativa argument som kunde väljas. Den första var att användaren kunde själv bestämma det minsta avståndet mellan varje topp, och andra alternativet var att bestämma den minsta amplituden av toppen. Den förstnämnda valdes genom att anta en rimlig maxfrekvens av andetag, som i detta fall var 50 andetag per minut. Detta motsvarade 1.2 sekunder mellan varje topp. För det sistnämnda alternativet i koden, användes

en metod som involverade att ta 10% av det kvadratiska medelvärdet (RMS) av fönstret. Detta för att det skulle kunna betraktas som en topp, vilket valdes genom empiriska studier.

Dessa två inställningar, tillsammans med detektionen av andningsuppehåll (avsnitt 3.3.5), genomfördes för att säkerställa att rätt topp valdes för beräkning av andningsfrekvens och andningsmönster. Toppar som detekterades för nära varandra eller toppar som beräknades mer än en gång eliminerades. Ett exempel på en effektiv detektion av toppar presenteras i figur 3.17.



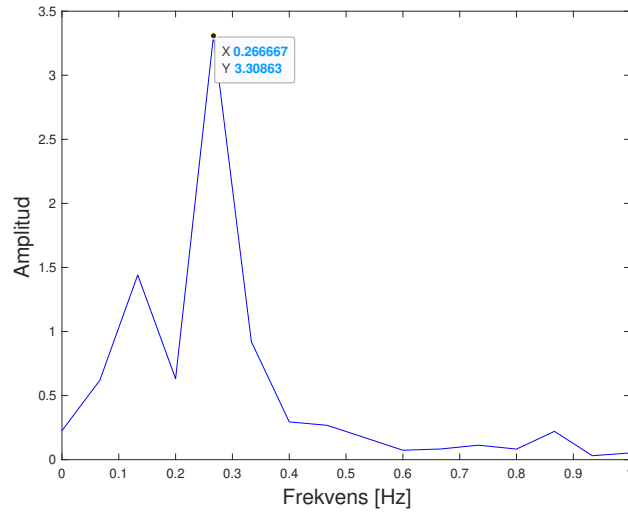
Figur 3.17: Identifiering av toppar i en signal.

Efter att topparna hade identifierats, delades signalen in i fönster om 20 sekunder, som flyttades med 5 sekunder åt gången, så att de överlappade varandra. Därefter kunde tidsintervallet mellan andetag (IBI) beräknas som avståndet mellan två närliggande toppar. Medelvärdet av IBI av varje tidsfönster användes sedan för att hitta BPM för varje fönster.

### 3.3.7 Mäta andningsfrekvens i frekvensdomänen

Även denna metod kunde utföras parallellt med metoden beskriven i 3.3.6. Signalen delades in i överlappande delar med längden och överlappningen enligt tidigare beskrivning. I varje del utfördes en FFT för att dekonstruera signalen i olika frekvenser och detektera huvudfrekvensen. Med antagandet att försökspersonens andningsfrekvens inte understeg 10 BPM, beaktades endast frekvenser över denna gräns, vilket motsvarade 0.1667 Hz. Frekvensen med högst topp i FFT:n, som

också översteg gränsen, identifierades som huvudfrekvensen i den aktuella delen, se figur 3.18. Dessa frekvenser sparades och omvandlades sedan till BPM.



Figur 3.18: Fouriertransform av ett fönster i radarsignalen, med identifierad huvudfrekvens.

### 3.4 Noggrannhetsanalys

För en mer objektiv utvärdering antogs en noggrannhetsmätning enligt ekvation 3.3, där medelvärdet för noggrannheten användes som ett kvantitativt mått på prestanda.

I ekvationen är  $BR_{ref}$  och  $BR_{radar}$  genomsnittet av andningsfrekvensen inom ett givet 20-sekunders tidsfönster, från referensen respektive radarn. För att undvika odefinierade värden ignoreras de tidsfönster där  $BR_{ref} = 0$  i både  $BR_{ref}$  och  $BR_{radar}$ .

$$\text{Noggrannhet} = \frac{BR_{ref} - |BR_{ref} - BR_{radar}|}{BR_{ref}} \times 100 \quad (3.3)$$

# 4

## Resultat

Nedan presenteras alla viktiga resultat som sammanhänger med projektets frågeställning, syfte och mål. Dessa experiment var avgörande för att säkerställa att radarn kan detektera och mäta bröstkorgens rörelser korrekt i olika situationer som kan uppstå under sömn.

Tabellerna är uppdelade i fyra olika kolumner; vilken mätning det är, där bokstaven står för vilken försöksperson som undergår experimentet; position samt medelvärdet för de två olika behandlingsmetoderna, antingen i tidsdomän (TD) eller i frekvensdomän (FD).

### 4.1 Resultat från mätningar gjorda i labbmiljö med fokus på olika andningsmönster

Resultaten från 9 av totalt 32 utförda mätningar i laboriemiljön med normal andning (se avsnitt 4.1.1) samt 4 av totalt 9 med andningsuppehåll (se avsnitt 4.1.2) visas nedan. Då resultaten av mätningarna är många, har gruppen valt att endast ta med de resultat som varit upprepande och därför mer pålitliga.

t

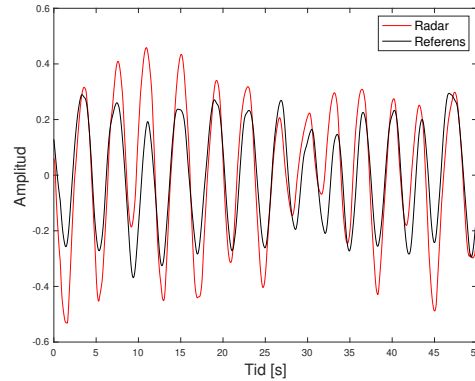
#### 4.1.1 Mätning av normal andning i tids- och frekvensdomän

Tabell 4.1 visar resultat från mätningar behandlade i tidsdomän med hjälp av *findpeaks()* samt i frekvensdomän med hjälp av FFT. Här är medelvärden av de resultat i TD 93.08% och i FD 93.14%.

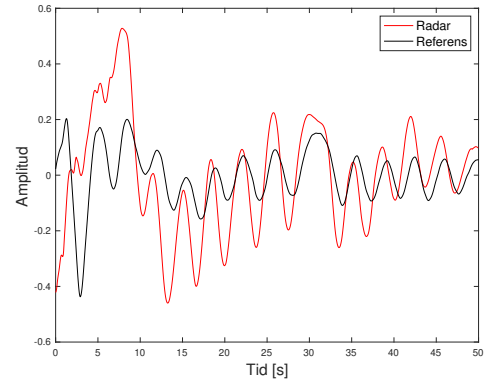
Tabell 4.1: Medelvärde av noggrannheten för mätningar där försökspersonen andas normalt. Medelvärdet anges för bägge typer av behandlingsmetoder.

Mätningar	Position	Medelvärde (TD) (%)	Medelvärde (FD) (%)
A1	Rygg	93.71	84.30
A2	Rygg	89.80	87.63
A3	Rygg	98.90	93.65
A4	Höger sida	92.33	98.47
A5	Höger sida	94.66	98.47
A6	Höger sida	91.64	94.70
A7	Mage	84.34	95.10
A8	Mage	98.55	94.70
A9	Mage	93.75	91.28
<b>Medelvärde:</b>		93.08	93.14

Nedan presenteras de resultat med högst respektive lägst noggrannhet från tabell 4.1. Figur 4.1a visar mätning A3 från kolumnen under TD, där den röda signalen är radarsignalen och den svarta är referenssignalen. Här är noggrannheten 98.90%. Därefter visas den med lägst noggrannhet (se figur 4.1b) i samma domän. Det är mätning A7 med en noggrannhet på 84.34%.



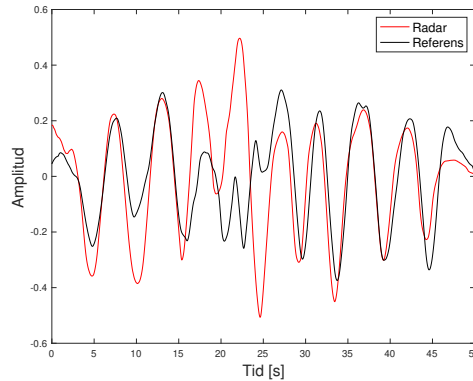
(a) Mätning A3 i tabell 4.1.



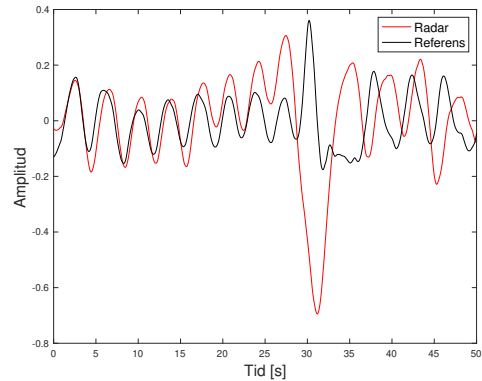
(b) Mätning A7 i tabell 4.1.

Figur 4.1: Figurerna (a) och (b) visar mätningar med den högsta respektive lägsta noggrannhet som behandlades i tidsdomän. I varje figur visas två signaler: radarsignalen i rött och signalen från referensen i svart.

Figur 4.2a visar mätning A4 under kolumnen FD, som har en noggrannhet på 98.47%. Medan den andra, figur 4.2b, visar mätning A1 med en noggrannhet på 84.30%.



(a) Mätning A4 i tabell 4.1.



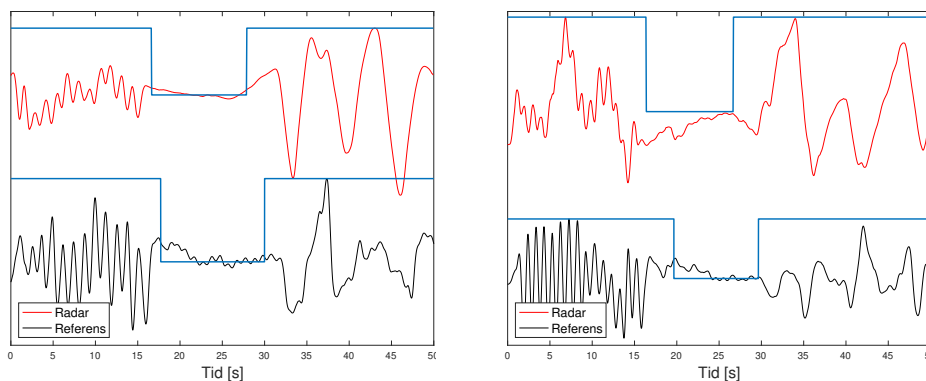
(b) Mätning A1 i tabell 4.1.

Figur 4.2: Figurerna (a) och (b) visar mätningar med den högsta respektive lägsta noggrannhet som behandlades i frekvensdomän. I varje figur visas två signaler: radarsignalen i rött och signalen från referensen i svart.

#### 4.1.2 Resultat av mätningar av andningsuppehåll

Nedan presenteras de resultat som gjordes i labbmiljö, där metoden från avsnitt 3.3.5 användes för att detektera andningsuppehåll. Först presenteras de pålitliga resultaten (se figur 4.3a och 4.3b) och sedan de med mindre pålitliga resultat (se figur 4.4a och 4.4b). Med pålitliga resultat menas att radarns detektion av andningsuppehåll från försökspersonen överensstämmer väl med andningsuppehållet detekterat av referensmätningen.

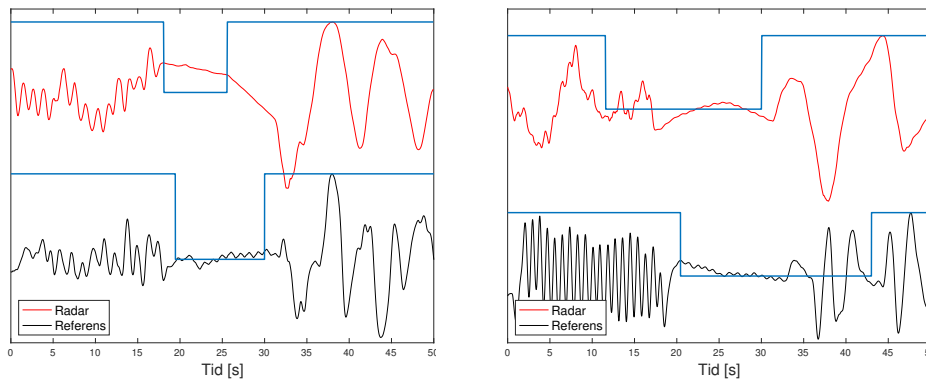
Av figurerna syns det att under de första 15 sekunder hyperventilerar försökspersonen ( $>20$  BPM), sedan simulerar ett andningsuppehåll i ytterligare 15 sekunder, för att till slut andas normalt i 20 sekunder. Den blåa linjen visar detektion av andningsuppehåll. Linjen vid signalens maximala amplitud visar detektion av andning, medan linjens fall illustrerar detektion av andningsuppehåll.



(a) Effektiv upptäckt av andningsuppehåll i en signal från en mätning där försökspersonen ligger på mage.

(b) Effektiv upptäckt av andningsuppehåll i en signal från en mätning där försökspersonen ligger på rygg.

Figur 4.3: Pålitliga resultat där andningsuppehållet detekterat av radarn och referensmätningen överensstämmer. Den röda signalen representerar signalen från radarn och den svarta signalen representerar signalen från referensen.



(a) Mindre effektiv upptäckt av andningsuppehållet i en signal från en mätning där försökspersonen ligger på mage.

(b) Mindre effektiv upptäckt av andningsuppehållet i en signal från en mätning där försökspersonen ligger på rygg.

Figur 4.4: Mindre pålitliga resultat där andningsuppehållet detekterat av radarn och referensmätningen överensstämmer. Den röda signalen representerar signalen från radarn och den svarta signalen representerar signalen från referensen.

## 4.2 Resultat från verklighetsbaserade mätningar med fokus på olika andningsmönster

Nedan presenteras experimenten som utfördes i verklighetsbaserad miljö. Dessa är annorlunda än i labbmiljö, för att en riktig säng användes istället för en brits och att rummet innehöll väldigt lite apparater som kunde störa mätningarna. Detta för att efterlikna vanliga sömnförhållanden. Därutöver, agerade alla tre gruppmedlemmar som försökspersoner, till skillnad från de mätningar i labbmiljö.

Totalt gjordes 63 mätningar och nedan presenteras 54 av dem. Även här är tabellen uppdelad under vilken typ av behandlingsmetod som utfördes. Varje tabell presenterar olika andningsmönster (se tabell 4.2, 4.3, 4.4) förutom det sista tabellen som visar de mätningar gjorda med täcke (se tabell 4.5).

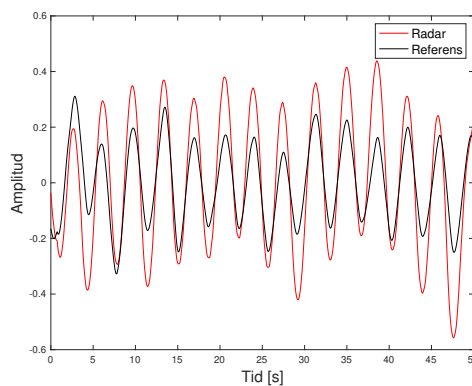
### 4.2.1 Mätningar med fokus på normal andning

Nedan presenteras resultaten med fokus på normal andning i olika positioner. Medelvärde som fås efter signalbehandlingen i både TD och FD anges här. Resultaten har ett medelvärde på 91.93 % i TD samt 94.43% i FD (se 4.2).

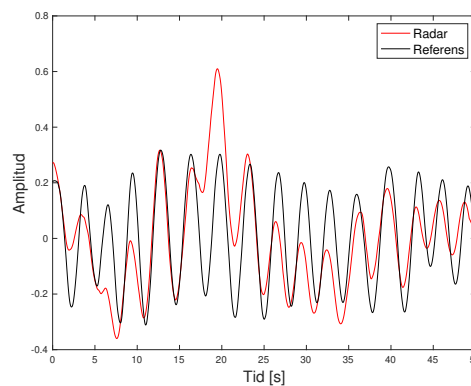
Tabell 4.2: Medelvärden av noggrannheten för mätningar där försökspersonen andas normalt.

Mätning	Position	Medelvärde (TD) (%)	Medelvärde (FD) (%)
A1	Rygg	82.22	98.67
A2	Rygg	98.65	97.88
A3	Höger sida	92.38	95.33
A4	Höger sida	93.26	97.73
A5	Mage	91.26	90.97
A6	Mage	97.64	98.37
B1	Rygg	99.29	99.07
B2	Rygg	98.17	92.11
B3	Höger sida	90.52	93.11
B4	Höger sida	92.44	89.40
B5	Mage	96.33	67.41
B6	Mage	99.44	96.67
C1	Rygg	99.11	98.47
C2	Rygg	93.58	95.13
C3	Höger sida	84.64	98.67
C4	Höger sida	91.81	97.73
C5	Mage	99.12	98.67
C6	Mage	89.32	94.40
<b>Medelvärde:</b>		91.93	94.43

Signalen med högsta medelvärde från tabell 4.2 i TD presenteras i figur 4.5a, medan den med lägsta medelvärde kan ses i figur 4.5b. Radarsignalen är markerad i rött och referenssignalen i svart.



(a) Mätning B6 i tabell 4.2.



(b) Mätning A1 i tabell 4.2.

Figur 4.5: Signaler med högsta (4.5a) och lägsta (4.2b) medelvärde efter bearbetning i tidsdomän.

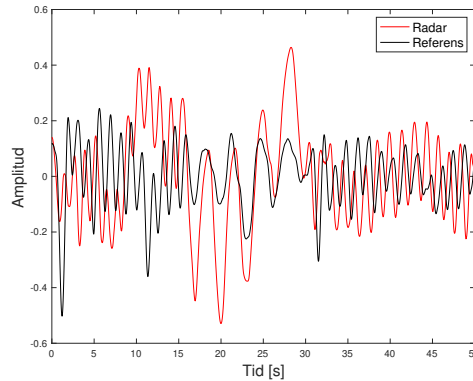
## 4.2.2 Mätningar med fokus på varierande andning med hyperventilation

Nedan presenteras nästa andningsmönster. Detta andningsmönster inkluderar hyperventilation i de första 15 sekunder, därefter normal andning i ytterligare 15 sekunder och till sist 20 sekunder av hyperventilation. Resultaten presenteras i en tabell som i föregående avsnitt, alltså medelvärden i både tidsdomän och frekvensdomän. Dessa har ett medelvärde på 77.70% respektive 59.53%.

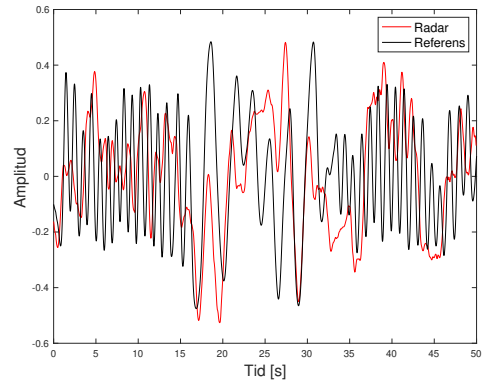
Tabell 4.3: Medelvärde av noggrannheten för mätningar där försökspersonen andas i olika andningsmönster inklusive hyperventilation.

Mätning	Position	Medelvärde (TD) (%)	Medelvärde (FD) (%)
A7	Rygg	72.25	31.87
A8	Rygg	75.33	60.85
A9	Höger sida	90.42	80.04
A10	Höger sida	87.28	86.20
A11	Mage	88.06	79.08
A12	Mage	92.34	79.21
B7	Rygg	76.84	69.91
B8	Rygg	73.41	75.40
B9	Höger sida	89.09	72.55
B10	Höger sida	64.58	52.07
B11	Mage	72.62	8.41
B12	Mage	78.95	52.21
C7	Rygg	62.85	60.87
C8	Rygg	64.37	33.71
C9	Höger sida	82.58	69.17
C10	Höger sida	76.87	62.65
C11	Mage	73.60	85.61
C12	Mage	79.40	11.83
<b>Medelvärde:</b>		77.70	59.53

Figur 4.6 presenterar de två slutliga signalerna med högsta respektive lägsta medelvärde, efter bearbetning i tidsdomän, från tabell 4.3.



(a) Mätning A12 i tabell 4.3.



(b) Mätning C7 i tabell 4.3.

Figur 4.6: De slutliga bearbetade signaler med högsta (4.6a) samt lägsta (4.6b) medelvärde av noggrannhet. I varje figur syns två signaler: den röda som är radarsignalen och referenssignalen i svart.

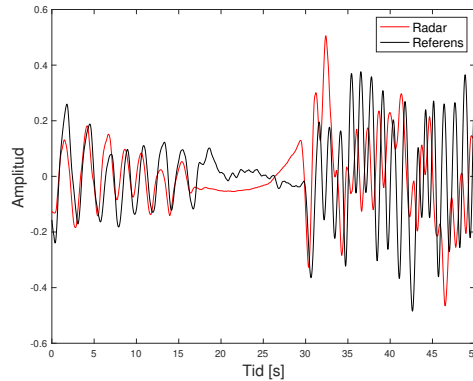
### 4.2.3 Mätningar med fokus på varierande andning med andningsuppehåll

Här presenteras resultaten av mätningarna med fokus på andningsuppehåll. Detta andningsmönster inkluderar hyperventilation i de första 15 sekunder, därefter andningsuppehåll i ytterligare 15 sekunder och till sist 20 sekunder av normal andning. Resultaten har ett medelvärde på 57.59% i TD samt 59.98% i FD.

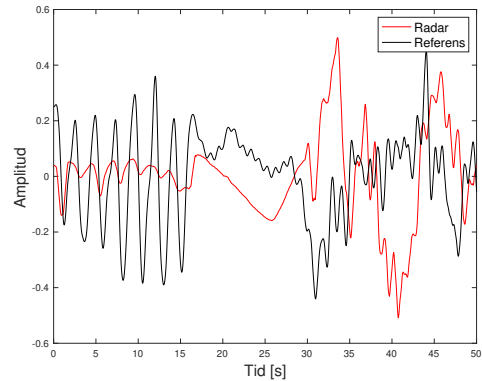
Tabell 4.4: Medelvärde av noggrannheten för mätningar där försökspersonen andas i olika andningsmönster inklusive andningsuppehåll.

Mätning	Position	Medelvärde (TD) (%)	Medelvärde (FD) (%)
A13	Rygg	55.82	83.33
A14	Höger sida	64.7	72.63
A15	Mage	80.77	89.17
B13	Rygg	64.03	70.44
B14	Höger sida	47.55	58.53
B15	Mage	27.27	93.59
C13	Rygg	69.83	2.77
C14	Höger sida	81.18	64.90
C15	Mage	27.20	4.50
<b>Medelvärde:</b>		57.59	59.98

Mätningar, från tabell 4.4, med högsta och lägsta medelvärde i tidsdomän valdes och deras signal visas nedan i figur 4.7.



(a) Mätning C14 i tabell 4.4.



(b) Mätning C15 i tabell 4.4.

Figur 4.7: Signalen från mätning C14 har högst noggrannhet och visas i 4.7a, medan mätning C15 registrerar signalen med lägst noggrannhet och visas i 4.7b. I varje figur syns två signaler, radarsignalen i rött, referenssignalen i svart.

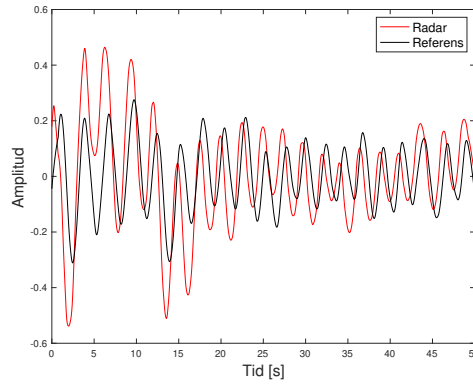
#### 4.2.4 Mätningar med täcke

Sista tabellen (se tabell 4.5) som redovisas inkluderar mätningar där försökspersonerna andades normalt i olika positioner, men med användning av täcke. Resultaten från dessa mätningar har ett medelvärde på 90.14% i tidsdomänen och 92.89% i frekvensdomänen.

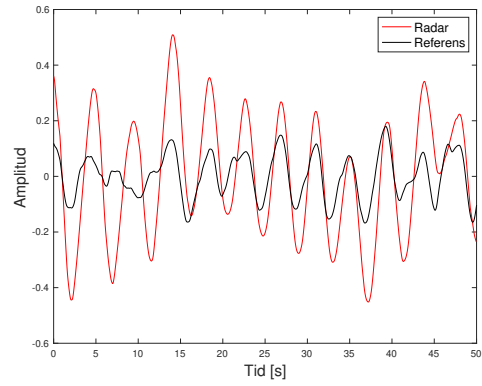
Tabell 4.5: Medelvärde av noggrannheten för mätningar där försökspersonen andas normalt och använder sig av täcke

Mätning	Position	Medelvärde (TD) (%)	Median (FD)(%)
A16	Rygg	86.50	88.06
A17	Höger sida	82.36	92.67
A18	Mage	87.66	90.53
B16	Rygg	79.75	90.13
B17	Höger sida	91.72	90.31
B18	Mage	88.97	91.05
C16	Rygg	96.80	98.47
C17	Höger sida	99.04	96.00
C18	Mage	98.44	99.87
<b>Medelvärde:</b>		90.14	92.89

Från tabell 4.5 presenteras mätningen med högst och lägst noggrannhet i TD i figur 4.8.



(a) Mätning C17 i tabell 4.5.



(b) Mätning B16 i tabell 4.5.

Figur 4.8: Signalen med högst noggrannhet visas i figur 4.8a, medan den med lägst noggrannhet visas i figur 4.8b. I varje figur syns två signaler, radarsignalen i rött, referenssignalen i svart.

# 5

## Diskussion

Nedan diskuteras intressanta resultat som insamlades under projektets gång. Under diskussionen används orden noggrannhet och medelvärde synonymt. Denna noggrannhet förklarar alltså hur väl andningsrörelsen fångas upp av radarn samt hur väl resultaten från radarn och resultaten från referensmätningen stämmer överens. En tanke som gruppen hade under projektets gång, var att referensmätningen kunde mäta ett genomsnitt av hela bröstkorgen (se bild 3.4 och 3.5). Till skillnad från referensmätningen, hade radarn mycket mindre område att detektera signaler från. Då radarn endast detekterade signaler från ett område, ett intervall av range bins, bestämdes till slut en enda range bin med hjälp av koden. Detta kan vara en bidragande faktor till varför inga mätningar visade perfekt noggrannhet, som ju definierades som överensstämmelse mellan radar och referensmätning. Därför bestämdes den önskade noggrannheten för värden över och inklusive 90%.

Som tidigare nämnt, är alla tabeller indelade i två olika medelvärden, den ena för de resultat som behandlades i tidsdomän och den andra i frekvensdomän.

### 5.1 Evaluering av resultat i olika positioner

Tabell 4.1 visar normal andning i de olika positionerna i labbmiljö. I båda behandlingmetoder, syns liknande noggrannheter och två värden under det önskade värdet.

Den enda teori för de lägre noggrannheter antogs vara en störning. Gruppen antog detta eftersom inga radarinställningar ändrades emellan mätningarna. Dessutom noterade man att britsen i laborierutrymmet stod på ett skåp som innehöll flera elektriska apparater, även andra kablar och metallföremål fanns i närheten av britsen och radarn. Dessa faktorer kan ha påverkat mätningarna, uppfattats av radarn och stört signalen.

Vidare observeras tabell 4.2 där försökspersonerna andas normalt i olika positioner. Det syns att, då försökspersonerna ligger på sidan är noggrannheten lägre. En teori är att, i den verklighetsbaserade miljön användes en riktig säng. Detta kunde medföra att rörelsen, som i labbmiljön gjorde rörelsen mot radarn mer tydlig, kunde istället absorberats av madrassen.

Tabell 4.3 visar istället varierande andning inklusive hyperventilation i verklighetsbaserad miljö. Resultaten här är intressanta, då de visar att endast 2 av 18 mätningar i TD är över den önskade noggrannheten och inte en enda mätning i FD når den önskade noggrannheten. Inget tydligt mönster hittas där

noggrannheten är bättre för någon position. De två resultat med bättre noggrannhet fås där en av försökspersonerna ligger på sidan och den andra är då samma försöksperson ligger på mage.

Tabell 4.4 visar resultat från varierande andningsmönster inklusive andningsuppehåll. Dessa resultat visar väldigt låg noggrannhet, med inga mätningar i TD över det önskade värdet och endast en mätning är över den önskade noggrannheten i FD.

Medelvärden av noggrannheterna för försökspersonerna på rygg är 63.23%, på sidan 64.48% och på mage är 45.08% i TD. I FD är medelvärdena på rygg 52.18%, på sidan 65.34% och på mage 62.42% i FD. Detta visar att, i båda behandlingmetoder, ger varierande andningsmönster med uppehåll bäst resultat då försökspersonerna ligger på sidan.

Den enda teorin som gruppen har för att förklara detta resultat, är att bröstkorgens rörelse fram och bak är större än dess rörelse åt sidan (se avsnitt 2.2). Därför sjunker rörelserna fram och bak mer relativt åt sidan.

Tabell 4.5 visar normal andning med täcke. Medelvärden av noggrannheten för alla tre försökspersoner på rygg är 87.68%, på sidan 91.04% och på mage 91.69% i TD. I jämförelse med tabell 4.2 är noggrannheten sämre för mage och rygg med täcke, men däremot högre med täcke på sidan. Detta kan bero på att täcket är närmare radarn då försökspersonen ligger på sidan och kan lättare fångas upp.

## 5.2 Evaluering av resultat under normal andning

I tabell 4.1 syns resultaten från normal andning i labbmiljö. Resultaten ger hög noggrannhet i de flesta fall, där sju av nio mätningar ger över den önskade gränsen i TD och FD. Den summerade noggrannheten är 93.08% och 93.14% i TD respektive FD. Detta indikerar att radarn ger, i båda behandlingstyper, liknande resultat med normal andning.

Vidare diskuteras mätningar i verklighetsbaserad miljö. Tabell 4.2 innehåller 18 mätningar där data från två mätningar per position per försöksperson insamlas. Tabellen visar att 15 mätningar, i TD, har en noggrannhet över det önskade värdet, med den sammanlagda noggrannheten på 91.93%.

I samma tabell observeras nu istället resultaten som behandlades i frekvensdomän. Här syns istället att 16 av 18 mätningar har en noggrannhet över det önskade värdet, med den sammanlagda noggrannheten på 94.43%. Däremot finns det en mätning som visar 67.41% noggrannhet.

Tabellen visar hög noggrannhet på de flesta mätningar, utan något specifikt mönster för de avvikande resultaten. Detta gäller för båda behandlingarna. De avvikande resultat under normal andning kan inte förklaras av något annat än störningar under datainsamlingen. Denna teori som gruppen har beror på att, i de två efterföljande mätningar som gjordes i samma scenario, ändrades ingenting i radarinställningarna eller i miljön.

### 5.3 Evaluering av resultatet under varierande andningsmönster

I detta avsnitt diskuteras de resultat som insamlades då försökspersonerna hade en varierande andning.

Det första som ska observeras är figur 4.3a där försöksperson A ligger på mage och figur 4.3b där försökspersonen ligger på rygg. Koden som utvecklades kunde detektera andningsuppehållet väl och detta passade även bra ihop med referenssignalen. Dock skiljer det sig lite i längden av andningsuppehållet mellan de två signalerna. Detta kan bero på en artefakt efter databearbetningen, på grund av att toppen som detekteras i radarmätningen inte förekommer i referensmätningen.

Det andra som ska observeras här är figur 4.4a där försökspersonen ligger på mage och figur 4.4b där försökspersonen ligger på rygg. Dessa två figurer visar de resultat med lägst noggrannhet. Här är det tydligt att koden detekterar fel andningsuppehåll i både referensmätningen samt radarmätningen. Detta kommer att diskuteras senare i avsnitt 5.6.2.

Tabell 4.3 visar varierande andningsmönster inklusive hyperventilation i verklighetsbaserad miljö. Här visar två mätningar en noggrannhet över 90% i TD och inte en enda mätning i FD visar en noggrannhet över det önskade värdet. Den summerade noggrannheten i de två olika behandlingsmetoder är 77.70% respektive 59.53%. Detta diskuteras i avsnitt 5.6.

Tabell 4.4 visar även här låga värden för varierande andning med andningsuppehåll. De summerade noggrannheterna med de två olika behandlingsmetoderna ger värden under 60%.

Dessa resultat visar att antingen radarn eller den utvecklade koden detekterar varierande andningsmönster sämre än normal andning. Detta kommer att diskuteras vidare i avsnitt 5.6.

## 5.4 Evaluering för resultatet med täcke

Tabell 4.5 visar normal andning med användning av täcke. Här syns fyra mätningar i TD och åtta mätningar i FD som har över den önskade noggrannhet. Här verkar resultaten skiljas betydligt mellan försökspersonerna. Detta diskuteras i avsnitt 5.5.

I jämförelse med normal andning i verklighetsbaserad miljö utan täcke kan man se att det summerade medelvärdet skiljer sig väldigt lite, där båda är över den önskade noggrannheten med båda behandlingsmetoder. Utöver könsaspekter och behandlingsmetoder, verkar inte position ha en markant betydelse vid noggrannheten med användning av täcke.

## 5.5 Evaluering av resultatet mellan försökspersonerna

Alla mätningar i verklighetsbaserad miljö genomfördes på tre försökspersoner, se tabell 3.2. Eftersom en av dem, försöksperson B, var av annat kön än de andra två, övervägde gruppen att könsskillnaden skulle kunna påverka resultaten på grund av skillnaderna i anatomi och fysiologi mellan kvinnor och män (avsnitt (2.2)).

I tabell 4.2 syns resultaten av mätningarna då försökspersonerna andas normalt. Medelvärdet av noggrannheten för försökspersonerna visar liknande resultat, där alla har en noggrannhet över det önskade värdet.

I tabell 4.3 visar resultaten att försöksperson A har en summerad noggrannhet på 84.29%, försöksperson B på 75.92% och försöksperson C på 73.28% i TD. Noggrannheterna i FD är 69.54%, 55.09% respektive 53.97%. Alltså har försöksperson A bäst noggrannhet i båda behandlingsmetoderna, trots att alla är väldigt låga. Detta diskuteras i avsnittet om signalbehandling 5.6.

Vidare observeras tabell 4.4. Endast en mätning i hela tabellen är över det önskade värdet. Noggrannheterna, TD respektive FD, för alla försökspersoner visar värden som alla, förutom en, är under 90%. Några slutsatser angående könsskillnader vid hyperventilation kunde inte dras då ett tydligt mönster inte förekom och antalet försökspersoner och mätningar inte var tillräckligt.

Den sista tabellen som ska observeras är tabell 4.5. I jämförelse med tabell 4.2, där försökspersonerna andas normalt utan täcke, syns det att det skiljer sig i noggrannheter men inte avsevärt. Slutsatsen som kan dras här är att, med normal andning, användning av täcke utgör ingen större skillnad i noggrannheterna för försökspersonerna.

## 5.6 Diskussion kring signalbehandling

Signalbehandlingen utgör en central del av hela processen, och därför krävs en robust och pålitlig metod för att uppnå optimala resultat. I detta avsnitt diskuteras de resultat och den utvecklade signalbehandlingen samt potentiella förbättringar. Fokus ligger på hur range bin väljs ut och metoderna för att uppskatta andningsfrekvensen, samt detektera andningsuppehåll.

### 5.6.1 Val av range bin

Metoden för val av range bin som användes i studien betraktades av gruppen som effektiv, men inte utan vissa begränsningar. För mätningarna där försökspersonerna låg på rygg och mage var metoden problemfri och valde konsekvent den signalrika range bin. Däremot, för mätningarna när försökspersonerna låg på sidan, krävdes vissa justeringar i form av ändrat avstånd, vilket fungerade väl för de återstående mätningarna. Detta kan förklaras av det faktum att när försökspersonerna låg på sidan var deras kroppsytan några centimeter närmare radarn, och kompensationen i form av val av närliggande range bins var otillräcklig.

Vidare observerades att små skillnader i avstånd, så lite som 5 cm, kunde resultera i att SPC väljer en annan range bin, när det exakta avståndet var okänt och endast en grov uppskattning var tillgänglig. För att eventuellt lösa detta problem bör ett större intervall av range bins undersökas noggrant i framtiden.

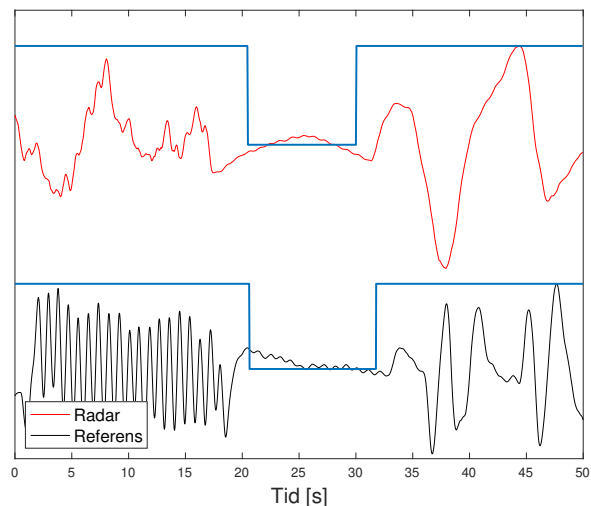
### 5.6.2 Detektion av andningsuppehåll

Metoden för att detektera andningsuppehåll betraktades som mest problematisk för gruppen. Det är den del av processen som visat sig vara minst robust och som fungerar bra på vissa mätningar medan den misslyckas helt på andra. Den mest utmanande aspekten av denna metod är att välja rätt tröskelvärde. Signalerna från radarn är sällan helt jämna; de följer oftast ett linjärt mönster eller varierar på grund av störningar, vilket gör det svårt att tydligt detektera andningsuppehåll.

I figur 4.4a, som illustrerar resultaten från mätningarna med lägst noggrannhet, kan det observeras att andningsuppehållet delvis korrekt detekterades i radarsignalen. Detta skedde dock på grund av signalens lutning, vilket resulterade i att den lokala variansen överskred det specificerade tröskelvärdet.

I figur 4.4b kan det observeras att andningsuppehållet delvis detekterades i områdena med andningssignal. Detta fenomen kan ha orsakats av en inkorrekt vald halvperiod, som bestäms genom huvudfrekvensen i FFT:n. Detta val kan potentiellt ha påverkats av en annan lägre frekvens som är synlig under de första 10 sekunderna av radarsignalen. En annan möjlig förklaring är att tröskelvärdet var inställt för högt, vilket resulterade i att den varierande signalen tolkades som

en del av andningsuppehållet. En liknande observation kan göras för referenssignalen, där den högfrekventa signalen mellan 35-42 sekunder detekterades som ett område med andningsuppehåll. När tröskelvärdet ändrades till  $3 \times 10^{-4}$  förbättrades resultaten avsevärt, både för radar- och referenssignalen, vilket visas i figur 5.1.



Figur 5.1: Detektion av andningsuppehåll med ett alternativt tröskelvärde. Radar- och referenssignalen presenteras i rött respektive svart. Den blå linjen visar detektion av andningsuppehåll. Linjen vid signalens maximala amplitud visar detektion av andning, medan linjen fall illustrerar detektion av andningsuppehåll.

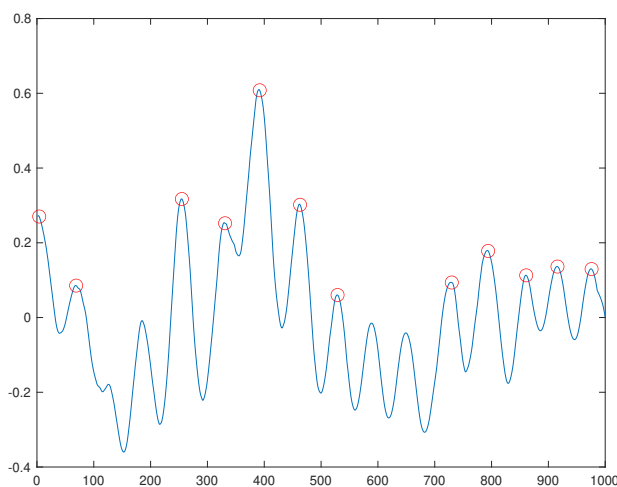
De tidigare nämnda fenomenen gör det utmanande att korrekt detektera andningsuppehåll med den nuvarande metoden, vilket indikerar att en alternativ metod bör utvecklas och utvärderas.

### 5.6.3 Uppskattning av andningsfrekvensen i tidsdomän

Metoden för att uppskatta andningsfrekvensen i tidsdomänen som utvecklades i studien visade sig vara effektiv på de flesta mätningarna med normal andning i olika positioner. Däremot observerades en viss försämring i prestanda för mätningar där andningsfrekvensen varierade.

I figur 5.2, som illustrerar den mätning med lägst noggrannhet i tabell 4.2, kan orsaken till de sämre resultaten observeras. Det beror på betydande skillnader i topparnas amplitud, vilket resulterar i att vissa toppar hamnar under den förutbestämda gränsen på 10% av RMS. Detta fenomen uppstår på grund av ett av argumenten i *findpeaks()* som specificerar den minsta amplituden av en

topp. Minskning av detta argument kunde förbättra resultatet, men det skulle komma med en avvägning i form av minskad robusthet. I fallen med högre störningar riskerar algoritmen att detektera felaktiga toppar som inte tillhör andningssignalen.



Figur 5.2: Detektering av toppar i tidsdomänen: Radarsignalen visas i blått med detekterade toppar markerade med röda cirklar.

#### 5.6.4 Uppskattning av andningsfrekvensen i frekvensdomän

Denna metod för att uppskatta andningsfrekvensen visade sig vara lika effektiv som metoden i tidsdomänen för andningssignaler med konstant, normal andningsfrekvens. Däremot hade den betydligt sämre prestanda för signaler med varierande andningsfrekvens, såsom vid hyperventilation och andningsuppehåll. Andningsfrekvensen bestämdes genom att utföra FFT i varje fönster och sedan identifiera den högsta toppen i FFT:n, förutsatt att den översteg den bestämda gränsen. Detta ledde till en viss känslighet för kvarvarande störningar, även efter wavelet-filtreringen, särskilt i mätningarna med hyperventilation. Denna känslighet är huvudorsaken till den lägre noggrannhet som registrerats i tabellerna. Denna situation är problematisk och kräver en alternativ metod som är mer detaljerad och robust och inte påverkas av störningar.

## 5.7 Diskussion kring potentiella framtida förbättringar

Först och främst bör den mest kritiska delen av projektet, koden för databehandling och bestämning av range bin, förbättras. Det bör göras så att i framtiden behövs ingen manuell inmatning av avståndet mellan personens bröstorg och radarn. Detta möjliggör en smidigare användning även om radarn demonteras och placeras om på ett annat ställe med ett annat avstånd från kroppen.

Dessutom bör avståndet utforskas ytterligare för att se om ett längre avstånd mellan användaren och radarn kan användas utan att kompromissa på kvaliteten och noggrannheten i resultaten. Ett förslag är att montera radarn högre upp i rummet, med avstånd som är längre än 110 cm, som alternativ i taket. Även om detta var den ursprungliga idén för gruppen, var det inte möjligt på grund av begränsade resurser i labbet.

För att säkerställa radarns prestanda bör ytterligare tester genomföras. Detta inkluderar att utöka antalet försökspersoner med olika åldrar och kroppsstorlekar för att undersöka hur dessa faktorer påverkar mätningarna. Försökspersoner i detta projekt var nära i åldern (22-27), i kroppslängden (168-174 cm) och hade en mer medelbyggd kropp. Det är också viktigt att testa radarn på personer med olika hälsotillstånd, inklusive personer med kroniska sjukdomar som påverkar andningen, såsom astma, KOL eller lungcancer.

För att göra radarn och experimenten mer användbara för sömnövervakning bör mätningarna genomföras under sömntillstånd. Detta var inte möjligt i det nuvarande projekt på grund av tidsbegränsningar och bristande tester av radarns prestanda för extraktion av andningssignal. Det innebär att radarns prestanda för detta ändamål behövdes noggrant testas i korta tidsramar, några sekunder, innan den används under längre perioder, som flera timmar för sömnövervakning.

## 5.8 Samhälleliga och etiska aspekter

Projektets syfte innefattade människors hälsa och övervakning av andning. Därför faller den under den europeiska lagen om data, nämligen den allmänna dataskyddsförordningen (GDPR). Den personliga data som insamlades under projektets gång var andningssignaler, hjärtsignal som filtrerades bort samt försökspersonernas längd, kön och patologi. Denna information var viktig för projektet men kunde möjliggöra identifiering av försökspersonerna. Det var därför nödvändigt att samtliga försökspersoner gav sitt samtycke till denna lagring av information, innan testerna utfördes.

Under litteraturstudierna angående radar och dess påverkan, dök även frågan angående strålsäkerheten upp. Det var av stor betydelse för gruppen att säkerställa

att inga hälsorisker förekom under projektets gång. Då frekvensen som användes var 77 GHz, ledde detta till en icke-joniserande strålning som riskerade att värma upp hud och ögon vid absorption av fotonenergi. Enligt den internationella kommissionen för icke-joniserande strålningsskydd (ICNIRP) är de tillåtna gränsvärdena för radarn med denna frekvens  $100 \text{ W/m}^2$  i genomsnitt i hela kroppen över 6 minuter vid yrkesmässig exponering och 30 minuter för allmänheten [46], vilket är uppfyllt i detta projekt.

# 6

## Slutsatser

Resultaten från projektet indikerar att högst noggrannhet ges då försökspersonen ligger på rygg och andas normalt. Detta gäller både i frekvensdomän och i tidsdomän. Därutöver, syns det att, med normal andning, är noggrannheten hög för liggande på sidan och på mage. Däremot sjunker noggrannheten kraftigt då försökspersonerna andas med varierande andningsmönster. Resultaten indikerar även att användningen av täcke inte sänker noggrannheten mycket vid normal andning, dock borde framtida forskning undersöka användning av täcke vid varierande andningsmönster.

Angående könsskillnader kunde inga slutsatser dras, på grund av att försökspersonerna var väldigt få och inget tydligt mönster kunde hittas i resultaten.

Angående signalbehandling, kunde slutsatsen dras att med normal andning, var TD och FD nästan lika bra. De två metoderna visade en noggrannhet på över 90%. Däremot, visade varierande andning att i både TD och FD var resultaten låga, men TD gav bättre noggrannhet då hyperventilation inkluderades i andningen.

# Litteraturförteckning

- [1] L. Tarokh, J. M. Saletin, och M. A. Carskadon, Sleep in adolescence: Physiology, cognition and mental health, *Neurosci Biobehav Rev*, vol. 70, ss. 182-188, nov. 2016. [Online]. Tillgänglig: <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.08.008>, Hämtad: (2024-02-13).
- [2] S. B. J. Schipper et al., Sleep disorders in people with type 2 diabetes and associated health outcomes: a review of the literature, *Diabetologia*, vol. 64, nr. 11, ss. 2367-2377, nov. 2021. [Online]. Tillgänglig: <https://doi.org/10.1007/s00125-021-05541-0>, Hämtad: (2024-02-13).
- [3] H. Fang, S. Tu, J. Sheng, och A. Shao, Depression in sleep disturbance: A review on a bidirectional relationship, mechanisms and treatment, *J Cell Mol Med*, vol. 23, nr. 4, ss. 2324-2332, apr. 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://doi.org/10.1111/jcmm.14170>, Hämtad: (2024-02-13).
- [4] M. A. Grandner, Sleep, Health, and Society, *Sleep Med Clin*, vol. 12, nr. 1, ss. 1-22, mar. 2017. [Online]. Tillgänglig: <https://doi.org/10.1016/j.jsmc.2016.10.012>, Hämtad: (2024-02-13).
- [5] G. Brewster, B. Riegler, P.R. Gehrman, "Insomnia in the Older Adult, *Sleep medicine clinics*, vol. 13, nr. 1, ss. 13-19, Sept. 2018. [Online]. Tillgänglig: <https://doi.org/10.1016/j.jsmc.2017.09.002>, Hämtad: (24-05-05).
- [6] G. Rizzoni, "Electrical engineering," i *Mechatronic Systems, Sensors, and Actuators*, R. H. Bishop, Red., Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2008, kap. 11, ss. 11-36. [Online]. Tillgänglig: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780444640321000254?via%3Dihub> (Hämtad: 2024-02-22).
- [7] Withings, Sleep Analyzer," u.å. [Online]. Tillgänglig: <https://www.withings.com/se/en/sleep-analyzer/shop> Hämtad: (2024-04-26).
- [8] Fitbit, Sleep Technology," [Online]. Tillgänglig: <https://www.fitbit.com/global/se/technology/sleep> (Hämtad: 2024-02-08).
- [9] H. S. A. Heglum, H. Kallestad, D. Vethe, K. Langsrud, T. Sand, M. Engström, Distinguishing sleep from wake with a radar sensor: a contact-free real-time sleep monitor, *Sleep*, vol. 44, issue 8, August 2021, zsab060, <https://doi.org/10.1093/sleep/zsab060> [Online]. Tillgänglig: <https://doi.org/10.1093/sleep/zsab060>, Hämtad: (2024-02-22).
- [10] T. Willemen et al., Än Evaluation of Cardiorespiratory and Movement Features With Respect to Sleep-Stage Classification," in *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 18, no. 2, pp. 661-669, March 2014, <https://doi.org/10.1109/JBHI.2013.2276083>. [Online]. Hämtad: (2024-02-22).
- [11] G. Rovati, Development of a High Precision Low Cost Sensor for Kinetic Energy Harvesting, *Sensors*, vol. 24, nr. 1, ss. 136, Jan. 2024. [Online]. Tillgänglig: <https://www.mdpi.com/1424-8220/24/1/136>, Hämtad: (2024-02-22).

- [12] M. R. Irwin, "Why Sleep Is Important for Health: A Psychoneuroimmunology Perspective," *IEEE Access*, vol. 8, ss. 210204-210205, okt. 2020. [Online]. Tillgänglig: <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3034155>, Hämtad: (2024-02-22).
- [13] Cleveland Clinic, "Sleep Basics," Cleveland Clinic, [Online]. Tillgänglig: <https://my.clevelandclinic.org/health/body/12148-sleep-basics>, Hämtad: (2024-02-24).
- [14] Sleep Foundation, "Stages of Sleep," Sleep Foundation, [Online]. Tillgänglig: <https://www.sleepfoundation.org/stages-of-sleep>, Hämtad: (2024-02-24).
- [15] National Center for Biotechnology Information, "Genetics of sleep and sleep disorders," National Center for Biotechnology Information, [Online]. Tillgänglig: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2876696/>, Hämtad: (2024-02-24).
- [16] N. J. Douglas, D. P. White, C. K. Pickett, J. V. Weil, och C. W. Zwillich, "Respiration during sleep in normal man," *Respir. Physiol.*, vol. 19, ss. 123-132, 1973. doi: 10.1016/0034-5687(73)90073-2.
- [17] Cleveland Clinic, "Respiratory System," Cleveland Clinic, [Online]. Tillgänglig: <https://my.clevelandclinic.org/health/body/21205-respiratory-system>, Hämtad: (2024-02-24).
- [18] NE-redaktionen, "Ändning," i *Nationalencyklopedin*, Publicerad online 2011, Tillgänglig: <https://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/lång/andning>, Hämtad: (24-02-24).
- [19] Encyclopædia Britannica, "Human Respiratory System," Encyclopædia Britannica, [Online]. Tillgänglig: <https://www.britannica.com/science/human-respiratory-system>, Hämtad: (24-02-26).
- [20] NE-redaktionen, "Blodomlopp," i *Nationalencyklopedin*, Publicerad online 2011, Tillgänglig: <https://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/lång/blodomlopp>. Hämtad: (24-03-05).
- [21] M. Gokyu et al., "Thrombospondin-1 Production Is Enhanced by Porphyromonas gingivalis Lipopolysaccharide in THP-1 Cells," *PLOS ONE*, vol. 10, no. 9, 29 Sep 2015, art. e0139759. [Online]. Tillgänglig: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0139759>, Hämtad: (24-02-24).
- [22] A. Hough, "Physiotherapy in Respiratory Care; An evidence-based approach to respiratory and cardiac management," Nelson Thomes Ltd, 3rd ed., United Kingdom, 2001, p. 69. Hämtad: (24-02-24).

- [23] Bedömning enligt ABCDE,”Vårdhandboken, Stockholm, Sverige, Vårdhandboken, År 2024. [Online]. Tillgänglig: <https://www.varldhandboken.se/varld-och-behandling/akut-bedomning-och-skattning/bedomning-enligt-abcde/b-andning/>, Hämtad: (24-02-22).
- [24] Informationsartikel om luftvägar och lungor,”1177 Vårdguiden, Sweden, 2022. [Online]. Tillgänglig: <https://www.1177.se/liv-halsa/sa-fungerar-kroppen/luftvagar-och-lungor/>, Hämtad: (24-02-22).
- [25] A. De Groote et al., ”Chest wall motion during tidal breathing,”*J Appl Physiol* (1985), vol. 83, nr. 5, ss. 1531-7, Nov. 1997, doi: 10.1152/jappl.1997.83.5.1531.
- [26] I. Van Diest et al., ”Inhalation/Exhalation ratio modulates the effect of slow breathing on heart rate variability and relaxation,”*Äppl Psychophysiol Biofeedback*, vol. 39, ss. 171-180, 2014. [Online]. Tillgänglig: <https://doi.org/10.1007/s10484-014-9253-x>, Hämtad: (24-04-29).
- [27] D. Bae m.fl., ”Increased Exhalation to Inhalation Ratio during Breathing Enhances High-frequency Heart Rate Variability in Healthy Adults,”*Psychophysiology*, vol. 58, no. 11, November 2021, p. e13905. DOI.org (Crossref), doi: 10.1111/psyp.13905. Hämtad: (24-02-25)
- [28] A. LoMauro et al., Sex differences in respiratory function,Breathe (Sheffield, England), vol. 14, nr. 2, ss. 131-140, 2018, doi:10.1183/20734735.000318.
- [29] Y. Molgat-Seon, C.M. Peters, A.W. Sheel, Sex-differences in the human respiratory system and their impact on resting pulmonary function and the integrative response to exercise,”*Current Opinion in Physiology*, vol. 6, nr. 2018, ss. 21-27, mars 2018. [Online]. Tillgänglig: <https://doi.org/10.1016/j.cophys.2018.03.007>, Hämtad: (24-03-26).
- [30] S. Rao, ”Introduction to mmWave Sensing: FMCW Radars,Texas Instruments, [Online]. Apr. 2017. Tillgänglig: [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) Hämtad: (2024-02-20).
- [31] A.Sakhnini, “A radar signal processing study on PMCW and FMCW radar systems”, masteruppsats, Matematisk statistik, Lunds tekniska högskola, Lund, Sverige, 2020. [Online] Tillgänglig: <https://www.lunduniversity.lu.se/lup/publication/9024309> Hämtad (2024-04-26)
- [32] Wolff C (2015) Frequency-modulated continuous-wave radar (FM-CW Radar). <http://www.radartutorial.eu>. Hämtad (2024-02-20).
- [33] The fundamentals of millimeter wave radar sensors, Dallas, TX, USA: Texas Instruments, 2023. [Online]. Tillgänglig: <https://www.ti.com/lit/wp/spyy005a/spyy005a.pdf?ts=1650385225402>, Hämtad: (24-02-22).

- [34] M. Mercuri et al, Vital-sign monitoring and spatial tracking of multiple people using a contactless radar-based sensor, *Nature Electronics*, vol. 2, ss. 252–262, Jun 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://www.nature.com/articles/s41928-019-0258-6>, Hämtad: (24-02-22).
- [35] MathWorks, Fast Fourier Transform (FFT)". [Online] Tillgänglig: <https://www.mathworks.com/discovery/fft.html>. Hämtad: (24-05-07).
- [36] NTI Audio, Fast Fourier Transformation FFT - Basics". [Online] Tillgänglig: <https://www.nti-audio.com/en/support/know-how/fast-fourier-transform-fft>. Hämtad: (24-05-07).
- [37] Cadence, Fast Fourier Transform Fundamentals,"u.å. [Online]. Tillgänglig: <https://resources.pcb.cadence.com/blog/2023-fast-fourier-transform-fundamentals>. Hämtad: (24-05-07).
- [38] Ti mmwave labs: Driver vital signs – developer’s guide, Dallas, TX, USA: Texas Instruments, 2017. [Online]. Tillgänglig: [https://dev.ti.com/tirex/content/mmwave\\_automotive\\_toolbox\\_3\\_6\\_0/labs/incabinsensing/driver\\_vital\\_signs/docs/DriverVitalSigns\\_DevelopersGuide.pdf](https://dev.ti.com/tirex/content/mmwave_automotive_toolbox_3_6_0/labs/incabinsensing/driver_vital_signs/docs/DriverVitalSigns_DevelopersGuide.pdf), Hämtad: (24-02-24).
- [39] H. Liu, Single-point wind forecasting methods based on ensemble modeling", in *Wind Forecasting in Railway Engineering*, Elsevier, 2021, ss. 215–250. [Online]. Tillgänglig: doi:10.1016/B978-0-12-823706-9.00006-5, Hämtad: (24-02-24).
- [40] I. Daubechies, The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis", *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 36, no. 5, ss. 961–1005, Sep. 1990. [Online]. Tillgänglig: 10.1109/18.57199. Hämtad: (24-02-26)
- [41] MathWorks. Åhat Is a Wavelet?". [Online]. Tillgänglig: <https://se.mathworks.com/help/wavelet/gs/what-is-a-wavelet.html>. Hämtad: (24-02-26)
- [42] MathWorks, "Introduction to Wavelet Families". [Online] Tillgänglig: <https://se.mathworks.com/help/wavelet/gs/introduction-to-the-wavelet-families.html>. Hämtad: (24-03-24).
- [43] M. Shin et al, "FMCW Radar-based Vital Signal Monitoring Technique Using Adaptive Range-bin Selection,"i 2023 IEEE Radar Conference (RadarConf23), San Antonio, TX, USA, 2023, ss. 1-6,. [Online]. Tillgänglig: <https://ieeexplore.ieee.org/document/10149752>, Hämtad: (24-03-22).
- [44] H-I. Choi, W-J. Song, H. Song, H-C. Shin. Selecting Target Range with Accurate Vital Sign Using Spatial Phase Coherency of FMCW Radar, *Applied Sciences*, vol. 11, nr. 10, ss. 4514, Maj. 2021. [Online]. Tillgänglig: <https://doi.org/10.3390/app11104514>, Hämtad: (24-03-22).

- [45] Respiration PZT User Manual - Plux Biosignals, Lissabon, Portugal: PLUX – Wireless Biosignals, S.A., 2020. [Online]. Tillgänglig: [https://support.pluxbiosignals.com/wp-content/uploads/2021/11/Respiration\\_PZT\\_User\\_Manual.pdf](https://support.pluxbiosignals.com/wp-content/uploads/2021/11/Respiration_PZT_User_Manual.pdf), Hämtad: (24-03-26).
- [46] T. Wu, T. S. Rappaport, and C. M. Collins, "The human body and millimeter-wave wireless communication systems: Interactions and implications," in *2015 IEEE International Conference on Communications (ICC)*, London, UK, 2015, pp. 2423-2429, [Online]. Tillgänglig: doi:10.1109/ICC.2015.7248688, Hämtad: (24-03-22)

Avdelning för signalbehandling och medicinsk teknik  
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA  
Göteborg, Sverige  
[www.chalmers.se](http://www.chalmers.se)



**CHALMERS**