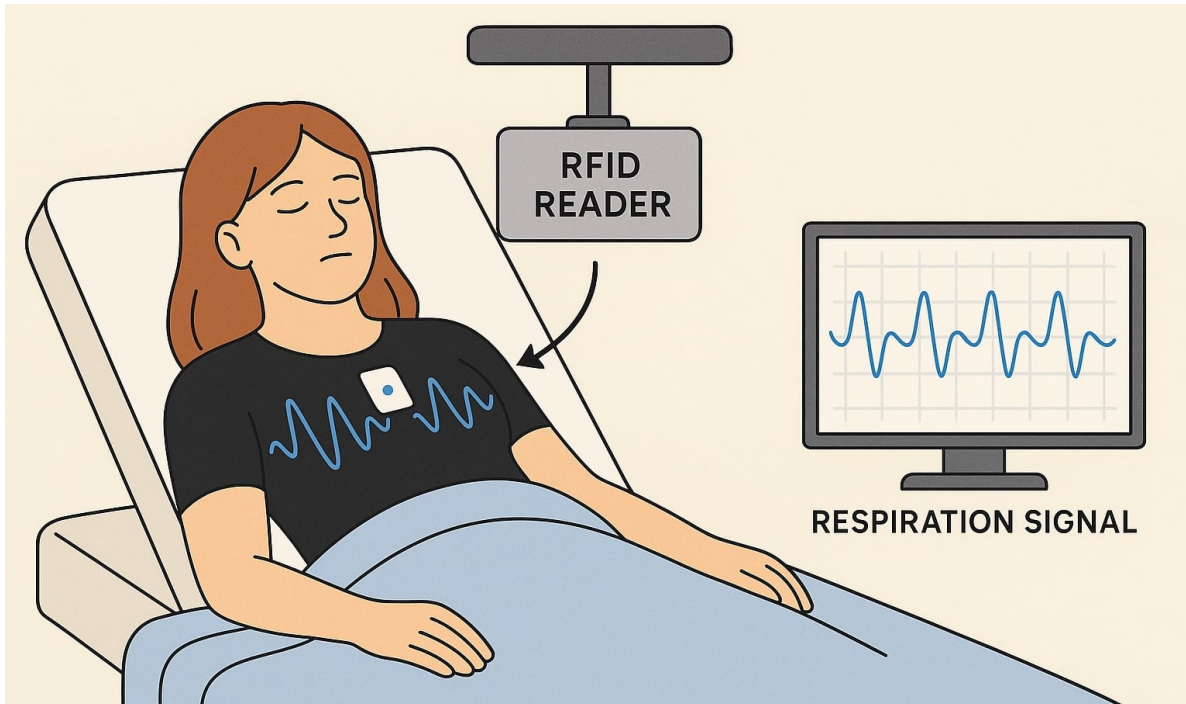




CHALMERS



# Kontaktlös andningsmonitorering med Radio Frequency Identification (RFID)

Analys och implementering av reflekterade radiosignaler för monitorering av andning.

Kandidatarbete inom Medicinteknik

Ali Hassani, Axel Klang, Hafizullah Alizada, Usama Khaswan

**INSTITUTIONEN FÖR ELEKTROTEKNIK**

CHALMERS UNIVERSITY OF TECHNOLOGY  
Göteborg, Sverige 2025  
[www.chalmers.se](http://www.chalmers.se)



KANDIDATARBETE 2025

## **Kontaktlös andningsmonitorering med RFID**

Analys och implementering av reflekterade radiosignaler för  
monitorering av andning.

Ali Hassani, Axel Klang, Hafizullah Alizada, Usama Khaswan



**CHALMERS**

INSTITUTIONEN FÖR ELEKTROTEKNIK  
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA  
Göteborg, Sverige 2025

## Kontaktlös andningsmonitorering med RFID

Analys och implementering av reflekterade radiosignaler för övervakning av andning

Ali Hassani, Axel Klang, Hafizullah Alizada, Usama Khaswan

© Ali Hassani, Axel Klang, Hafizullah Alizada, Usama Khaswan, 2025.

### Handledare:

Xuezhi Zeng, Docent, E2, xuezhi@chalmers.se

Monika Fagevik Olén, Professor, Göteborg Universitet, monika.fagevik-olsen@gu.se

Gunilla Kjellby Wendt, adjunktprofessor, E2, kjellby@chalmers.se Verksamhetschef  
Arbetsterapi och Fysioterapi, Sahlgrenska Universitet

### Examinator:

Andreas Fhager, Docent, E2

Kandidatarbete 2025

INSTITUTIONEN FÖR ELEKTROTEKNIK

Chalmers tekniska högskola

SE-412 96 Göteborg

Telephone +46 31 772 1000

Omslag: Bild som visualiserar kontaktlös andningsmonitorering med RFID. Bilden har skapats med hjälp av ChatGPT där prompten gavs som "Skapa en bild av RFID-system som monitorerar kontaktlös andningen på en patient som ligger ner på en säng där RFID-läsaren ligger rakt ovanför patienten".

Typeset in L<sup>A</sup>T<sub>E</sub>X

Printed by Chalmers Reproservice

Göteborg, Sverige 2025

## Abstrakt

I detta kandidatarbete undersöks möjligheten att använda RFID-teknologi för kontaktlös monitorering av andningsrörelser. Genom att analysera fasskiftningar i radiosignaler reflekterade från passiva RFID-taggar placerade på bröstkorgen och buken så har systemets förmåga att detektera andningsmönster utvärderats. Mätningar genomfördes både på en simuleringsdocka och en mänsklig försöksperson, med varierande andningsfrekvenser och antal taggar. Den insamlade data analyserades med hjälp av MATLAB i både tids- och frekvensdomän, och resultatet jämfördes med signaler från ett kommersiellt respirationsband. Resultaten visar att RFID-tekniken på ett tillförlitligt sätt kan registrera andningsrörelser och identifiera asymmetrier i andningen, samtidigt som den erbjuder en kontaktlös, kostnadseffektiv och flexibel lösning jämfört med etablerade metoder. Arbetet identifierar även utmaningar relaterade till signalstabilitet, taggplacering och tekniska begränsningar, vilket ligger till grund för förslag på framtida förbättringar.

**Nyckelord:** RFID, kontaktlös andningsmonitorering, lungsjukdom, fasskiftning, signalbehandling, respirationsband



## Förord

Vi vill rikta ett stort tack till våra handledare Xuezhi Zeng, Monika Fagevik Olsén och Gunilla Kjellby Wendt för deras värdefulla vägledning, stöd och expertis under projektets gång. Ett särskilt tack till personalen på Sahlgrenska Universitetssjukhuset för möjligheten att använda deras simuleringsutrustning, vilket var avgörande för genomförandet av våra tester. Vi är också tacksamma för det stöd vi fått från vår examinator Andreas Fhager samt Institutionen för Elektroteknik vid Chalmers Tekniska Högskola. Slutligen vill vi tacka våra gruppkamrater för deras enorma prestationer och tålamod under denna intensiva men lärorika period.

Göteborg, maj 2025 Ali Hassani, Axel Klang, Hafizullah Alizada, Usama Khaswan



# Lista med Akronymer

Nedan följer en lista med de akronymer som har använts genom arbetet i relevant ordning utifrån ämne:

RFID	Radio Frequency Identification
RMMI	Respiratory Movement Measuring Instrument
ISM-band	Industrial, Scientific and Medical-band SRD
UHF	Ultra High Frequency
RSSI	Received Signal Strength Indicator
LUTH	Left Upper Thorax
RUTH	Right Upper Thorax
LLTH	Left Lower Thorax
RLTH	Right Lower Thorax
LLA	Left Lower Abdomen
RLA	Right Lower Abdomen
Dockan	simuleringsdocka / test docka på Sahlgrenska simulatorcentrum
Antennen	RFID-antenna
Läsaren	RFID-läsare
Taggar	RFID-passiva-taggar
Respirationsband	Respirations sensor / respirations mätband



# Innehåll

<b>Lista med Akronymmer</b>	<b>ix</b>
<b>1 Introduktion</b>	<b>1</b>
1.1 Bakgrund . . . . .	1
1.2 Syfte . . . . .	4
1.3 Frågeställningar . . . . .	4
1.4 Avgränsningar . . . . .	4
1.5 Etikprovning . . . . .	4
<b>2 Teori</b>	<b>5</b>
2.1 RFID-teknikens grunder . . . . .	5
2.1.1 Passiva och aktiva taggar . . . . .	5
2.1.2 Frekvensområden och deras egenskaper . . . . .	5
2.1.3 Kommunikation via backscatter . . . . .	6
2.2 Signalparametrar i RFID-system . . . . .	6
2.2.1 RSSI - signalstyrka . . . . .	7
2.2.2 Fasvinkel . . . . .	7
2.2.3 Övriga parametrar . . . . .	7
<b>3 Metod</b>	<b>8</b>
3.1 Systemuppställning och datainsamling . . . . .	8
3.2 Mätning på simuleringsdocka . . . . .	10
3.3 Mätprotokoll . . . . .	11
3.4 Mätning på mänsklig försöksperson . . . . .	13
3.5 System för referensmätningar . . . . .	14
3.6 Dataanalys och utvärdering . . . . .	14
<b>4 Resultat</b>	<b>15</b>
4.1 Tester med 1 tagg: . . . . .	16
4.1.1 Andningsfrekvens: 12 andetag/minut . . . . .	16
4.1.2 Andningsfrekvens: 24 andetag/minut . . . . .	16
4.2 Tester med 2 taggar: . . . . .	17
4.2.1 Andningsfrekvens: 12 andetag/minut . . . . .	17
4.2.2 Andningsfrekvens: 24 andetag/minut . . . . .	18
4.2.3 Avstängd lunga . . . . .	19
4.3 Tester med 4 taggar: . . . . .	21
4.3.1 Andningsfrekvens: 12 andetag/minut . . . . .	21
4.3.2 Andningsfrekvens: 24 andetag/minut . . . . .	22
4.3.3 Avstängd lunga . . . . .	23
4.4 Tester med 6 taggar: . . . . .	25
4.4.1 Andningsfrekvens: 12 andetag/minut . . . . .	26

4.4.2	Andningsfrekvens: 18 andetag/minut . . . . .	27
4.5	Test av RFID taggarna på mänsklig försöksperson . . . . .	28
4.5.1	1 tagg . . . . .	28
4.5.2	2 taggar . . . . .	28
4.5.3	4 taggar . . . . .	29
4.5.4	6 taggar . . . . .	30
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>32</b>
5.1	Resultat . . . . .	32
5.1.1	Analys av mätresultat . . . . .	32
5.1.2	Systemets prestanda i olika scenarier . . . . .	32
5.2	Metod . . . . .	32
5.2.1	Metodutvärdering . . . . .	32
5.2.2	Praktiska samt tekniska utmaningar . . . . .	33
5.3	Förslag för förbättringar . . . . .	33
5.3.1	Utvecklingsmöjligheter och framtida arbete . . . . .	34
5.3.2	Förbättrad signalbehandling . . . . .	34
5.3.3	Flexibel antennpositionering . . . . .	34
5.3.4	Vidare undersökning . . . . .	34
<b>6</b>	<b>Slutsats</b>	<b>35</b>
	<b>Litteraturförteckning</b>	<b>35</b>
<b>A</b>	<b>Appendix</b>	<b>II</b>
A.1	2 taggar, andningsfrekvens på 18 . . . . .	II
A.2	Avstängd lunga . . . . .	II
A.3	6 taggar, andningsfrekvens på 12, avstånd 18 cm . . . . .	IV
A.4	Avstängd vänster lunga med 53° antennvinkel . . . . .	V
A.5	Andningsanalys vid 40° antennvinkel . . . . .	VI

# 1

## Introduktion

Denna studie undersöker möjligheten att använda Radio Frequency Identification (RFID)-teknologi för kontaktlös monitorering av andningsrörelser på flera ställen samtidigt. Studien syftar till att utvärdera teknikens tillförlitlighet genom analys av reflekterade signaler från passiva RFID-taggar placerade på bröstkorgen samt buken. Utöver detta identifieras även de utmaningar tekniken står inför vid praktisk tillämpning. För att uppnå studiens syfte så har befintlig metod och mjukvara vidareutvecklats.

### 1.1 Bakgrund

Andningsmonitorering och mätning är av central betydelse inom modern medicin, särskilt vid vård av patienter med andningssvårigheter eller efter kirurgiska ingrepp. Ett tillförlitligt system för att monitorera andning kan bidra till att upptäcka försämrat andningsmönster i ett tidigt skede och därmed minska risken för allvarliga komplikationer [1]. Flera existerande metoder används idag för att uppskatta andningsfrekvens, till exempel analys av koldioxid i utandningsluften (kapnografi) [2], pulsoximetri [3] eller impedansmätningar via elektroder [4]. Dessa metoder mäter dock ofta indirekta parametrar som påverkas av andningen, snarare än själva andningsrörelsen. Detta kan vara ett problem i situationer där själva rörelsemönstret är av kliniskt intresse, till exempel vid andningsförlamning eller postoperativ övervakning [5]. För att bättre förstå hur andningen ser ut rent fysiskt så behövs mätningar av faktiska kroppsrörelser, snarare än de parametrar som påverkas indirekt av andningen. Att mäta andningsrörelser direkt möjliggör därmed en mer detaljerad bild av andningen och kan även ge information om asymmetrier eller nedsatt rörlighet i specifika delar av bröstkorgen [6].

Ett existerande instrument som har möjlighet att mäta dessa andningsrörelser är Respiratory Movement Measuring Instrument (RMMI). RMMI använder laserteknik med flera lasrar riktade mot olika delar av bröstkorgen för att mäta små rörelser i bröstkorg och buk. Den ger därmed känslig och detaljerad information om andningsrörelser från flera regioner samtidigt. RMMI används exempelvis för att identifiera andningsförändringar hos patienter efter operation [7]. Trots sin känslighet har RMMI flera nackdelar. Systemet är både stort och otympligt, vilket gör det svårt att flytta och installera. Detta utgör ett problem i mindre kliniker och vid användning utanför sjukhusmiljö. Dessutom innebär den höga kostnaden att det är svårt för verksamheter med begränsad budget att använda systemet. RMMI kräver också regelbunden kalibrering och underhåll för att fungera korrekt. Patienter kan uppleva att utrustningen är obekvä, något som i sin tur kan påverka andningsmönstret under mätningen. Även yttre faktorer, såsom ljusförhållanden och patientens rörelser, kan störa lasermätningarna och leda till osäkra resultat [7]. För ett exempel på RMMI så går det att se instrumentet i figur 1.1.



**Figur 1.1:** Bild på RMMI lasermätare, munstycke är inte inkluderat i RMMI-systemet [8]

Andra problem som finns med existerande metoder för att mäta andning är, exempelvis, att många metoder är invasiva, vilket ökar risken för infektioner, medan icke-invasiva alternativ ofta kräver fysisk kontakt med patienten. Detta kan vara både obekvämt och påverka patientens andningsbeteende. Flera av systemen utöver RMMI är dessutom dyra och opraktiska för kontinuerlig monitorering. När en patient är medveten om att andningen mäts kan det dessutom leda till förändringar i andningsrytmen, vilket riskerar att påverka mätresultatet [9]. Dessa begränsningar tydliggör ett kliniskt behov av ett system som möjliggör diskret, pålitlig och kostnadseffektiv andningsmonitorering utan att påverka patientens naturliga andningsmönster. Utöver detta bör systemet kunna mäta den fysiska rörelsen i bröstkorgen och buken från flera olika punkter på kroppen samtidigt. Detta blir särskilt relevant i samband med tillstånd där andningen är asymmetrisk eller påverkas olika beroende på kroppssida, såsom efter thoraxkirurgi eller vid ensidiga lungskador.

RFID-teknologi erbjuder en sådan möjlighet att mäta lokaliserad andningsrörelse. Genom att placera passiva RFID-taggar på patientens kropp kan en extern läsare användas som kontinuerligt skickar signaler till taggarna via en antenn. Genom att studera fasskiftningar i signalerna går det att detektera små förändringar i avståndet mellan antennen och bröstkorgen, vilket möjliggör en kontaktlös mätning av andningsrörelser. En tydlig fördel med RFID är möjligheten till samtidig monitorering av flera mätpunkter genom användning av flera taggar. Genom att strategiskt placera taggar på olika delar av bröstkorgen och buken kan systemet ge detaljerad information om andningsrörelser från olika kroppsdelar. Detta kan vara särskilt användbart vid operationer i bröstkorgsområdet där det finns risk för asymmetriska andningsmönster. Systemet kan då bidra till att övervaka skillnader i andningen mellan den sida som opererats och den sida som inte påverkats. RFID-teknikens fördelar jämfört med andra metoder innefattar bland annat:

- Möjlighet till kontaktlös mätning som inte stör patientens naturliga andningsbeteende.

- Låg kostnad och ingen krav på batteribyten eller omfattande underhåll.
- Flexibilitet att mäta från flera punkter samtidigt, vilket kan ge en mer komplett bild av patientens andningsmönster.

Tidigare arbete inom detta projekt har etablerat en mätmetod, där ett kommersiellt RFID-system använts för att genomföra preliminära andningsmätningar. Detta har lagt grunden för den fortsatta utvecklingen som presenteras i denna studie.

### 1.2 Syfte

Syftet med detta projekt är att undersöka potentialen hos RFID-teknologi för kontaktlös mätning av andningsrörelser från flera punkter samtidigt på kroppen. Projektet har som mål att vidareutveckla befintlig metod och mjukvara för att möjliggöra detaljerad analys av andningsmönster baserat på reflekterade signaler från passiva RFID-taggar. Genom att jämföra resultaten med etablerade metoder utvärderas teknikens noggrannhet och kliniska användbarhet. Projektet syftar även till att identifiera de tekniska och praktiska utmaningar som RFID-systemet står inför vid tillämpning inom vården.

### 1.3 Frågeställningar

För att uppnå studiens syfte formuleras följande frågeställningar:

- Vilka typer av parametrar (såsom andningsfrekvens, amplitud och asymmetri) kan extraheras ur RFID-data?
- Hur väl kan RFID-teknologi mäta andningsrörelser från flera punkter på kroppen samtidigt?
- Vilka faktorer (t.ex. taggplacering, antenntposition, avstånd och andningsmönster) påverkar noggrannheten och stabiliteten i de insamlade RFID-signalerna?
- Vilka praktiska och tekniska utmaningar uppstår vid användning av RFID för kontaktlös andningsmätning i kliniska miljöer?

### 1.4 Avgränsningar

Detta arbete fokuserar enbart på att analysera och utvärdera RFID-baserad andningsövervakning genom experimentella mätningar av andningsrörelser. För att avgränsa arbetets omfattning kommer följande aspekter inte att behandlas:

- Kliniska tester – Arbetet kommer inte att inkludera tester på patienter i kliniska miljöer, utan enbart laboratoriemässiga experiment med försökspersoner som deltar i projektet och undersökningar på docka.
- Utveckling av hårdvara – Inga modifieringar av RFID-läsare eller taggar kommer att utföras, utan befintlig utrustning används.

### 1.5 Etikprövning

Projektet genomförs med stor hänsyn till etiska aspekter, integritet och säkerhet. Det är viktigt att understryka att detta arbete genomförs enbart inom ramen för en högskoleutbildning på kandidatnivå, vilket innebär att det klassificeras som ett studentarbete enligt Etikprövningsmyndighetens riktlinjer [10]. Därmed omfattas det inte av etikprövningslagen och behöver inte etikprövas.

# 2

## Teori

I detta kapitel presenteras den teoretiska grunden för kontaktlös mätning med RFID-teknologi. Fokus ligger på hur RFID-system fungerar, vilka typer av signaler de genererar och hur dessa kan användas för att registrera rörelser såsom andning.

### 2.1 RFID-teknikens grunder

RFID är en trådlös identifieringsteknik som bygger på kommunikation mellan en RFID-läsare och en eller flera RFID-taggar. Systemet består i regel av [11]:

- En **RFID-läsare**, som sänder ut radiosignaler och tar emot svar.
- En **antenn**, som möjliggör trådlös överföring.
- En eller flera **RFID-taggar**, som reflekterar tillbaka signalen med kodad information.

#### 2.1.1 Passiva och aktiva taggar

Det finns två huvudtyper av taggar:

- **Passiva taggar** saknar inbyggd strömkälla och aktiveras helt av energin från läsarens radiosignal. De är små, billiga och underhållsfria, men har begränsad räckvidd.
- **Aktiva taggar** har eget batteri, vilket möjliggör längre räckvidd och stabilare kommunikation, men medför högre kostnad och kortare livslängd.

#### 2.1.2 Frekvensområden och deras egenskaper

Eftersom RFID-system sänder och tar emot elektromagnetiska vågor klassificeras de som radiosystem och behöver därför följa radiofrekvensregleringar. För att undvika störningar med andra radiotjänster (som mobilnät, polisradio eller flygkommunikation) är endast vissa frekvensband tillgängliga för RFID [11].

De mest använda frekvensområdena är Industrial, Scientific, Medical-band (ISM-band), som är fritt tillgängliga utan licens men inte garanterar störningsfri användning. RFID-system har dessutom i Europa klassificerats som Short Range Devices (SRD), vilket innebär att de får användas utan tillstånd inom vissa reglerade ramar. De vanligaste frekvensbanden för RFID är:

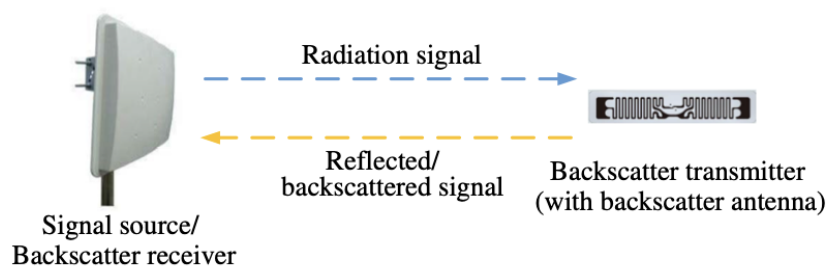
- **LF (Low Frequency, 125–134 kHz):** Har kort räckvidd (några centimeter till decimeter), låg överföringshastighet och god genomträngning i vätskor och icke-metalliska material. Vanlig i tillämpningar som djuridentifiering, nyckelbrickor och passersystem.

- **HF (High Frequency, 13.56 MHz):** Har något längre räckvidd (upp till 1 meter), högre datahastighet än LF, men är känsligare för metall och vätskor. Detta band används ofta för kontaktlösa kort, biblioteksystem och betalningslösningar.
- **UHF (Ultra High Frequency, 860–960 MHz):** Möjliggör längre räckvidd (upp till 10 meter), hög läshastighet och möjlighet att läsa många taggar samtidigt. UHF är därför vanlig i logistik, lagerhantering och realtidsövervakning. I Europa används främst 865–868 MHz (SRD-band), medan t.ex. USA använder 902–928 MHz.
- **SHF (Super High Frequency):** Exempelvis 2.45 GHz och 5.8 GHz används i vissa specialtillämpningar, såsom trådlösa sensorer och vägavgiftssystem. Dessa har hög datahastighet men är känsliga för dämpning vid hinder.

UHF används ofta när flera taggar behöver läsas samtidigt, eller när små avståndsförändringar ska detekteras, eftersom denna frekvens möjliggör snabb dataöverföring, längre räckvidd och har god känslighet för förändringar i reflektionsmiljön. Den högre bär vågsfrekvensen innebär kortare våglängd, vilket gör att även små förflyttningar hos en RFID-tagg påverkar signalens fas och styrka – något som är avgörande vid applikationer som rörelseanalys eller närvarodetektering.

### 2.1.3 Kommunikation via backscatter

Passiva RFID-taggarna kommunicerar med läsaren genom en princip som kallas *modulated backscatter*. När en tagg aktiveras av läsarens signal, varierar den sin reflektion beroende på vilken information som ska skickas tillbaka. Detta sker genom att växla sin ingångsimpedans, vilket påverkar både amplitud och fas i den reflekterade signalen [11].



**Figur 2.1:** Princip för backscatter-kommunikation i RFID-system. Återgiven med tillstånd från [12], © IEEE 2019.

## 2.2 Signalparametrar i RFID-system

De två huvudsakliga signalparametrarna som används i RFID-baserad rörelsedetektering är:

### 2.2.1 RSSI - signalstyrka

**RSSI (Received Signal Strength Indicator)** anger styrkan på den mottagna signalen från taggen. RSSI påverkas bland annat av:

- Avstånd mellan läsare och tagg
- Taggens orientering relativt antennen
- Material i omgivningen (t.ex. reflekterande ytor eller dämpande objekt)

Eftersom signalstyrkan minskar snabbt med avstånd kan förändringar i RSSI indikera rörelser, men parametern är känslig för störningar och används därför oftast som komplement snarare än huvudkälla.

### 2.2.2 Fasvinkel

**Fasen** hos den mottagna signalen beskriver dess relativa läge i en vågcykel. Eftersom radiosignalen är sinusformad kommer en liten rörelse (t.ex. vid in- eller utandning) att åstadkomma en förändring i den mottagna fasvinkeln som i sin tur konverteras till en förändring i avståndet mellan läsarantenn och tagg. Alltså resulterar en förändring i avstånd i en proportionell förändring i fas enligt formel 3.1:

$$\Delta d = \frac{\lambda}{4\pi} \Delta\varphi \quad (2.1)$$

där  $\Delta\varphi$  är fasförändringen och  $\lambda$  är våglängden. Fasdata är därför särskilt användbart vid detektion av små, periodiska rörelser.[11]

### 2.2.3 Övriga parametrar

Utöver RSSI och fas kan vissa RFID-system även rapportera:

- **Tagg-ID:** unikt för varje tagg, används för att separera flera mätpunkter.
- **Tidsstämpling:** möjliggör analys av signalens variation över tid.

Dessa metadata är inte rörelsespecifika men är nödvändiga för analys av data från flera källor.

# 3

## Metod

Denna metodbeskrivning genomförs i fyra steg med syfte att besvara projektets frågeställningar och därmed utvärdera RFID-teknikens tillämplighet och noggrannhet vid andningsmonitorering.

### 3.1 Systemuppställning och datainsamling

För att bekanta oss med systemet genomfördes först enklare simuleringar i labbmiljö. En RFID-antenn kopplades till en Impinj Speedway Revolution-läsare [13], vilken anslöts till en dator via USB och extern strömförsörjning. Läsaren arbetar inom UHF-frekvensbandet (860–960 MHz) och stödjer EPC Gen2v2-protokollet (ISO/IEC 18000-63), vilket möjliggör snabb och tillförlitlig avläsning av flera taggar samtidigt [14]. Impinj:s Octane firmware [15] användes för att konfigurera läsaren och extrahera mätdata i CSV-format via Visual Studio.

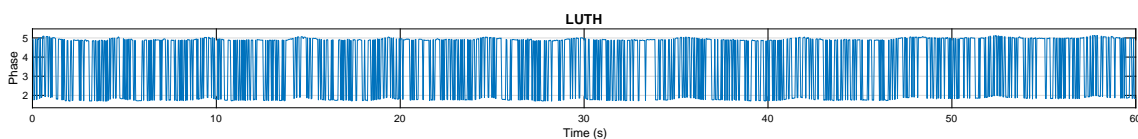
Vi använde passiva RFID-taggar av modellen AD Belt M730, som är optimerade för UHF-kommunikation [16]. Taggarna fästes på en kartongbit som placerades framför antennen och flyttades manuellt fram och tillbaka för att efterlikna andningsrörelser.

Därefter utvecklades ett signalbehandlingsmetod via ett skript i MATLAB för att bearbeta den insamlade data. Metoden byggde delvis på ett tidigare kursprojekt och vidareutvecklades för att passa behoven i detta projekt. Signalbehandlingen bestod av fyra steg som går att se i blockdiagrammet i figur 3.1.



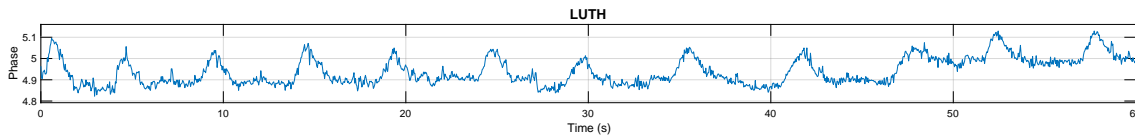
**Figur 3.1:** Blockdiagram av signalbehandlingsmetoden med fyra steg.

Nedan följer en mer detaljerad beskrivning av varje steg samt i figur 3.2 illustreras fassignalen utan signalbehandling.



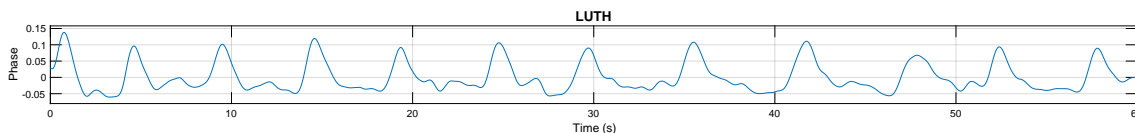
**Figur 3.2:** Fasdata innan signalbehandling. Figuren visar rådata från RFID-systemet innan signalbehandling har tillämpats.

1. **Phase unwrapping:** RFID-systemet rapporterar fasvärden inom intervallet  $[0, 2\pi]$ . Vid varje övergång mellan  $2\pi$  och 0 sker ett abrupt fasomslag, vilket ger upphov till diskontinuiteter. Genom att detektera dessa omslag och korrigera dem erhålls en kontinuerlig signal [17]. I figur 3.3 visas hur fasdata från figur 3.2 förändras efter att phase unwrapping har tillämpats.



**Figur 3.3:** Fasdata efter phase unwrapping.

2. **Bandpassfiltrering:** Den uppvecklade signalen filtrerades med ett Butterworth-bandpassfilter för att isolera frekvenskomponenterna motsvarande andningsrörelser. Filterintervallet sattes till 0.1–1 Hz, vilket motsvarar en andningsfrekvens på cirka 6–60 andetag per minut. Detta intervall täcker det normala andningsintervallet hos vuxna i vila på 12-20 andetag/minut [18]. I figur 3.4 går det att se effekten av bandpassfiltreringen.

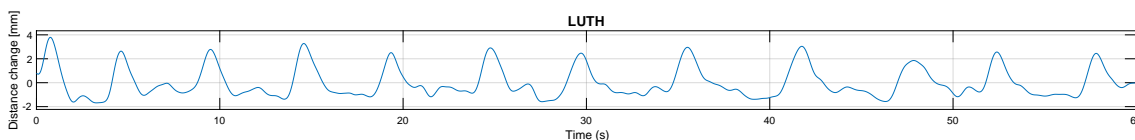


**Figur 3.4:** Fasdata efter signalbehandling med bandpassfilter. Figuren visar fasdata efter phase unwrapping och filtrering, men innan konvertering till avstånd.

3. **Beräkning av avståndsförändring:** För att omvandla fasförändringen till en fysisk rörelse används formel 3.1

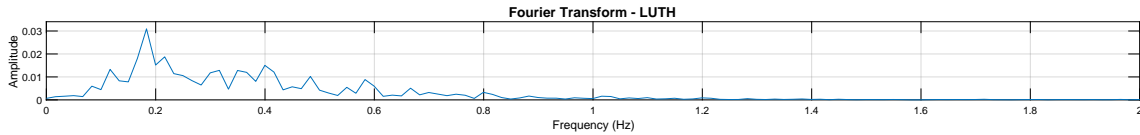
$$\Delta d = \frac{\lambda}{4\pi} \Delta\varphi \quad (3.1)$$

Detta resulterar i den slutgiltiga fasdata som sedan analyseras. Ett exempel på detta går att se i figur 3.5.



**Figur 3.5:** Fasdata efter all signalbehandling, inklusive avståndsberäkning.

4. **Frekvens- och amplitudanalyser:** Den slutliga signalen analyserades i både tids- och frekvensdomän. En Fouriertransform användes för att identifiera den dominerande andningsfrekvensen, medan topp-till-topp-amplitud i tidsdomänen användes som mått på andningsdjup. Ett exempel på den fouriertransformerade signalen visas i figur 3.6.

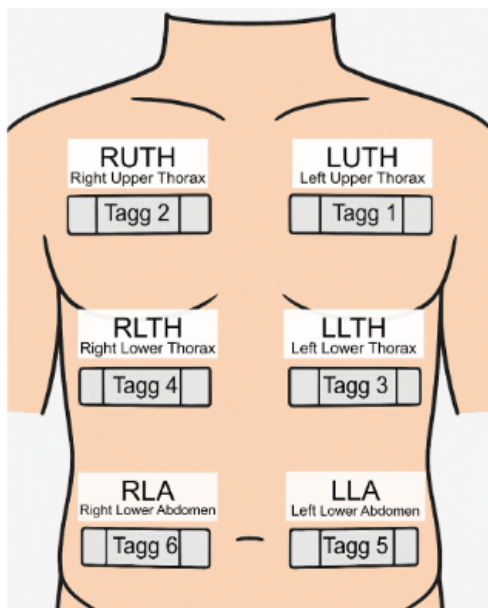


Figur 3.6: Fouriertransform av fasdata efter all signalbehandling.

## 3.2 Mätning på simuleringsdocka

Systemet testades därefter på en medicinsk träningsdocka vid Sahlgrenska Universitetssjukhuset. Flera passiva RFID-taggar fästes på bröstkorgen och antennen positionerades mitt emot dessa. Dockan programmerades för att andas med en förinställd frekvens, vilket möjliggjorde en jämförelse mellan den verkliga andningsfrekvensen och det som mättes upp via RFID-systemet. Flera parametrar varierades systematiskt under testerna:

1. **Antal taggar (1, 2, 4, 6):** För att kunna utvärdera hur mätning av flera taggar samtidigt påverkade signalen så varierades antalet taggar. De placerades vid totalt sex olika positioner enligt de avsedda placeringarna i figur 3.7a. För verkligt exempel se istället figur 3.7b.



(a) Ungefärliga positioner för taggar-  
na med tillhörande etiketter. (Skapad  
med ChatGPT, 2025)

(b) Simuleringsdocka med 6 taggar.

Figur 3.7: Visualisering av taggplacering och simuleringsdocka.

2. **Positionering av antennen:** Antennen har i samtliga tester som presenteras i resultat varit positionerad rakt ovan taggarna med en distans på 30cm enligt figur 3.8. I andra tester som inte gav tydliga värden så har antennen positionerats i vinkel mot taggarna för att efterlikna verklig användning. På grund av tidsbegränsning så har dessa tester inte använts eller analyserats men graferna går att hitta i Appendix.



**Figur 3.8:** Antenn positionerad rakt ovan tagg med 30cm distans.

3. **Andningsfrekvens:** Andningsfrekvensen varierades under testerna mellan 12-24 andetag/minut för att motsvara en normal andningsfrekvens för vuxen i vila.
4. **Avstängning av andning i lunga:** För att testa förmågan att detektera asymmetrisk andning så stoppades andningen i ena lungan vid vissa tester för att kunna jämföra signalen från de taggar på den avstängda sidan med signalen från taggarna på sidan som andades.

### 3.3 Mätprotokoll

För att säkerställa en systematisk och spårbar testprocess fördes ett detaljerat mätprotokoll under samtliga experiment. Protokollet inkluderade information om testtid, syfte, taggpositioner, andningsmönster, testkonfiguration och eventuella ändringar. Detta möjliggjorde en strukturerad analys och jämförelse mellan olika mätförhållanden.

### 3. Metod

---

Testerna genomfördes i tre steg:

1. Inledande tester med 1–2 taggar för att undersöka grundläggande funktionalitet och validera systemet mot referens.
2. Utökade tester med 4 och 6 taggar för att utvärdera skalbarhet och tagginterferens.
3. Variationstester med ändrad antennposition, asymmetrisk andning (t.ex. avstängd lunga), samt olika andningsfrekvenser (12–24 andetag/minut).

De testfall som genomfördes sammanfattas i tabell 3.1. Tabellen visar hur parametrar som antal taggar, andningsfrekvens och lungstatus systematiskt kombinerades.

Antal taggar	Frekvens (andetag/min)	Lungstatus	Antal tester
1	12, 18, 24	Båda	4
2	12, 18, 24	Båda	6
4	12, 18, 24	Båda / vänster / höger	15
6	12, 18, 24	Båda / vänster / höger	20

**Tabell 3.1:** Sammanställning av delar av de tester som genomförts och i vilken konfiguration som parametrarna har kombinerats.

Utöver parametrarna i tabellen dokumenterades även särskilda variationer såsom plastskivor mellan antenn och tagg, ändrad läsarposition samt rotation av testdokan. Dessa noterades under kolumnen ”Ändringar” i protokollet.

Nedan visas ett utdrag ur det fullständiga protokollet, som redovisar exempel på dokumentation av enskilda testfall.

Testnamn – Tid	Syfte	Taggplacering	Andningsmönster	Tag-id	Ändringar
test188 – 09:33	Validering mot bandet (1 tagg)	LUTH	12 andetag/min	A83C	–
test191 – 09:52	Hög frekvens (24)	LUTH	24 andetag/min	A83C	–
test206 – 10:59	2 taggar, plast mellan läsare och docka	LUTH/RUTH	12 andetag/min	D24C/D2DC	Plastskiva
test213 – 11:41	Endast vänster lunga aktiv	4 taggar	12 andetag/min	flera	Avstängd högerlunga
test243 – 12:42	Endast höger lunga aktiv	6 taggar	24 andetag/min	flera	Avstängd vänsterlunga

**Tabell 3.2:** Exempel på testprotokoll för olika mätkonfigurationer.

### 3.4 Mätning på mänsklig försöksperson

För att utvärdera systemet i en mer realistisk miljö genomfördes mätningar på en frivillig projektmedlem. Taggar fästes på bröstkorgen, och mätningar gjordes under både djup och ytlig andning samt med varierande positioner för taggarna.



**Figur 3.9:** Antenn positionerad rakt ovanför tagg med 30cm distans vid test på människa.

### 3.5 System för referensmätningar

Ett kommersiellt system från BiosignalPlux användes som referensmätning [19]. Deras *Inductive respiration sensor* (benämns framöver som respirationsband) kopplades till ett *8-Channel biosignalsflux Kit* som var ansluten till datorn via Bluetooth och där analyserades via mjukvaran *Respiration Analysis Add-on*. Jämförelsen mellan RFID-data och referensmätningen med respirationsbandet möjliggjorde en bedömning av noggrannheten hos RFID-teknikens förmåga att mäta andningsfrekvens.

### 3.6 Dataanalys och utvärdering

All insamlad data analyserades med fokus på följande aspekter:

- Signalens mätbarhet och styrka under olika förhållanden
- Avvikelse från referenssystemets värde på andningsfrekvens.
- Identifiering och hantering av brus och artefakter.

Resultaten sammanställdes och låg till grund för slutsatser kring RFID-teknikens kliniska potential för kontaktlös andningsövervakning.

# 4

## Resultat

I detta kapitel presenteras resultaten från de experimentella tester som genomförts i enlighet med de testförhållanden som beskrivs i metodavsnittet. Undersökningarna omfattar mätningar utförda på en docka vid andningsfrekvenser om 12 respektive 24 andetag per minut, samt scenarier där endast en av lungorna var aktiv.

Utöver dockförsöken inkluderar resultaten även mätdata från en mänsklig försöksperson, där antalet använda RFID-taggar varierades. De medföljande figurerna visualiserar signalernas egenskaper vid olika andningsfrekvenser och antal taggar, och möjliggör en analys av hur signalens form, amplitud och stabilitet påverkas av dessa parametrar.

Figurerna visar RFID-signalernas utseende i både tids- och frekvensdomän. Parallellt redovisas motsvarande signaler insamlade via respirationsband, vilket möjliggör en visuell jämförelse mellan de två mätmetoderna.

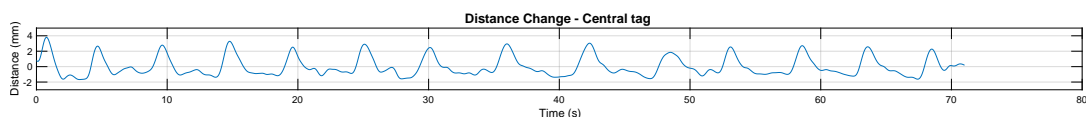
Mer omfattande tester, där ytterligare variabler såsom avstånd mellan antenn och försöksperson, antennens vinkel samt andra andningsfrekvenser studerats, redovisas separat i Appendix A.

## 4.1 Tester med 1 tagg:

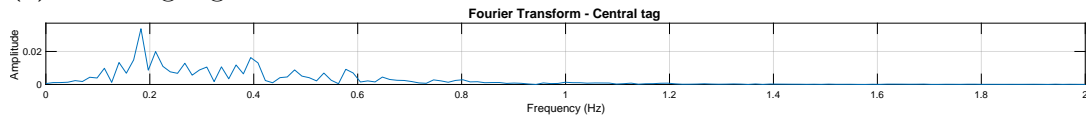
Inledningsvis erhålls resultat från bara ett tagg vilket hade placerats direkt ovanpå respirationsbandet i mitten av bröstkorgen, där bröstexpansion var störst.

### 4.1.1 Andningsfrekvens: 12 andetag/minut

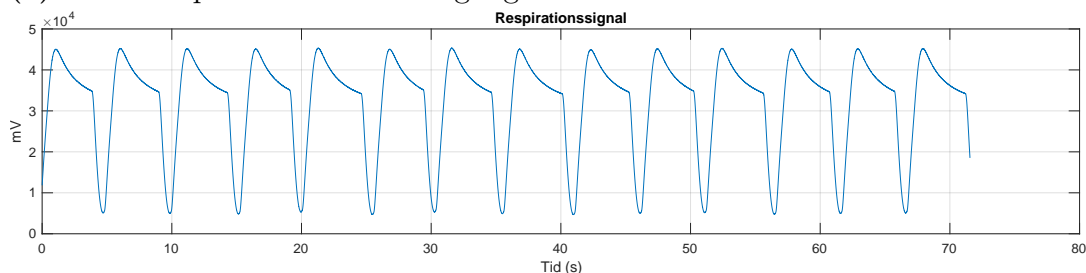
Figur 4.1 presenterar resultatet av tester där dockan var inställd med andningsfrekvens på 12 andetag per minut. Figur 4.1a visar signalen från RFID-taggen i tidsdomänen. Signalen uppvisar tydliga och regelbundna andningscykler som upprepas med jämna intervall under hela mätperioden, vilket indikerar god signalupptagning. Dock kan en kort paus observeras mellan andningscyklerna, vilket kan bero på simuleringsdockans mekaniska rörelsemönster. Denna paus framträder även i referenssignalen från respirationsbandet i figur 4.1c, vilket stärker antagandet. I figur 4.1b visas signalens frekvensinnehåll genom dess fouriertransform. Den dominerande frekvenskomponenten är cirka 0.2 Hz, vilket motsvarar 12 andetag per minut som stämmer överens med den inställda frekvensen på simuleringsdockan. Detta bekräftas även av referenssignalen från respirationsbandet som visas i figur 4.1c.



(a) Andningssignal erhållen med RFID



(b) Frekvensspektrum av andningssignal



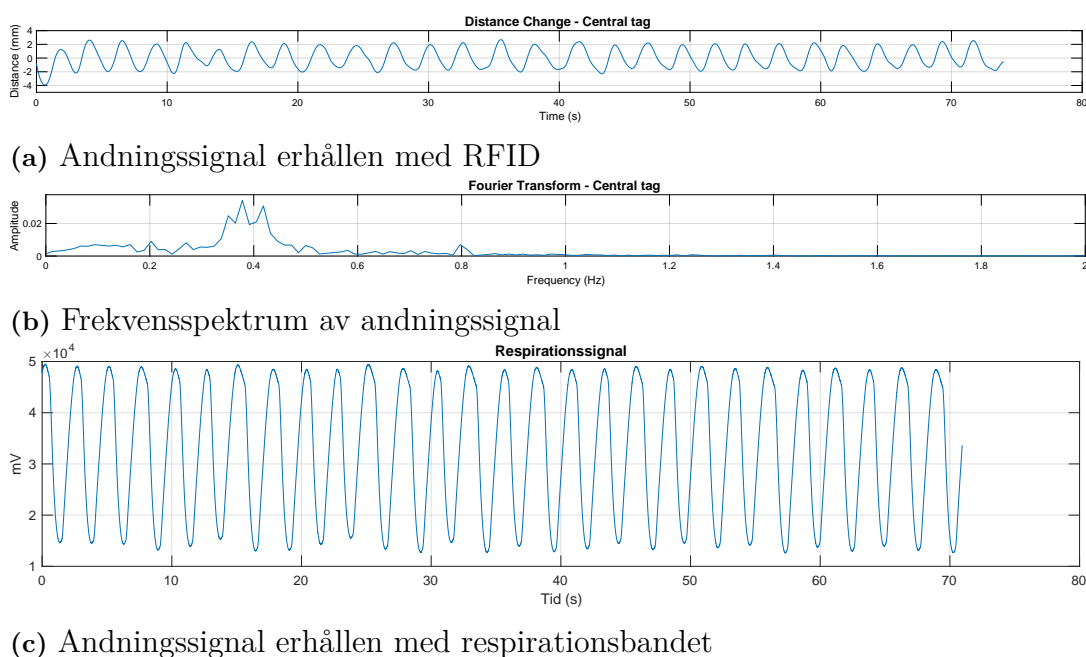
(c) Andningssignal erhållen med respirationsbandet

**Figur 4.1:** Andningsrörelse registrerad med en tagg placerad direkt ovanpå respirationsbandet vid en andningsfrekvens på 12 andetag per minut. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) frekvensspektrum av andningssignal (c) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

### 4.1.2 Andningsfrekvens: 24 andetag/minut

Figur 4.2 visar resultat från ett liknande test, där en RFID-taggs placerades direkt ovanpå respirationsbandet. Testförhållandena är samma som i föregående fall, men med en högre andningsfrekvens på 24 andetag på minut.

I figur 4.2a visas signalen från taggen i tidsdomänen. Till skillnad från föregående test som presenterades i figur 4.1 är andningscyklerna tydligt urskiljbara, vilket tyder på att den högre andningsfrekvensen ger ett framträdande signalmönster. Det gäller även för andningsfrekvensen, där en tydligt topp kan identifieras kring den förväntade frekvensen på 0.4 Hz, se figur 4.2b, vilket motsvarar 24 andetag per minut. Referenssignalen från respirationsbandet, som visas i figur 4.2c, bekräftar att den faktiska andningsfrekvensen var 24 andetag per minut.



**Figur 4.2:** Andningsrörelse registrerad med en tagg placerad direkt ovanpå respirationsbandet vid en andningsfrekvens på 24 andetag per minut. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) frekvensspektrum av andningssignal (c) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

## 4.2 Tester med 2 taggar:

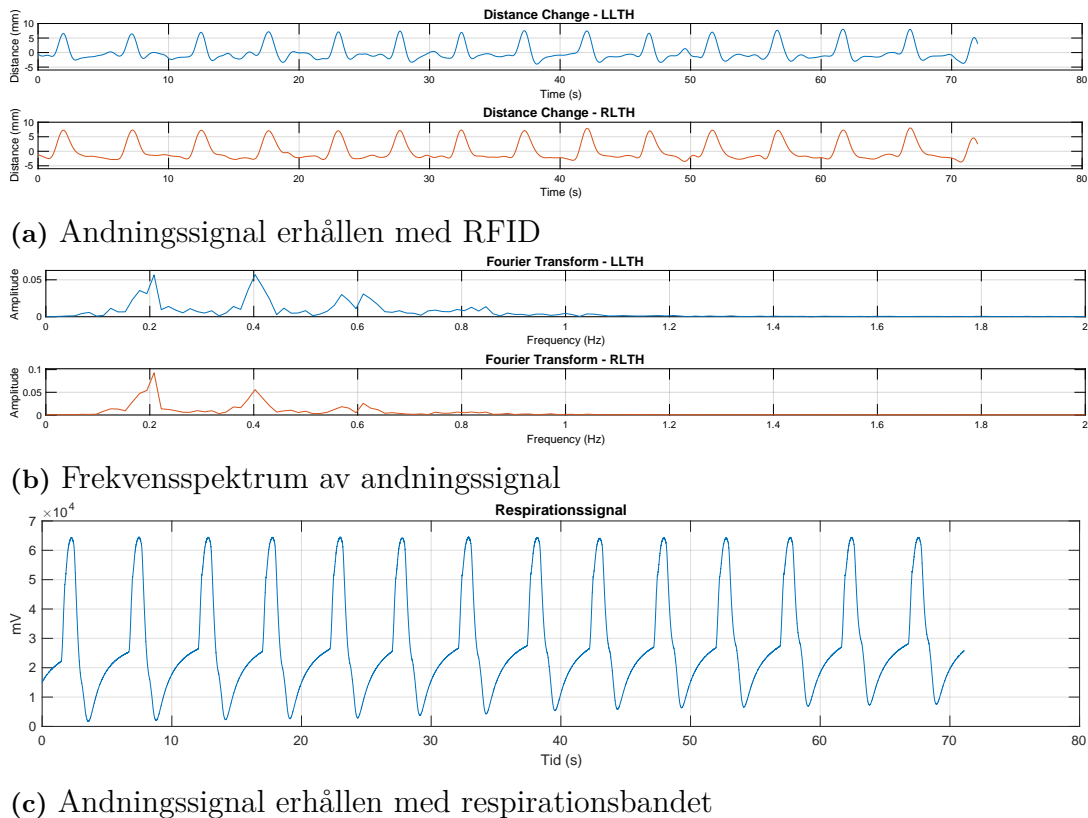
Vid detta moment fokuserades mätningen på två taggar som placerades på bröstkor- gen, en på vänstra sidan LLTH och en på högra sidan RLTH. Testerna utfördes på dockan under oförändrade testförhållanden, vilket innebär att samma inställningar som i det föregående testet användes. Däremot varierades andningsfrekvensen mellan 12 respektive 24 andetag per minut för att utvärdera hur känsliga de två tagg positionerna var för förändringar i andningsmönstret.

### 4.2.1 Andningsfrekvens: 12 andetag/minut

Figur 4.3 visar resultatet från tester med två taggar och en inställd andningsfrekvens på 12 andetag per minut. I figur 4.3a kan man se att kurvorna från de två taggarna

## 4. Resultat

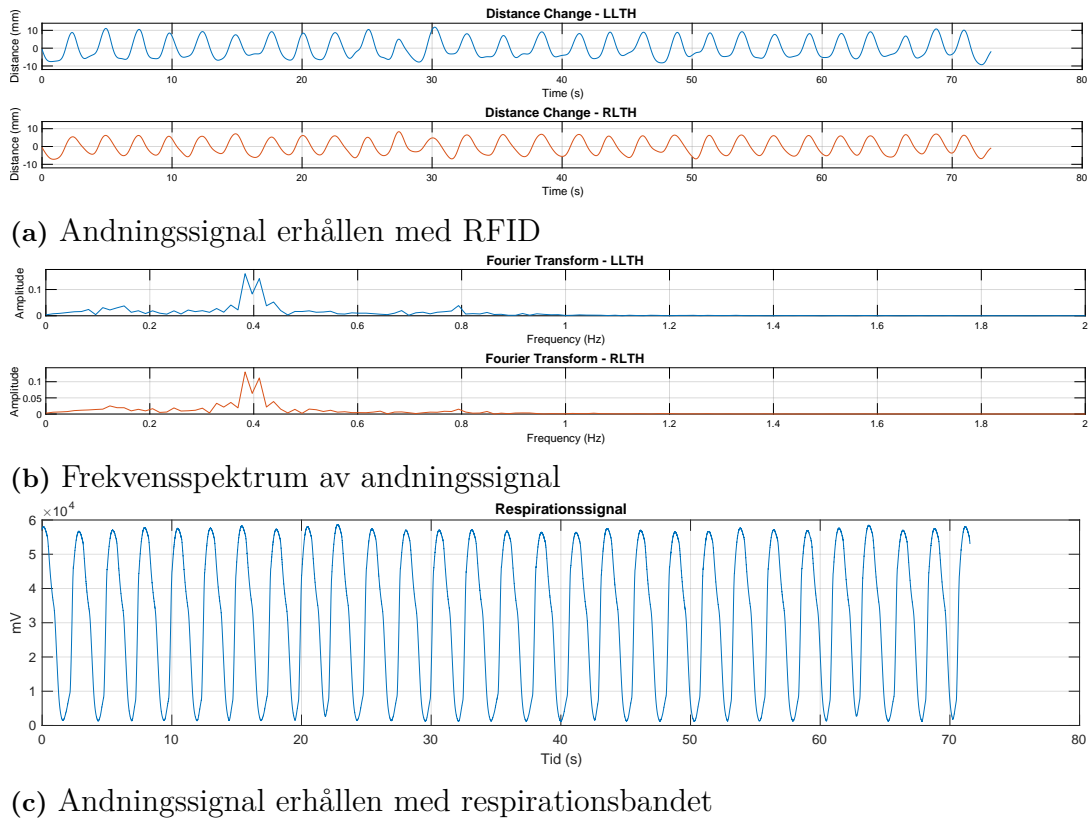
är i stort sett likadana, det vill säga att de uppvisar samma mönster och har ungefär samma amplitud, vilket tyder på konsekvent signalupptagning från båda positionerna. Den observerade andningsfrekvensen stämmer överens med referenssignalen från respirationsbandet. I frekvensdomänen som går att se i figur 4.3b så framgår det att båda taggarna har en dominerande frekvenskomponent vid 0.2 Hz, vilket motsvarar 12 andetag per minut. Detta stämmer överens med den inställda frekvensen hos dockan samt respirationsbandet, se figur 4.3c.



**Figur 4.3:** Andningsrörelser registrerad med två taggar placerad på bröstkorgen vid en andningsfrekvens på 12 andetag per minut. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) frekvensspektrum av andningssignal (c) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

### 4.2.2 Andningsfrekvens: 24 andetag/minut

Figur 4.4 visar resultatet från testet med ökad andningsfrekvens till 24 andetag per minut istället för 12. Även här uppvisar signalerna från dem två taggarna ett snarlikt mönster med jämförbar amplitud, i figur 4.4a, vilket innebär en god överensstämmelse mellan signalerna. I frekvensdomänen identifieras i figur 4.4b en tydlig topp vid 0.4 Hz, vilket motsvarar 24 andetag per minut, och detta stämmer väl överens med både respirationsbandets signal i figur 4.4c och den på förhand inställda frekvensen på dockans andning.



**Figur 4.4:** Andningsrörelser registrerad med två taggar placerad på bröstkorgen vid en andningsfrekvens på 24 andetag per minut. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) frekvensspektrum av andningssignal (c) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

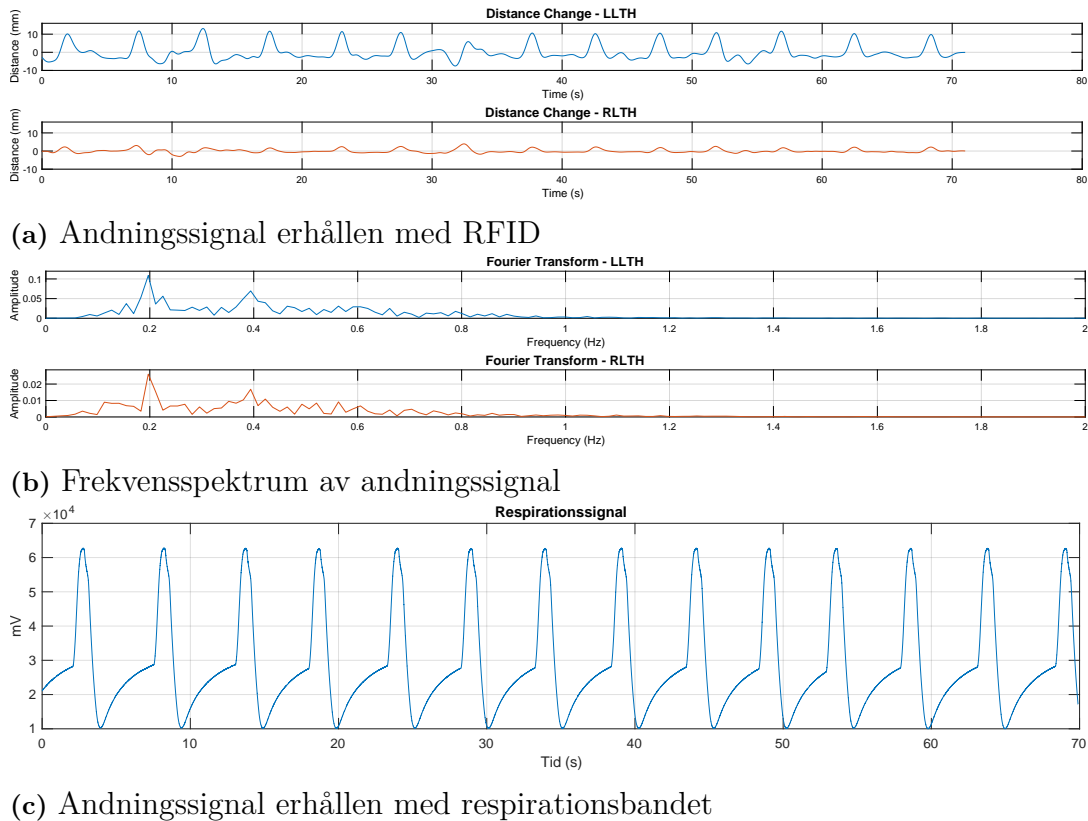
### 4.2.3 Avstängd lunga

Här presenteras resultat från tester där endast en lunga på simuleringsdockan var aktiv, medan testförhållandena i övrigt inte har förändrats. Här användes endast två taggar på dockans bröstkorg, LLTH och RLTH. Mätningar genomfördes med två olika andningsfrekvenser: 12 samt 24 andetag per minut, för att analysera prestanda vid varierande frekvens.

Figur 4.5 visar mätresultat med endast vänster lunga aktiv och en andningsfrekvens på 12 andetag per minut. I figur 4.5a ser vi att de två kurvorna från taggarna LLTH och RLTH uppvisar ungefär samma mönster, men med tydlig skillnad i amplitud. Detta beror på att även om den högra sidan av bröstkorgen är inaktiv, sker en viss rörelse på grund av mekanisk koppling i bröstkorgen. Förutom den lägre amplituden vid RLTH, där den högra lungan är avstängd, är kurvan också lite instabil. Vilket

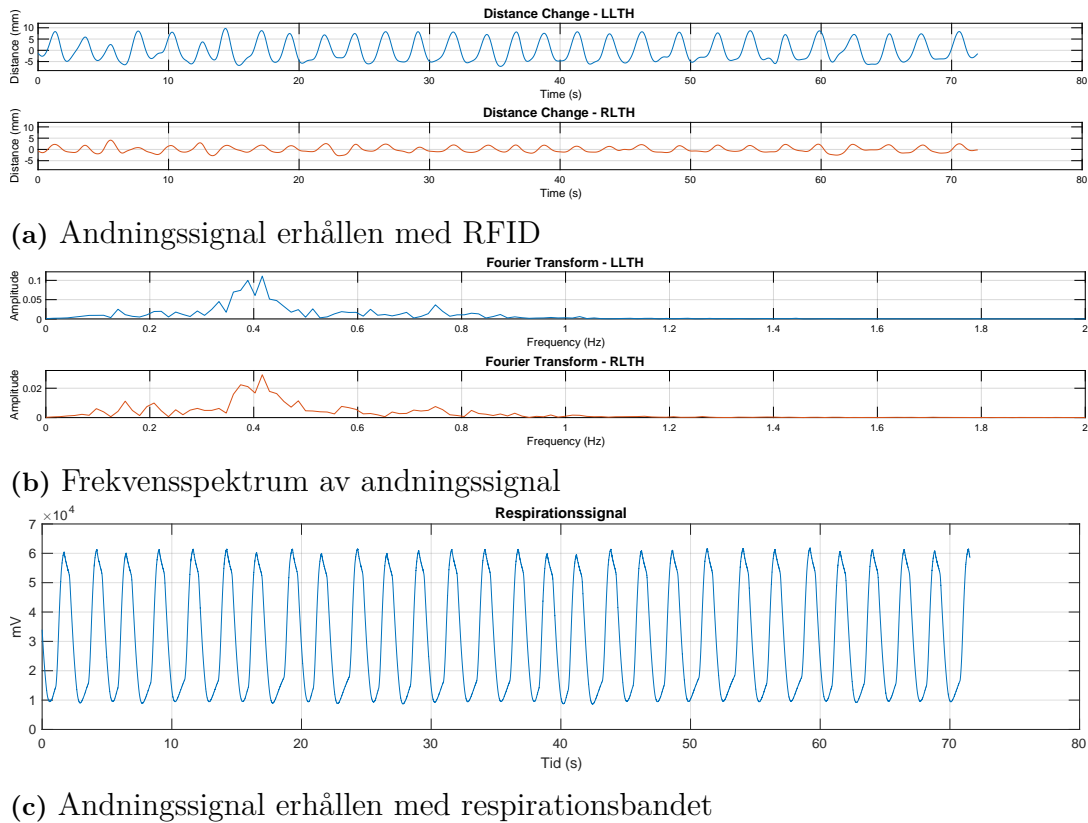
## 4. Resultat

kan bero på begränsad rörelse och mekaniska störningar i den inaktiva sidan. Referenskurvan i figur 4.5c från respirationsbandet visar samma andningsfrekvensen som mäts av RFID-taggar, se figur 4.5b där den dominerande frekvenskomponenten är 0.2 Hz, vilket motsvarar 12 andetag per minut. Dock fångar inte respirationsbandet asymmetrin, eftersom den mäter andningsrörelsen över hela bröstkorgen.



**Figur 4.5:** Andningsrörelser registrerad med två taggar placerad på bröstkorgen, där endast höger lunga var aktiv. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) frekvensspektrum av andningssignal (c) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

Vi upprepade samma test men med en högre andningsfrekvens på 24 andetag per minut och fick likadant resultat. Figur 4.6 visar mätresultaten för denna frekvens. Precis som vid 12 andetag per minut följer kurvorna från de två taggarna LLTH och RLTH samma mönster, men med en tydlig skillnad i amplitud, se figur 4.6a. Detta beror på att den inaktiva högerlunga fortfarande rör sig, men med betydligt lägre amplitud. Däremot vid detta testet kurvan för RLTH, där den högra lungan är avstängd är mer stabil jämfört med när andningsfrekvensen var 12 andetag per minut. Även här överensstämmer detta med referenskurvan från respirationsbandet, som visas i Figur 4.6c, vilket bekräftar andningsfrekvensen.



**Figur 4.6:** Andningsrörelser registrerad med två taggar placerad på bröstkorgen, där endast höger lunga var aktiv. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) frekvensspektrum av andningssignal (c) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

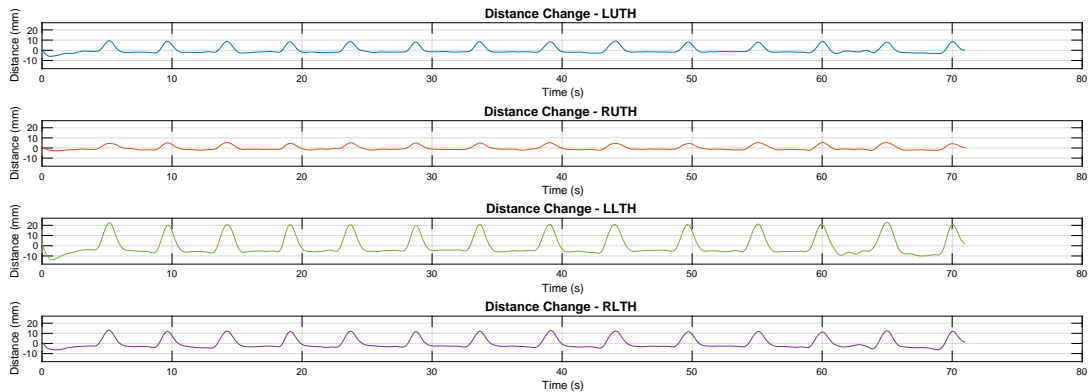
### 4.3 Tester med 4 taggar:

I dessa tester använde vi fyra taggar placerade vid LUTH, RUTH, LLTH samt RLTH. Under testförloppet varierades andningsfrekvensen för att undersöka hur olika andningsmönster påverkar signalupptagningen. Två andningsfrekvenser användes, en lägre frekvens på 12 andetag per minut samt en högre frekvens på 24 andetag per minut. Dessutom genomfördes tester där ena lungan (vänster) simulerades som inaktiv för att studera asymmetrier i signalerna. För varje test registrerades signaler både från taggarna och från respirationsbandet som användes samtidigt som en referens mätning.

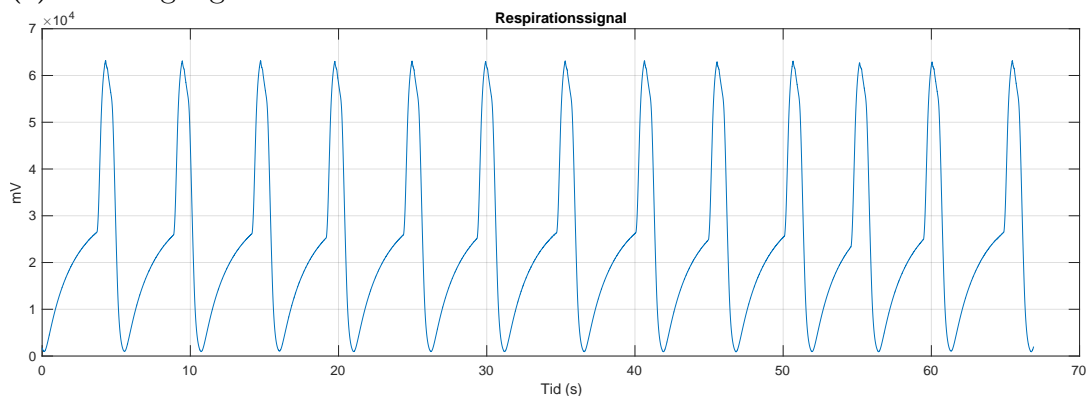
#### 4.3.1 Andningsfrekvens: 12 andetag/minut

Figur 4.7 visar andningsrörelsen som registrerats med fyra taggar (LUTH, RUTH, LLTH, RLTH) placerade på dockan. Den inställda andningsfrekvensen på dockan var 12 andetag per minut. Som framgår av signalerna i figuren, överensstämmer

den uppmätta frekvensen med den inställda andningsfrekvensen. En annan observation är att amplituden från LUTH och LLTH som sitter på vänster sida av dockan, är högre än motsvarande signaler från höger sida. Figur 4.7b visar andningsrörelsen registrerad med respirationsbandet under testet med fyra taggar och en andningsfrekvens på 12 andetag per minut. Testet genomfördes samtidigt med RFID taggarna. Respirationsbandet användes som en referens för att registrera bröstorgans rörelse och därigenom verifiera RFID systemets funktion.



(a) Andningssignal erhållen med RFID

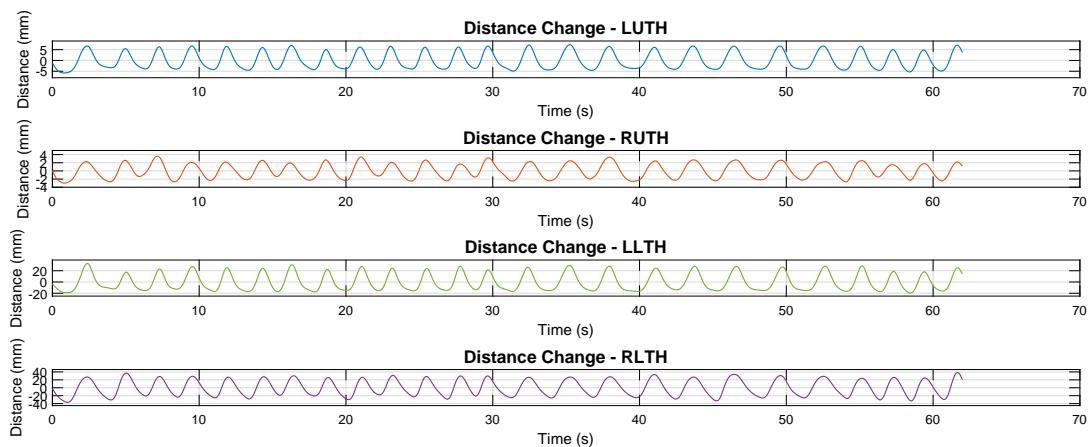


(b) Andningssignal erhållen med respirationsbandet

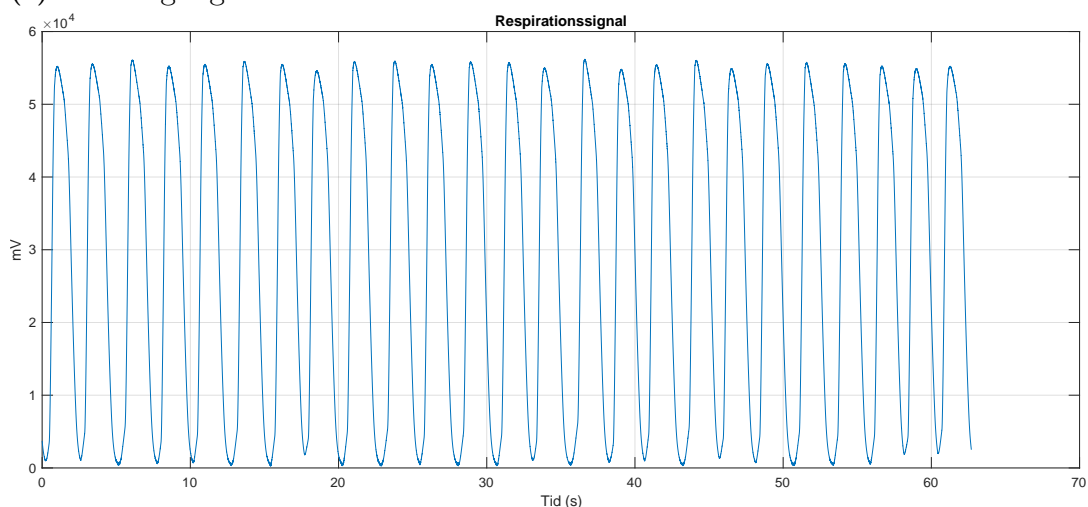
**Figur 4.7:** Andningsrörelser registrerad med fyra taggar med en andningsfrekvens på 12 andetag per/min. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

### 4.3.2 Andningsfrekvens: 24 andetag/minut

Figur 4.8 visar resultatet från en mätning där samma placering av taggarna användes som i tidigare mätning men i detta test var andningsfrekvensen inställd på 24 andetag per minut. Det framgår tydligt av signalerna att RLTH uppvisar en högre amplitud, nästan dubbelt så hög som LLTH. Figur 4.8b visar andningsrörelsen registrerad med respirationsbandet under testet. Resultaten visar att antalet registrerade andningscykler överensstämmer väl med den inställda andningsfrekvensen för dockan även vid högre andningsfrekvens och med fyra taggar.



(a) Andningssignal erhållen med RFID



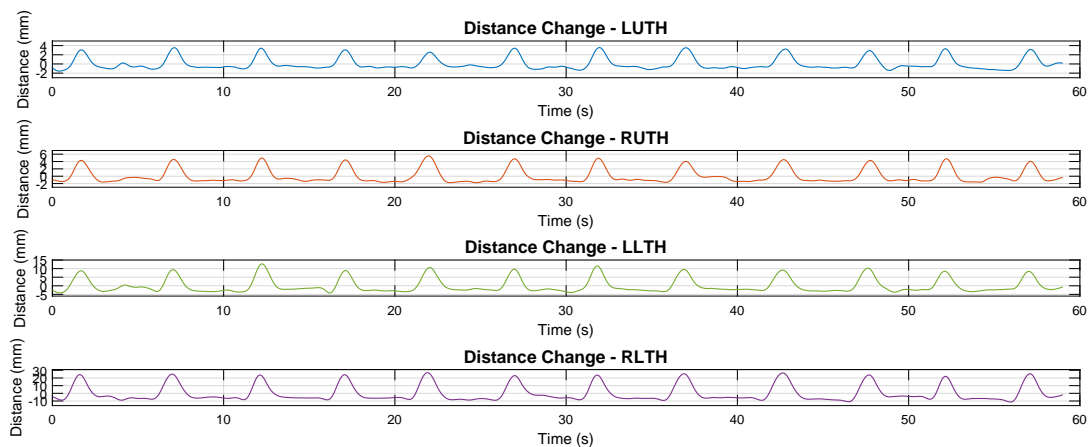
(b) Andningssignal erhållen med respirationsbandet

**Figur 4.8:** Andningsrörelse registrerad med fyra taggar under ett test med en andningsfrekvens på 24 andetag per minut. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

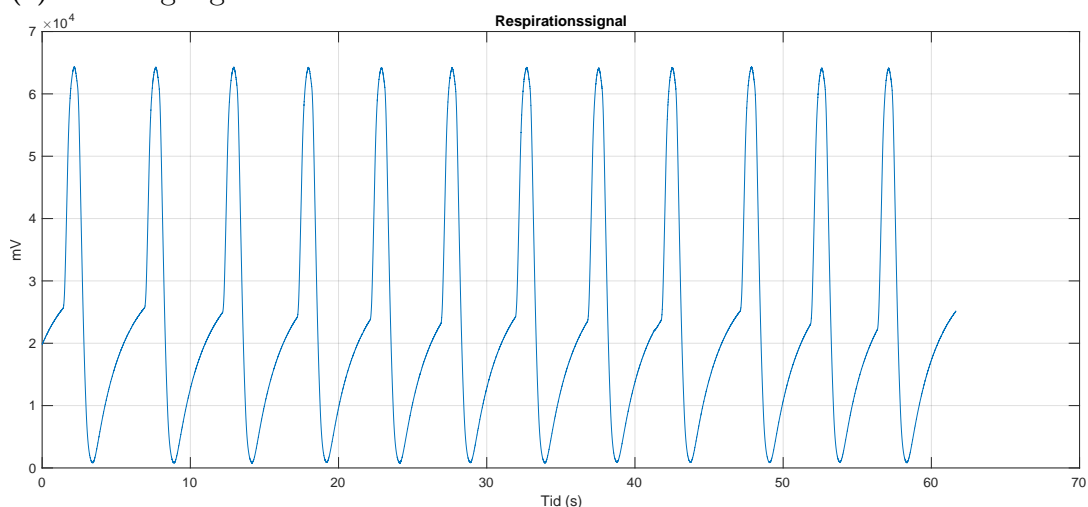
### 4.3.3 Avstängd lunga

Figur 4.9 presenterar resultaten från de fyra taggarna under testet, där vänstra lungan var avstängd och andningsfrekvensen ställdes in på 12 andetag per minut. Resultaten visar att signalerna från taggarna på vänster sida (LUTH och LLTH) uppvisar låg amplitud, medan taggarna på högersidan (RUTH och RLTH) registrerar högre amplitud. Detta är i linje med att endast högra lungan var aktiv. Figur 4.9b presenterar resultatet från respirationsbandet i testet.

## 4. Resultat



(a) Andningssignal erhållen med RFID



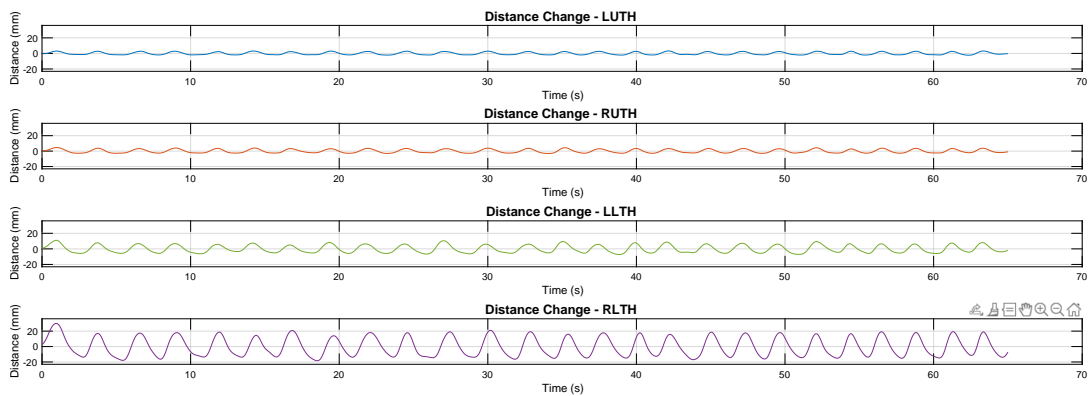
(b) Andningssignal erhållen med respirationsbandet

**Figur 4.9:** Andningsrörelse registrerad med fyra taggar under testet, där vänstra lungan på dockan var avstängd. Andningsfrekvensen var 12 andetag per minut. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

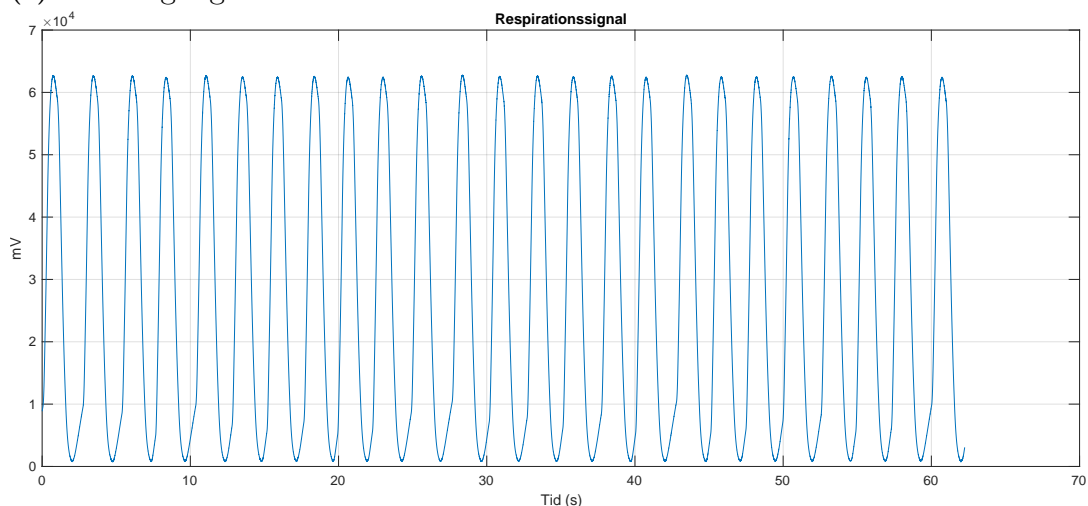
Figur 4.10 visar resultaten från testet, där dockans vänstra lunga var avstängd. Mätningen genomfördes med fyra taggar placerade som tidigare men med andningsfrekvensen inställd på 24 andetag per minut. I figur 4.10 observeras en tydlig skillnad i signalstyrka mellan taggarna placerade på höger och vänster sida av bröstkorgen. Taggarna RUTH och RLTH, som är placerade på den högra sidan, visar en högre amplituder jämfört med LUTH och LLTH på vänstra sida. Detta mönster överensstämmer med testförhållandena där den vänstra lungan var avstängd. Tagg signalerna från vänster sida är avsevärt svagare, vilket indikerar reducerad rörelse i den delen av bröstkorgen under andning.

I detta test med en avstängd vänster lunga, ser vi att amplituden från taggarna på både vänster och höger sida minskar jämfört med figur 4.8a. Trots det generella

minskningen är amplituden fortsatt högre på höger sida än på vänster sida. Det mest anmärkningsvärda resultatet kommer dock från respirationsbandet 4.10b. I motsatt till förväntningarna visar respirationsbandet en högre amplitud när vänster lunga är avstängd, jämfört med då både lungor var aktiva, se figur 4.8b.



(a) Andningssignal erhållen med RFID



(b) Andningssignal erhållen med respirationsbandet

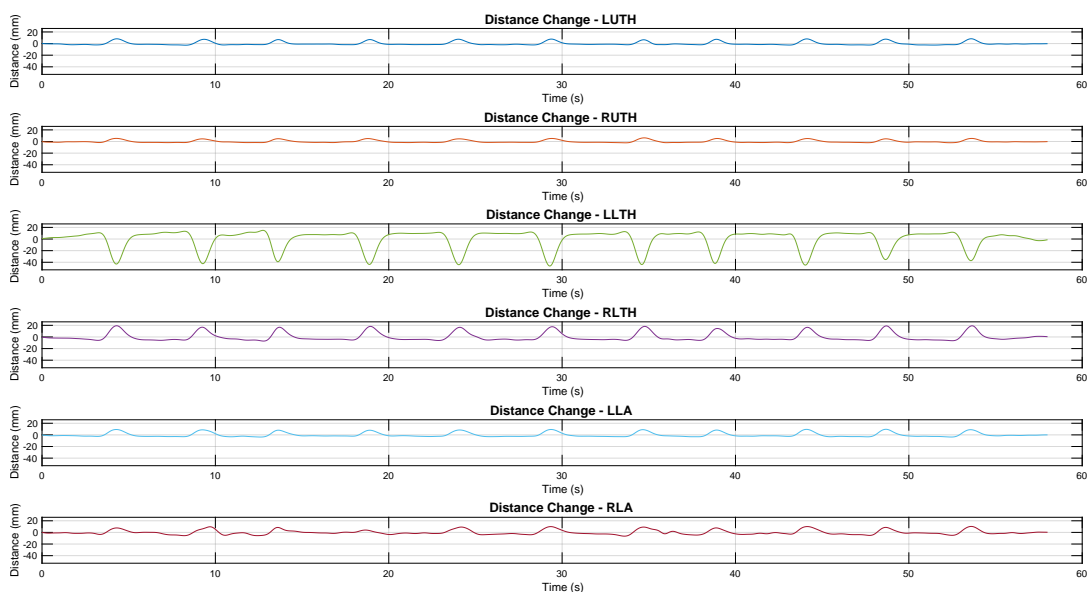
**Figur 4.10:** Andningsrörelse registrerad med fyra taggar, där vänstra lungan på dockan var avstängd. Andningsfrekvensen var 24 andetag per minut. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

## 4.4 Tester med 6 taggar:

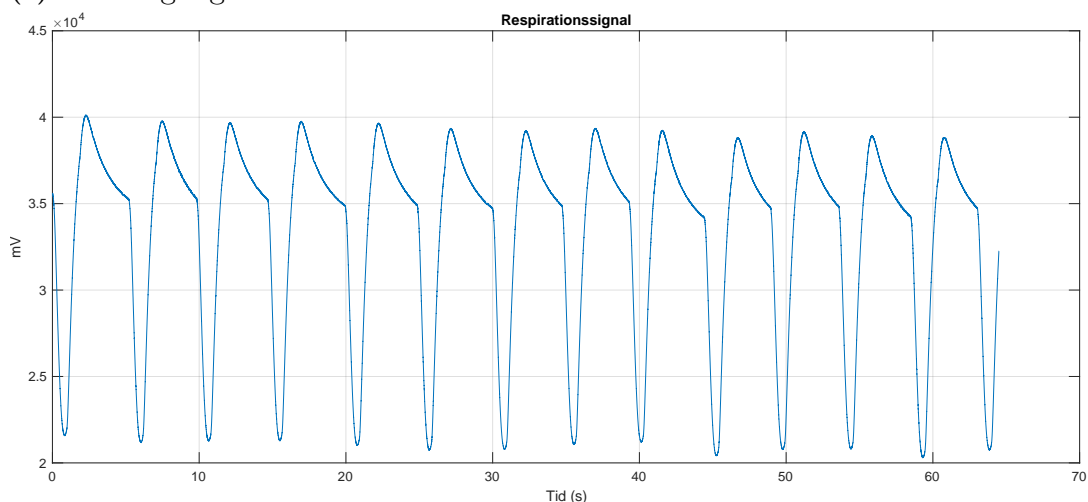
I denna del utökades mätupställningen till att omfatta sex taggar, med följande placeringar, LUTH, RUTH, LLTH, RLTH, LLA och RLA, som visas i figur 3.7a. Mätningar genomfördes under olika andningsfrekvenser på dockan: 12 och 18 andetag per minut, inklusive en simulerad avstängning av en sida av lungan. Respirationsbandet användes även i dessa tester för att parallellt registrera andningsrörelser.

### 4.4.1 Andningsfrekvens: 12 andetag/minut

Figur 4.11 visar resultatet där det användes sex taggar. Andningsfrekvensen var inställd på 12 andetag per minut. Signalerna från samtliga taggar visar att andningsrörelserna registrerades mellan höger och vänster sida i både bröstkorgen och buk. Dock observerades en avvikelse i signalen från tagg 3 (LLTH), som uppvisade en omvänd kurvform jämfört med de övriga. Den sista taggen, RLA, visar även en tydlig avvikelse, särskilt de första 30 sekunderna. Figur 4.11b visar andningsrörelsen registrerad med respirationsbandet under testet med sex taggar och en andningsfrekvens på 12 andetag per minut.



(a) Andningssignal erhållen med RFID

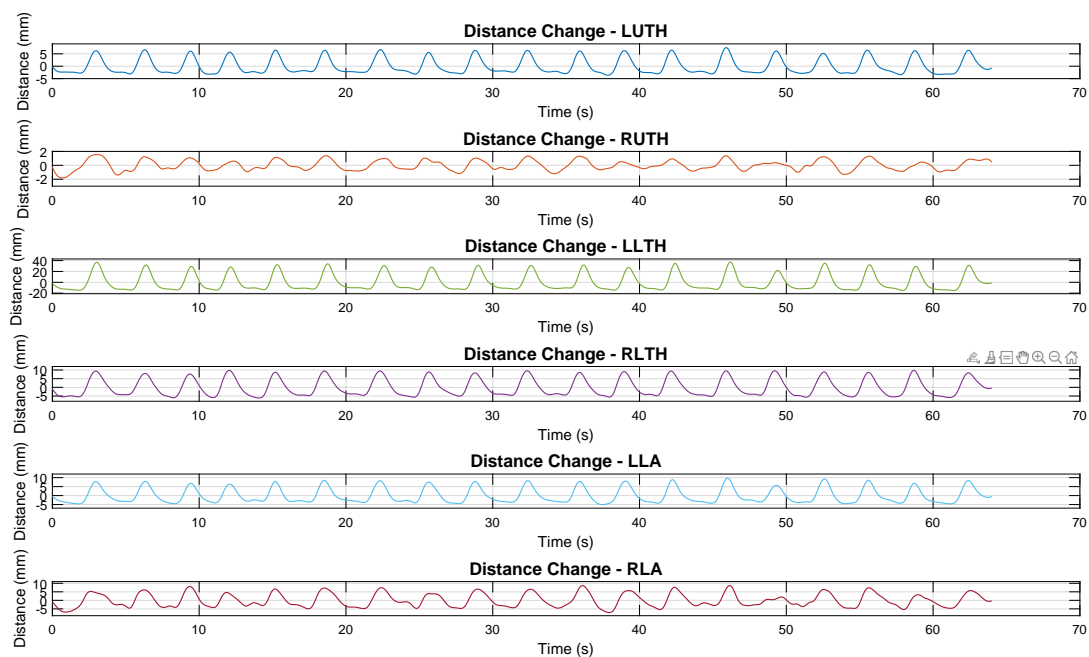


(b) Andningssignal erhållen med respirationsbandet

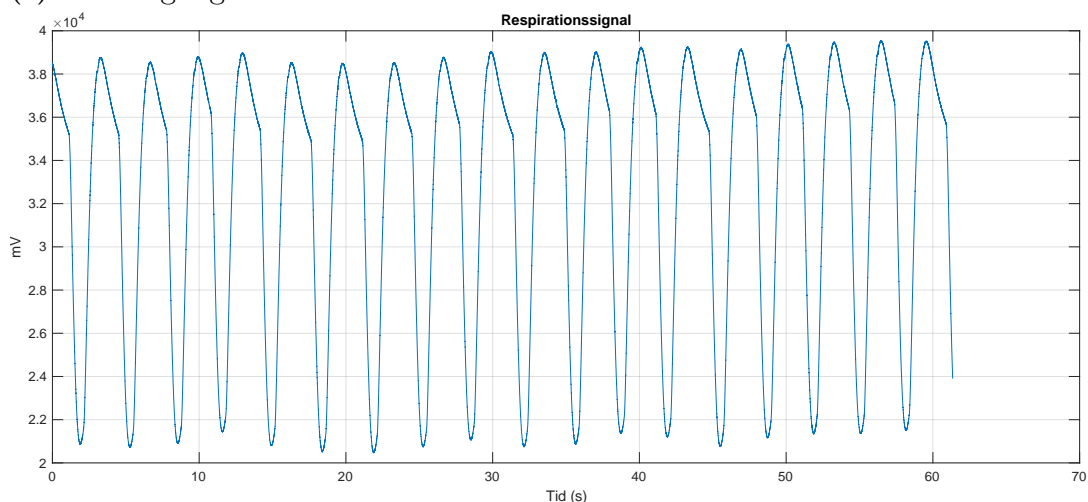
**Figur 4.11:** Visualisering av andningsrörelser med sex taggar vid 12 andetag per minut, där båda lungor är aktiva. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

#### 4.4.2 Andningsfrekvens: 18 andetag/minut

På grund av dåligt resultat vid 24 andetag per minut så visar Figur 4.12 signalerna från sex placerade taggar vid en andningsfrekvens på 18 andetag per minut. Samtliga taggar följer cykliska mönstret i takt med den inställda andningen. Dock kan man observera att signalerna från taggarna RUTH och RLA uppvisar viss ojämnhet jämfört med de övriga, trots att frekvensen och mönstret i stort sett följer samma linje. Figur 4.12b visar andningsmönster som registrerade med respirationsbandet som användes under testet med sex taggar och en andningsfrekvens på 18 andetag per minut.



(a) Andningssignal erhållen med RFID



(b) Andningssignal erhållen med respirationsbandet

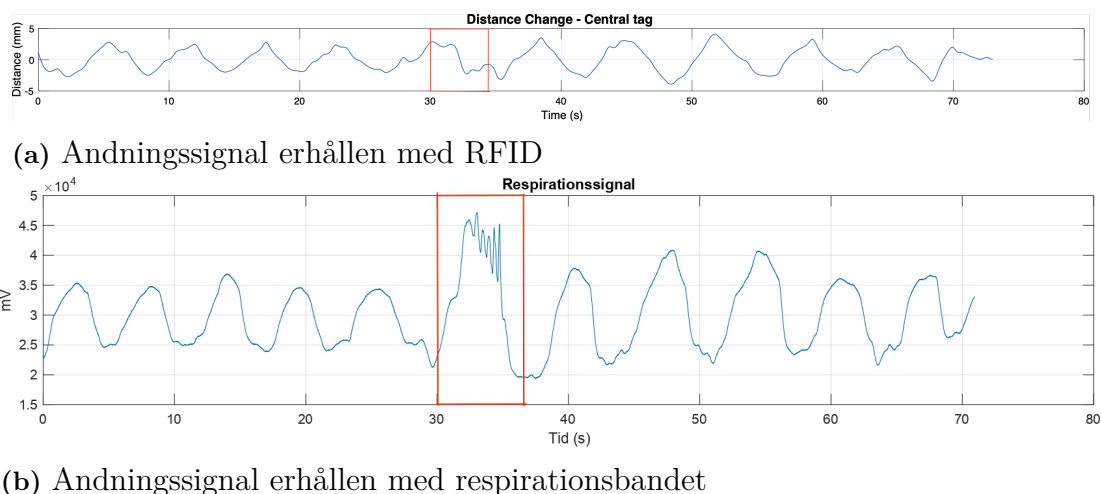
**Figur 4.12:** Visualisering av andningsrörelser med sex taggar vid 18 andetag per minut, där båda lungor är aktiva. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

## 4.5 Test av RFID taggarna på mänsklig försöksperson

I detta avsnitt presenteras resultaten från de tester som genomfördes på en mänsklig försöksperson. Försöken utfördes med 1, 2, 4 och 6 taggar placerades på försökspersonen, enligt samma mönster som användes på dockan. Testerna utfördes i viloläge med en normal andningsfrekvens. Figurer nedan visar insamlade data för varje test.

### 4.5.1 1 tagg

Figur 4.13 visar resultatet från ett test som är utfört på en försöksperson under samma testförhållanden som tidigare när det gäller avståndet mellan försökspersonen och vinkeln på läsaren. I detta test användes endast en RFID-tagg, som placerades ovanpå respirationsbandet för att möjliggöra direkt jämförelse mellan signalerna. Vid ungefär 30 sekunder in i mätningen, där det är markerad med en röd ruta i figuren 4.13, instruerades försökspersonen att hosta. Detta resulterade i en tydlig förändring i signalmönstret hos både RFID-taggarna och referenskurvan från respirationsbandet. Däremot kurvan från respirationsbandet uppvisar större störningar än RFID-signalerna, vilket sannolikt beror på att respirationsbandet mäter summan av rörelser över ett större område. Därför flera rörelser adderas tillsammans, vilket resulterar till kraftigare utslag i signalen. I övrigt uppvisar signalerna från både RFID-taggarna och respirationsbandet ett identiskt mönster med samma andningsfrekvens.

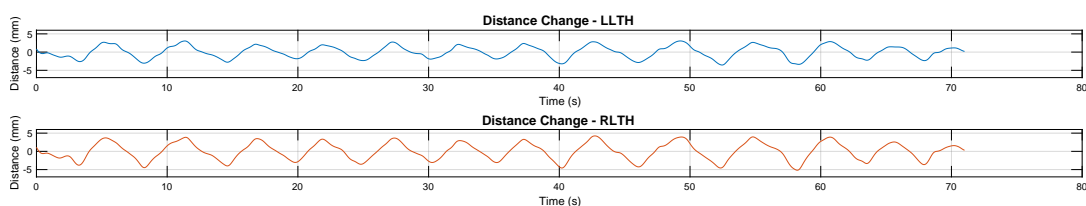


**Figur 4.13:** Andningsrörelse registrerad med en tagg placerad direkt ovanpå respirationsbandet på en försöksperson. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

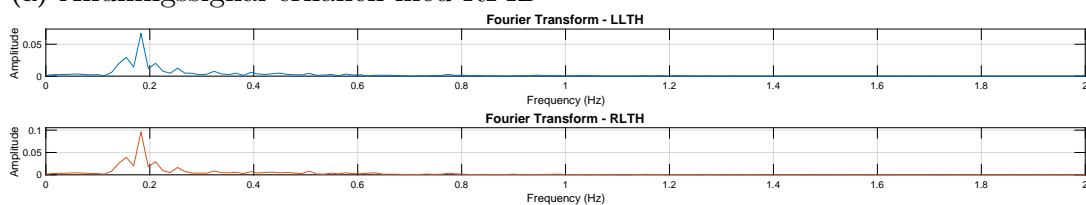
### 4.5.2 2 taggar

Nästa figur 4.14 visar mätresultat från ett test med två RFID-taggarna på försöksperson, en placerad vid LLTH medan den andra på vid RLTH. Testförhållandena

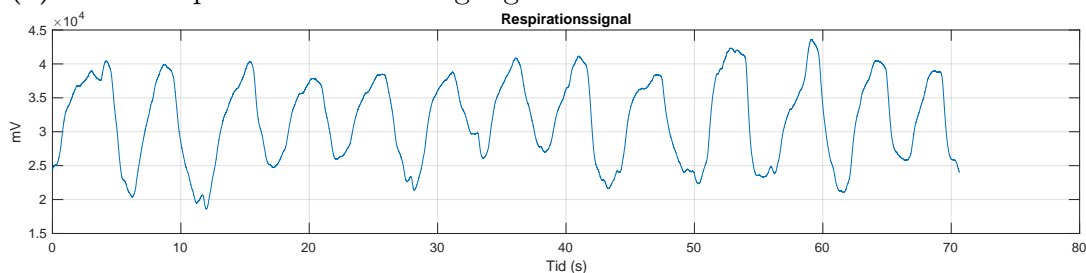
var i övrigt samma som tidigare. Figur 4.14a visar att kurvorna från de två RFID-taggar har identiska mönster med liknande amplitud, vilket tyder på symmetrisk andningsrörelse och god signalupptagning från båda sidor av bröstkorgen. I frekvensdomänen på figur 4.14b ses att topparna i både RFID- och referenssignalen ligger strax under 0.2 Hz, närmare bestämt vid cirka 0.185 Hz, vilket motsvarar ungefär 11 andetag per minut. Detta bekräftas även i tidsdomänen, där man genom att räkna topparna i både RFID-kurvan och referenssignalen från respirationsbandet erhåller samma andningsfrekvens.



(a) Andningssignal erhållen med RFID



(b) Frekvensspektrum av andningssignal



(c) Andningssignal erhållen med respirationsbandet

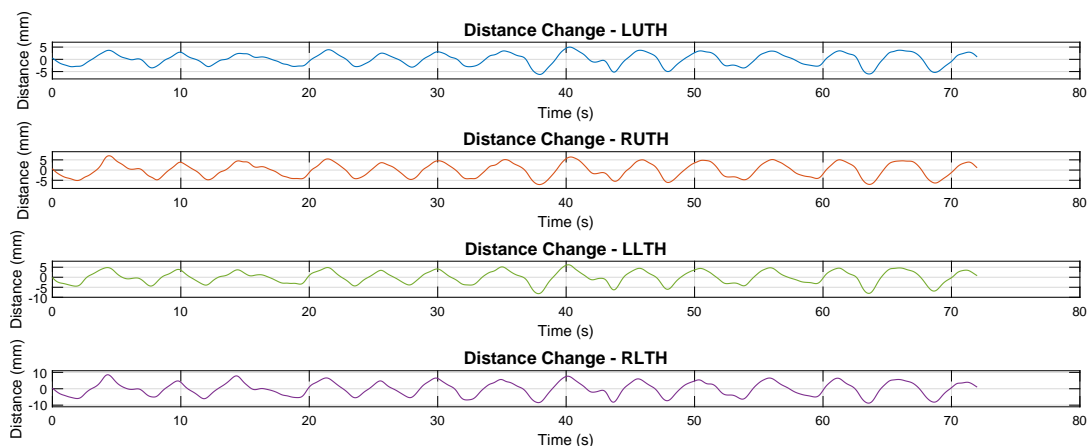
**Figur 4.14:** Andningsrörelser registrerad med två taggar placerad på bröstkorgen på en försöksperson. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) frekvensspektrum av andningssignal (c) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

### 4.5.3 4 taggar

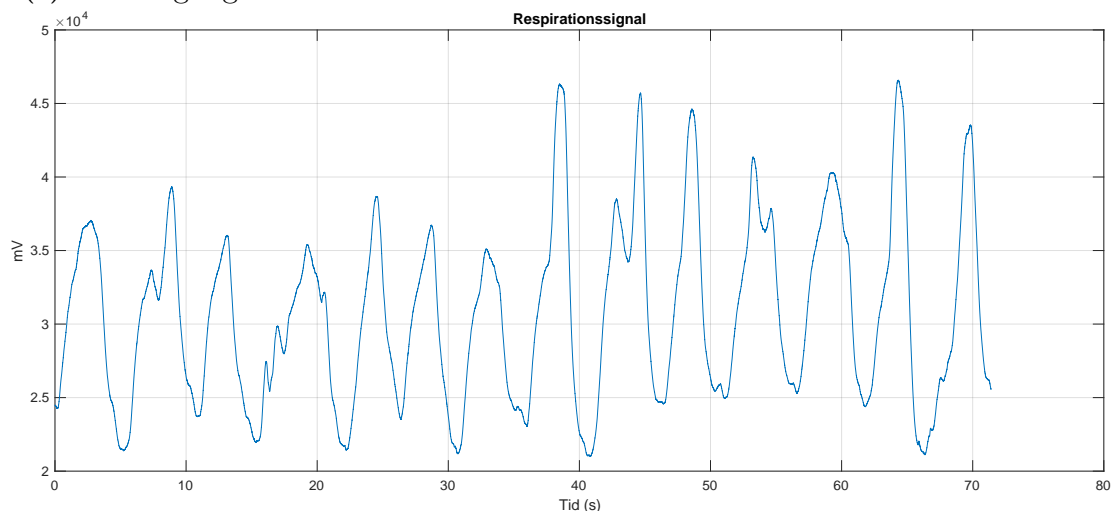
Figur 4.15 visar resultaten från testet med fyra RFID-taggar placerade på bröstkorgen hos en mänsklig försöksperson, med samma placeringar som tidigare använts vid tester på dockan. Signalerna visar tydliga och jämnt fördelade andningscykler från samtliga taggar, med god överensstämmelse och synkronisering mellan signalerna från höger och vänster sida. Vilket innebär att systemet kan detektera andningsrörelser på ett stabilt och symmetriskt sätt.

Figur 4.15b visar den motsvarande andningssignalen uppmätt med respirationsbandet under samma test. Signalen uppvisar variation i amplituden, med varierande

högre och lägre toppar, detta kan beror på variation i andningsdjup eller oregelbundenheter i försökspersonens andningsmönster vilket inte är ovanligt vid mänskliga tester. Antalet toppar i andningssignalen från respirationsbandet överensstämmer med antalet toppar i signalen erhållen med RFID, se figur 4.15a. Detta indikerar att RFID-metoden är pålitlig när det gäller mätning av andningsfrekvens.



(a) Andningssignal erhållen med RFID



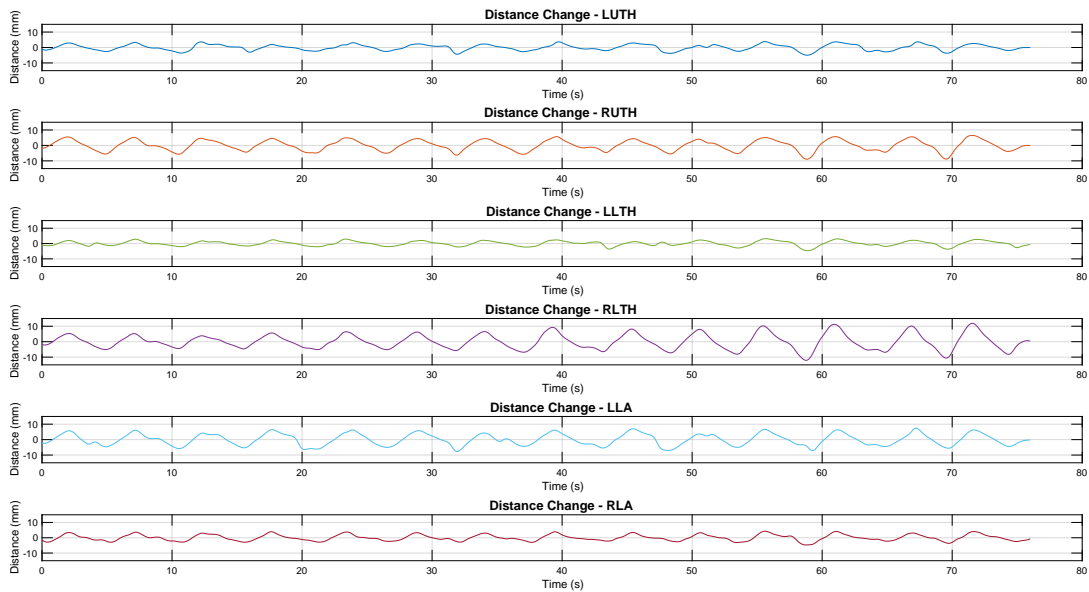
(b) Andningssignal erhållen med respirationsbandet

**Figur 4.15:** Andningsrörelse registrerad med fyra tagg placerad på en försöksperson. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

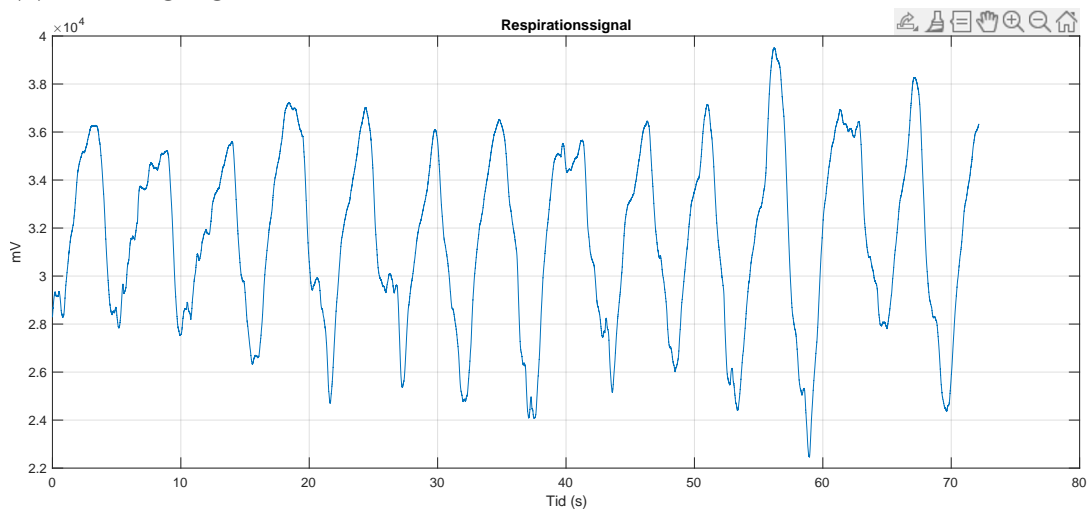
#### 4.5.4 6 taggar

Figur 4.16 visar andningssignaler registrerade från de sex RFID-taggarna placerade på försökspersonens bröstorg under testet. Samtliga kurvor uppvisar ett liknande andningsmönster, men amplituden varierar beroende på taggarnas placering. Exempelvis amplituden för LUTH och RUTH ligger ungefär på 5 mm, medan för LLA och RLA uppgår till cirka 10 mm. Denna skillnad anses vara rimligt, då LLA och RLA är placerade över buken, där andningsrörelserna är mer tydliga och därmed genererar större amplitud i signalen.

Figur 4.16b visar den motsvarande signalen från respirationsbandet under samma test. Antalet toppar i signalen överensstämmer med de som registrerats med RFID-taggar, vilket tyder på att RFID-metoden på ett tillförlitligt sätt kan mäta andningsfrekvens även hos människa.



(a) Andningssignal erhållen från RFID



(b) Andningssignal erhållen från respirationsbandet

**Figur 4.16:** Andningsrörelse registrerad med sex tagg placerad på en försöksperson. Delbilderna visar (a) andningssignal erhållen med RFID (b) andningssignal erhållen med respirationsbandet.

# 5

## Diskussion

Följande avsnitt kommer att diskutera om projektets resultat, utmaningar samt förslag om framtida förbättringar.

### 5.1 Resultat

Diskussion av resultatet delas in i två delavsnitt:

#### 5.1.1 Analys av mätresultat

De resultat som presenterades visar tydligt att RFID-tekniken har potential att användas för att registrera andningsrörelser på både simuleringsdocks och människa. En tydlig korrelation kunde observeras mellan signalmönster från taggarna och respirationsbandet, vilket indikerar att RFID på ett tillförlitligt sätt kan detektera bröstorgans rörelser under andning.

#### 5.1.2 Systemets prestanda i olika scenarier

Vid tester med enstaka taggar visade signalerna en god överensstämmelse med referenssignalen från respirationsbandet, särskilt under kontrollerade förhållanden såsom fixerad andningsfrekvens och statisk position (docka).

Signalernas komplexitet ökade vid fler taggar. Särskilt vid test med sex taggar observerades amplitudskillnader mellan vänster och höger sida samt fasförskjutningar. Det tyder på att systemets noggrannhet påverkas av interferens, taggarnas placering samt möjligtvis själva antennen. En möjlig förklaring kan vara multipath-effekter, där signalen reflekteras flera gånger innan den når läsaren, vilket kan påverka fasvärdena.

Vid tester med avstängd lunga hos simuleringsdockan uppstod tydlig asymmetri i signalstyrka mellan kroppens sidor. Detta indikerar att systemet har förmåga att identifiera ensidig lungfunktion - en aspekt där respirationsbandet visade begränsningar, eftersom det inte kan särskilja rörelser mellan sidorna lika effektivt.

### 5.2 Metod

Den utförda metoden i projektet diskuteras i två delar:

#### 5.2.1 Metodutvärdering

Den använda metoden var ändamålsenlig för projektets syfte. Kombinationen av tester på en simuleringsdocks och på mänskliga försökspersoner möjliggjorde en jämförelse mellan kontrollerade och mer realistiska förhållanden. Genom att variera parametrar såsom antal taggar, antennplacering och andningsfrekvens kunde vi

undersöka systemets kapacitet under olika scenarier.

Simuleringsdockan var särskilt användbar under initiala tester, då den gav hög reproducerbarhet och möjlighet till selektiv aktivering av lungor. Dock återger den inte fullt ut komplexiteten i mänsklig andning, där exempelvis variation i anatomi, rörelsemönster och vävnadsstruktur påverkar signalens kvalitet.

Vid tester på människa ökade signalvariationerna till följd av spontan andning och rörelseartefakter. Här var användningen av ett referensinstrument (respirationsband) avgörande för att validera RFID-systemets noggrannhet.

De tester som genomfördes med en sidovinkel genererade överlag rimliga resultat (se Appendix A), men metodiken visade sig vara mer komplex och gjorde det svårare att dra entydiga slutsatser vid användning av flera taggar. Däremot uppvisade testerna god noggrannhet vid ett mindre antal taggar, särskilt i intervallet 1–4. På grund av tidsbegränsningar valde vi att fokusera enbart på tester utförda med RFID-antennen placerad rakt ovanför försöket.

Signalbehandlingskedjan – inkluderande phase unwrapping, bandpassfiltrering och konvertering till avstånd – fungerade överlag väl. Denna process var avgörande för att kunna bedöma signalen man fick från RFID-systemet. Efter signalbehandlingen kunde man tydligt extrahera parametrar såsom antal andningsfrekvens, frekvensinnehåll samt amplituden, vilket visades under resultat.

### 5.2.2 Praktiska samt tekniska utmaningar

Flera praktiska utmaningar identifierades under projektets gång. En tidig utmaning var att fästa RFID-taggar på dockans gummiyta. Detta löstes genom att använda en t-shirt på dockan och fästa taggarna med deras eget klistermaterial. För antennens positionering användes ett höj- och sänkbart bord samt den inbyggda lampan i simuleringsrummet.

En större utmaning uppstod vid användning av fler taggar. I vissa fall uppvisade signalerna från vänster sida dubbelt så hög amplitud som från höger sida, och vissa taggar visade fasförskjutning – där toppar och dalar inte sammanföll. Intressant nog uppstod detta problem inte under senare tester eller vid mätningar på människa. Efter byte av taggar, användning av t-shirt på dockan samt justering av antennens höjd förbättrades signalen. Dock kvarstod viss amplitudskillnad mellan sidorna, vilket vi inte kunde fastställa den exakta orsaken till. Vår hypotes är att det kan bero på variation i signalreflektion eller inhomogen dämpning i materialet under taggarna.

## 5.3 Förslag för förbättringar

För mer tydlighet delas förslag för förbättringar in i 4 delavsnitt:

### 5.3.1 Utvecklingsmöjligheter och framtida arbete

För att öka systemets tillförlitlighet och kliniska användbarhet finns flera utvecklingsmöjligheter. Ett första steg vore att utreda varför mätresultaten varierar när fler taggar används. Fler tester med olika taggkonfigurationer samt jämförelser med alternativa RFID-läsare kan bidra till att klargöra huruvida signalavvikelserna beror på hårdvarubegränsningar.

Användning av mer biokompatibla taggar skulle också möjliggöra utökade tester på människa utan risk för hudirritation. Dessutom skulle det vara fördelaktigt att utveckla taggar som fäster bättre på icke-porösa ytor, såsom gummi.

### 5.3.2 Förbättrad signalbehandling

Vissa signaler påverkades av yttre brus, särskilt under tester på mänskliga försökspersoner. En mer avancerad signalbehandlingspipeline, med exempelvis adaptiva filter eller maskininlärningsbaserad brusfiltrering, skulle kunna förbättra datakvaliteten och särskilja artefakter från faktiska andningsrörelser.

### 5.3.3 Flexibel antenntpositionering

Hittills har RFID-läsaren positionerats rakt ovanför bröstkorgen ( $0^\circ$ ). Ett nästa steg skulle vara att undersöka effekten av att placera antennen i andra vinklar, till exempel  $30^\circ$ , för att möjliggöra sidobaserad mätning. Detta kan vara särskilt värdefullt vid övervakning av patienter i sittande position.

### 5.3.4 Vidare undersökning

För att förbättra generaliserbarheten bör fler tester genomföras på personer med olika kroppstyper och andningsmönster. Tester på patienter i kliniska miljöer, såsom postoperativ vård eller vid lungsjukdomar som KOL, vore en naturlig vidareutveckling av detta arbete.

# 6

## Slutsats

Sammanfattningsvis visade testresultaten att RFID-taggar med god noggrannhet kan mäta andningsfrekvensen genom att mäta rörelser i bröstkorgen. Signalerna uppvisar tydlig korrelation med referensdata från ett kommersiellt respirationsband. Efter signalbehandlingen kunde man extrahera parametrar såsom andningsfrekvens, frekvens ur frekvensdomänen, amplitud (vilket innebär bröstkorgens höjning) samt maximala amplituden. Metoden fungerade särskilt väl under kontrollerade förhållanden på dockan, medan rörelseartefakter och brus uppstod vid tester på människa, främst på grund av oönskade rörelser och spontan andning. Vid scenarion med ensidig lungaktivitet kunde systemet detektera asymmetri i signalerna, något som konventionella respirationsband inte kunde påvisa. Detta indikerar en potentiell klinisk fördel med RFID-baserad andningsövervakning i vissa vårdssituationer.

Antalet använda taggar hade betydande inverkan på både signalens innehåll och dess tillförlitlighet. Ett begränsat antal taggar, såsom en, var tillräckligt för att registrera andningsfrekvens, medan fler taggar – två till fyra – möjliggjorde mer detaljerad analys, exempelvis skillnader mellan lungornas aktivitet eller andningsrörelser i bukregionen. Dock ökade risken för signalinterferens och komplex databehandling i takt med att fler taggar användes, vilket ställer högre krav på signalhantering och systemdesign.

Metodmässigt visade studien att kombinationen av tester på simuleringsdocka och människa var avgörande för att utvärdera systemets prestanda under olika förhållanden. Resultatet bekräftar att RFID-tekniken har praktiskt tillämpbarhet i både statiska och mer dynamiska miljöer. För att öka systemets robusthet och kliniska användbarhet krävs dock fortsatt utveckling, särskilt avseende signalbehandling, antennplacering och testning på en större variation av kroppstyper i realistiska vårdmiljöer.

Avslutningsvis kan det konstateras att RFID-baserad kontaktlös andningsövervakning representerar ett lovande alternativ till befintliga metoder och har stor potential för framtida användning inom klinisk praxis. Dock krävs ytterligare utvecklingsarbete och validering för att nå klinisk mognad och bredare tillämpbarhet.

# Litteraturförteckning

- [1] Fagevik Olsen, M. (2006) Andningsvård efter kirurgi till högriskpatienter – färre komplikationer och snabbare återhämtning. \*Fysioterapi\*, (5), pp. 38–41. Fysioterapi Sverige. Available at: [https://fysioterapi.se/wp-content/uploads/Forskning\\_pagar\\_fysioterapi\\_nr5\\_2006.pdf](https://fysioterapi.se/wp-content/uploads/Forskning_pagar_fysioterapi_nr5_2006.pdf).
- [2] McSwain, S. D., Hamel, D. S., Smith, P. B., Gentile, M. A., Srinivasan, S., Meliones, J. N. *End-tidal CO<sub>2</sub>: the ‘gold standard’ for intubation confirmation?* Annals of Emergency Medicine, vol. 52, no. 5, pp. 607–608, 2008.
- [3] Chan, E. D., Chan, M. M., Chan, M. M. *Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations.* Respiratory Medicine, vol. 107, no. 6, pp. 789–799, 2013.
- [4] Seppa, V. P., Viik, J., Hyttinen, J. *Assessment of breathing by means of impedance pneumography: Comparison of commonly used signal processing methods.* Physiological Measurement, vol. 31, no. 7, pp. 903–914, 2010.
- [5] Feldman, J. M. *Optimal respiratory monitoring: moving from pulse oximetry to capnography.* Respiratory Care, vol. 55, no. 7, pp. 933–952, 2010.
- [6] Hagman, C., Janson, C., Malinowski, A., Hedenström, H., Emtner, M. *Measuring breathing patterns and respiratory movements with the respiratory movement measuring instrument.* Clinical Physiology and Functional Imaging, vol. 36, no. 6, pp. 414–420, 2016.
- [7] Olsén, M. F. and Romberg, K. (2010) Reliability of the Respiratory Movement Measuring Instrument, RMMI. \*Clinical Physiology and Functional Imaging\*, 30(5), pp. 349–353. Wiley.
- [8] Hagman, C., Janson, C., Malinowski, A., Hedenström, H. och Emtner, M. *Measuring breathing patterns and respiratory movements with the respiratory movement measuring instrument.* Clinical Physiology and Functional Imaging, vol. 36, s. 414–420, 2016. Tillgänglig: <https://doi.org/10.1111/cpf.12302> (Hämtad: 13 maj 2025).
- [9] Han, J. N., Stegen, K., Cauberghs, M., and Van de Woestijne, K. P. (1997) Influence of awareness of the recording of breathing on respiratory pattern in healthy humans. \*European Respiratory Journal\*, 10(1), pp. 161–166. European Respiratory Society.
- [10] Etikprövningsmyndigheten. *Behöver jag ansöka om etikprövning för studentarbeten på grund- eller avancerad nivå?* Tillgänglig: <https://shorturl.at/9Tk3c> (Hämtad: 23 april 2025).

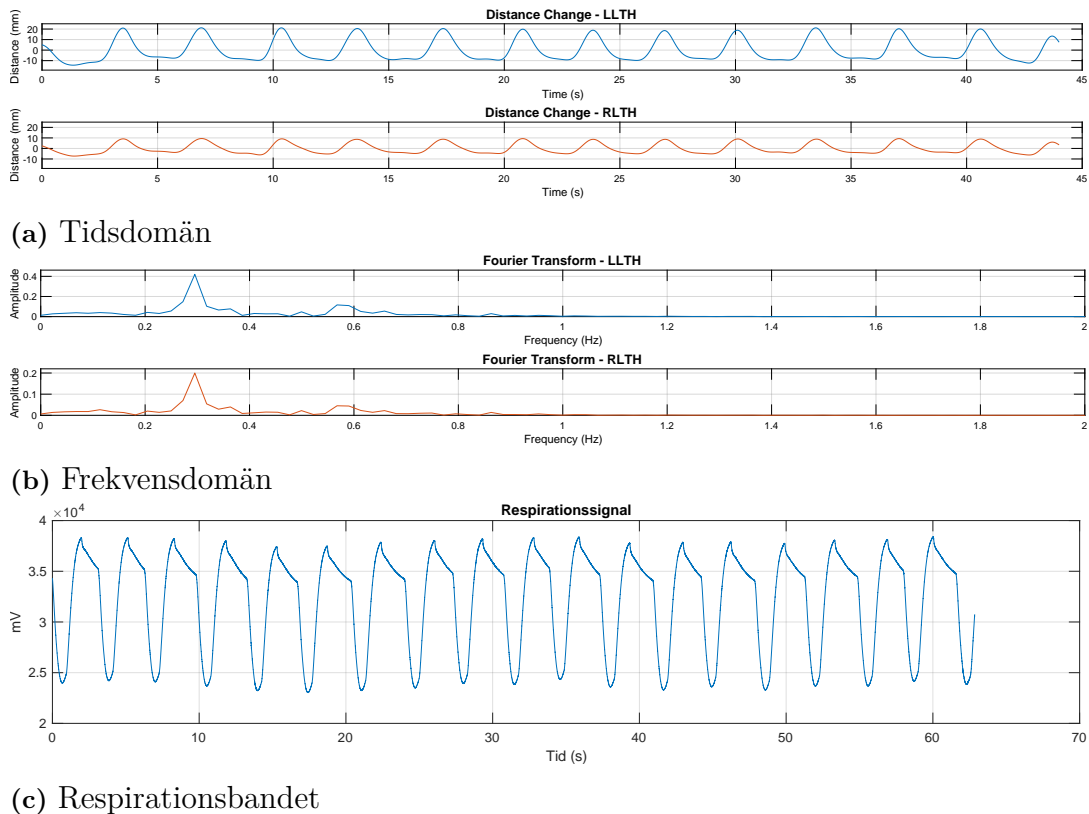
- 
- [11] Finkenzeller, K. (2010). *RFID Handbook: Fundamentals and Applications in Contactless Smart Cards, Radio Frequency Identification and Near-Field Communication* (3rd ed.). Wiley.
- [12] Liu, X., Yu, X., Wang, G., & Ni, L. M. (2019). A Phase-Based Method for Multiple Target Localization With a Reader–Tag–Antenna RFID System. *IEEE Internet of Things Journal*, 6(6), 9512–9524. <https://doi.org/10.1109/JIOT.2019.2928283>
- [13] Impinj, Inc., “Impinj Speedway RAIN RFID Readers,” *Impinj*, [Online]. Available: <https://www.impinj.com/products/readers/impinj-speedway> [Accessed: 15 May 2025].
- [14] Impinj. (2021) \*Speedway Revolution Reader Quick Start Guide\*. Document Version 3.0. Available at: <https://support.impinj.com/hc/en-us/articles/202755318-Speedway-Reader-Documentation> (Accessed: 19 March 2025).
- [15] Impinj, Inc., “Octane SDK,” *Impinj Support*, [Online]. Available: <https://support.impinj.com/hc/en-us/articles/202755268-Octane-SDK> [Accessed: 15 May 2025].
- [16] Avery Dennison. (2022) AD M730 / AD M750 Inlays and Tags – Product Data Sheet. Available at: <https://rfid.averydennison.com/content/dam/averydennison/rfid/solutions/products/data-sheets/AD-M730-M750-ProductDataSheet.pdf> (Accessed: 19 March 2025).
- [17] Zhang, Y., Ding, X., Lu, Z. (2006). Phase Unwrapping Algorithm for Processing of Interferometric Synthetic Aperture Radar (InSAR) Data. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, 44(8), 2006–2015. doi:10.1109/TGRS.2006.875941.
- [18] Brinkman, J. E., & Sharma, S. (2022). Physiology, Respiratory Rate. *StatPearls Publishing*. Hämtad från <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537306/>.
- [19] PLUX – Wireless Biosignals. *Inductive Respiration (RIP) Sensor*. Tillgänglig: <https://www.pluxbiosignals.com/collections/respiratory/products/inductive-respiration-rip-sensor> (Hämtad: 13 maj 2025).

# A

## Appendix

### A.1 2 taggar, andningsfrekvens på 18

Vid detta test valdes en andningsfrekvens på 18 andetag per minut, se figur A.1. Testförhållandena var desamma som i tidigare tester. Resultatet visar att signalerna från de två taggarna i stort sett uppvisar samma mönster och frekvensinnehåll som tidigare. Dock observerades i figur A.1a att amplituden på signalen från LLTH-taggen var ungefär dubbelt så hög som den från RLTH-taggen. För att bekräfta mätningens noggrannhet jämfördes den observerade andningsfrekvensen från RFID-signalerna med referenssignalen från respirationsbandet i figur A.1c, vilket stämde.

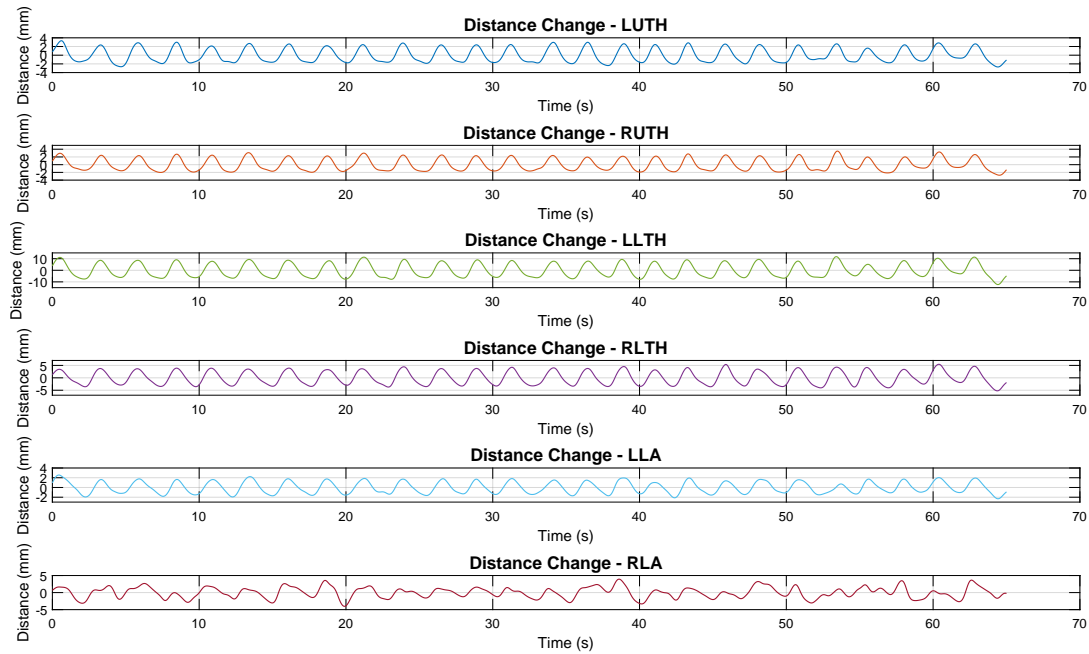


**Figur A.1:** Andningsrörelser registrerad med två taggar placerad på bröstkorgen vid en andningsfrekvens på 18 andetag per minut. Del bilderna visar (a) signal i tidsdomän, (b) signal i frekvensdomän och (c) respirationsbandets signal.

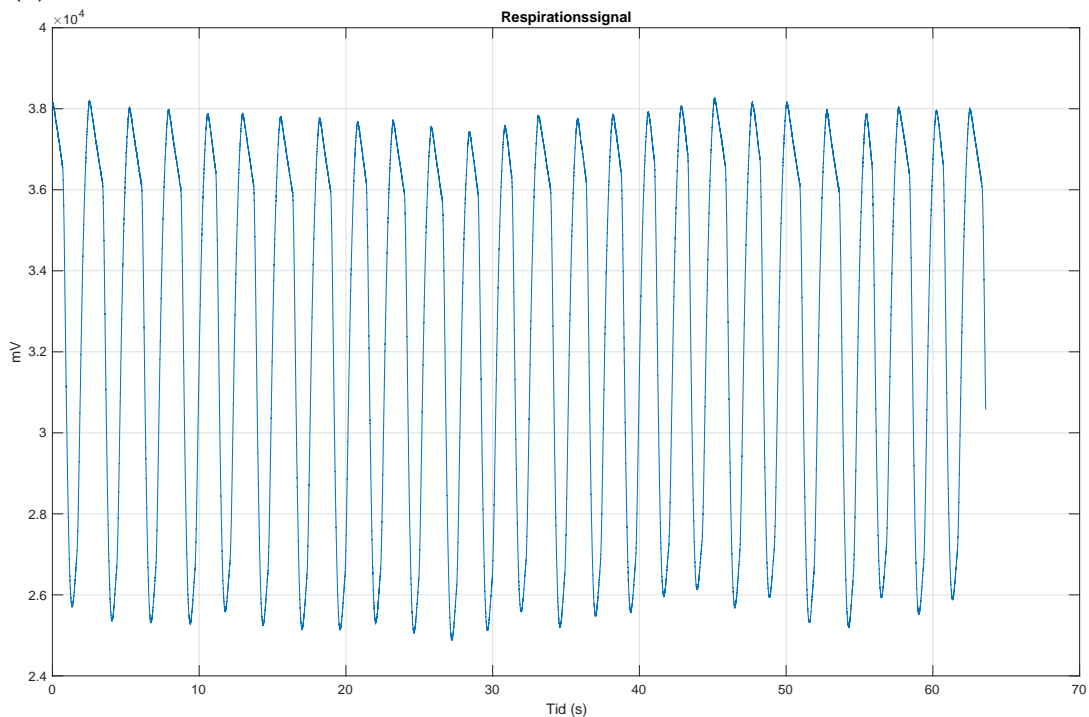
### A.2 Avstängd lunga

I denna del av testet undersöktes signalerna från sex RFID taggar vid en ensidig lungaktivitet, där en lungdel stängdes av för att stimulera en ensidig andning. Figur A.2 visar andningsaktiviteten registrerade från sex taggarna placerade på dockan under testet, där endast den vänstra lungan var aktiv. Signalerna från den vänstra

sidan av bröstkorgen uppvisar högre amplitud än de från den högra sidan. Figur A.2b visar andningsmönster som registrerade med respirationsbandet som användes under testet, där andningsfrekvensen var 24 andetag per minut och det högra lungan var avstängd.



(a) Tidsdomän

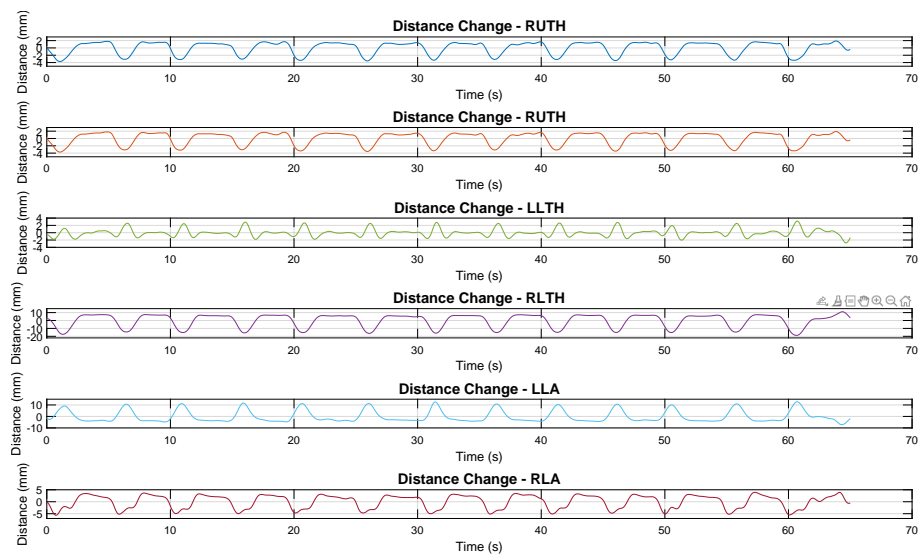


(b) Respirationsbandet

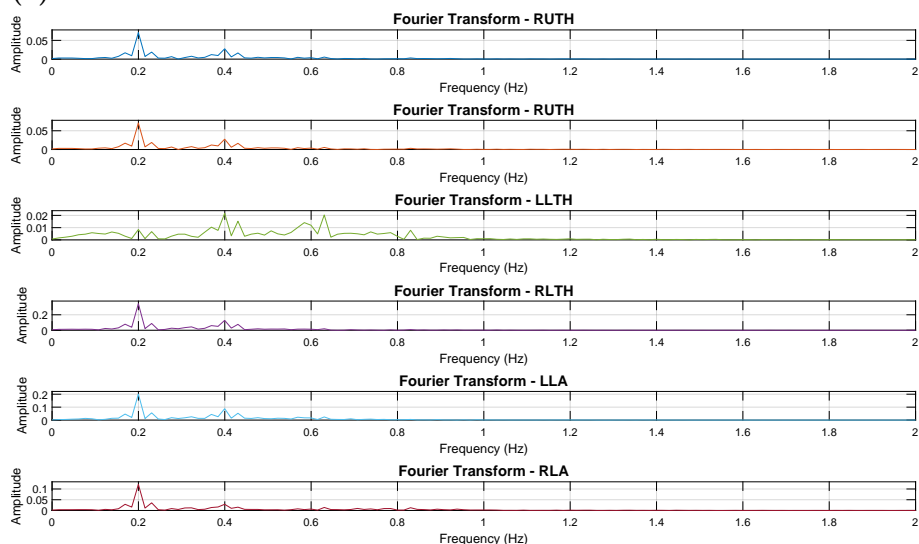
**Figur A.2:** Andningsrörelse registrerad med sex taggar under testet, där högra lungan på dockan var avstängd. Andningsfrekvensen var 24 andetag per minut. Del bilderna visar (a) signal i tidsdomän och (b) respirationsbandets signal.

### A.3 6 taggar, andningsfrekvens på 12, avstånd 18 cm

Figur A.3 visar resultatet från sex taggar vid en andningsfrekvens på 12 andetag per minut. Taggar är placerade på samma sätt som tidigare tester med sex taggar. Mätningen genomfördes med antennen positionerad 18 cm från bröstkorgen med en direkt vinkel riktad mot de övre taggarna. Trots detta uppvisar flera taggar dåliga toppar. Figur A.3b visar fouriertransformen från samma test med sex taggar, där samtidiga taggar visar en tydlig topp vid den förväntade andningsfrekvens med undantag för tagg nummer tre (LLTH). Denna tagg skiljer sig från de övriga genom att visa en avvikande frekvenskurva.



(a) Tidsdomän

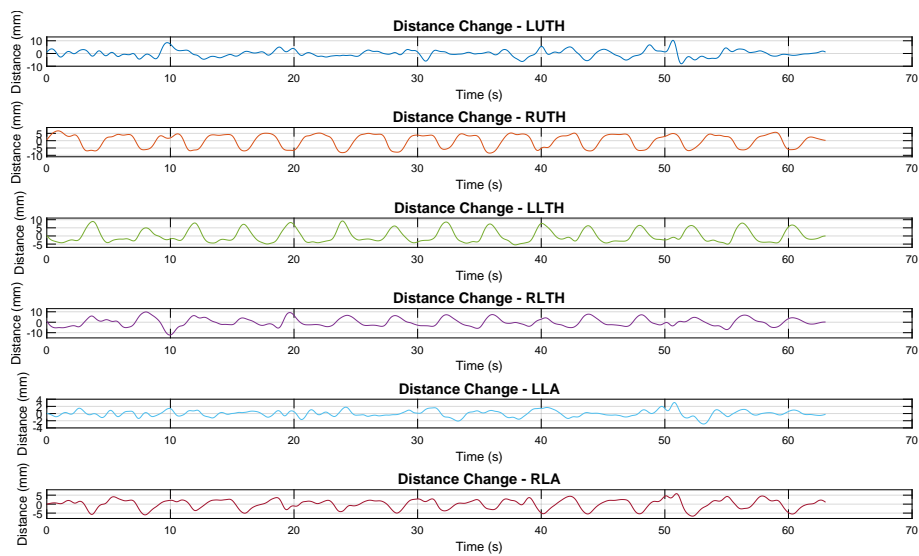


(b) Frekvensdomän

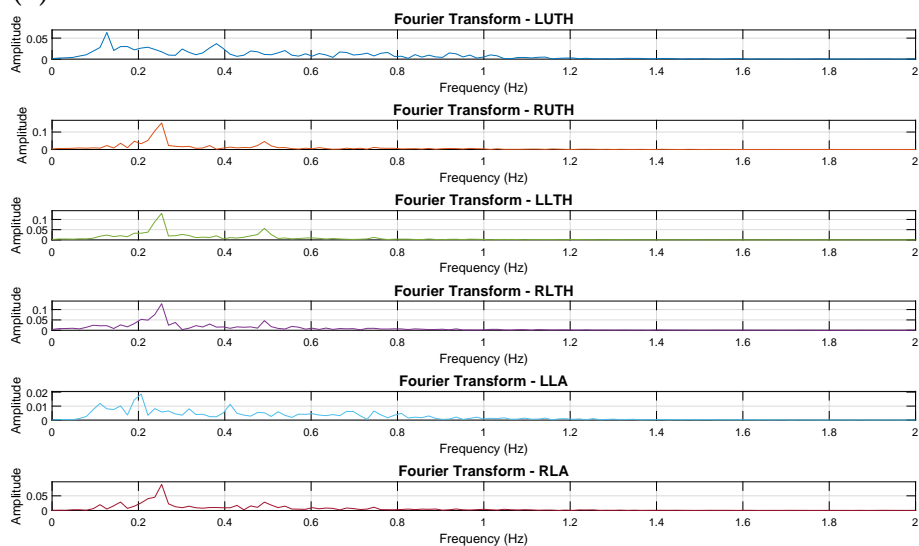
**Figur A.3:** Andningsrörelser registrerad med sex taggar placerad på bröstkorgen vid en andningsfrekvens på 12 andetag per minut. Del bilderna visar (a) signal i tidsdomän och (b) frekvensdomän.

## A.4 Avstängd vänster lunga med $53^\circ$ antennvinkel

Figur A.4 visar resultatet från sex taggar vid en andningsfrekvens på 15 andetag per minut, med ett avstånd på 1 meter i x-led och 70 cm i y-led, där vänster lunga var avstängd. Testet genomfördes med antennen var placerad i en vinkel på 53 grader mot bröstkorgen. Det finns en amplitud skillnad mellan höger och vänster lunga där höger sida visar en högre signalstyrka. Figur A.4b visar fouriertransformens resultat, där samtliga taggar visar toppar vid ungefär samma frekvens. Däremot är signalstyrkan högre för taggarna på höger sida. Fouriertransformen för den tredje taggen följer också den höger sidans fouriertransformen.



(a) Tidsdomän

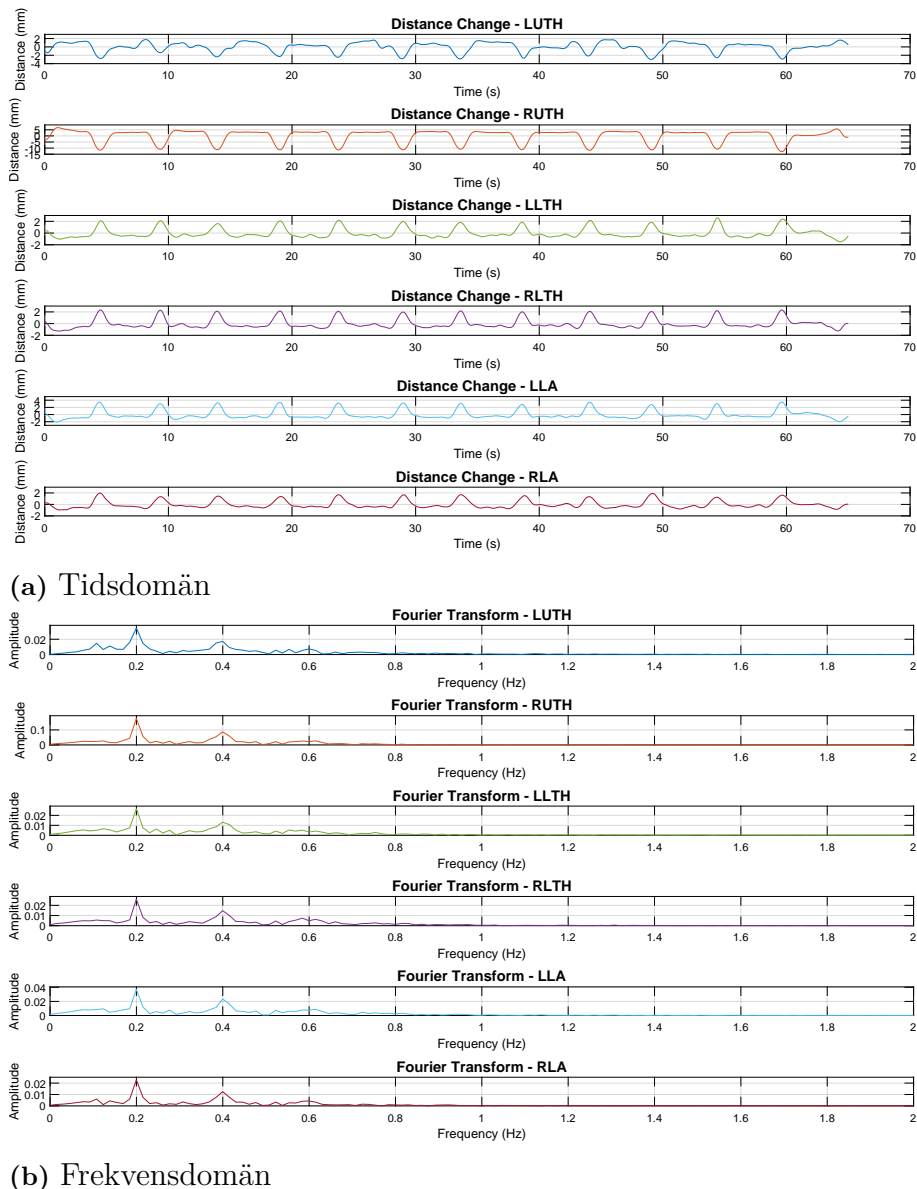


(b) Frekvensdomän

**Figur A.4:** Andningsrörelser registrerad med sex taggar placerad på bröstkorgen vid en andningsfrekvens på 15 andetag per minut. Under testet var vänster lunga avstängd. Del bilderna visar (a) signal i tidsdomän och (b) frekvensdomän.

## A.5 Andningsanalys vid $40^\circ$ antennvinkel

Figur A.5 visar resultatet från testet genomfördes med antennen placerad på en höjd av 46 cm och i en vinkel på 40 grader, vid en andningsfrekvens på 12 andetag per minut. De två första taggarna uppvisar ett omvänt mönster jämfört med de övriga och amplituden för den andra taggen är onormalt hög. Figur A.5b visar fouriertransformen av samma test, där det visade sig signalerna vara konsekventa och stabila i frekvensdomän, trots tidsdomän avvikelser.



**Figur A.5:** Andningsrörelser registrerad med sex taggar placerad på bröstkorgen vid en andningsfrekvens på 12 andetag per minut, med antennen placerad på en höjd av 46 cm och i en vinkel på 40 grader. Del bilderna visar (a) signal i tidsdomän och (b) frekvensdomän.

**INSTITUTIONEN FÖR ELEKTROTEKNIK**  
**CHALMERS UNIVERSITY OF TECHNOLOGY**  
Göteborg, Sverige  
[www.chalmers.se](http://www.chalmers.se)



**CHALMERS**