



CHALMERS



Mätning av hjärt- och andningsfrekvens med 60 GHz radarsensor på chip

En portabel prototyp med signalbehandling i realtid

Kandidatarbete inom mikrovågselektronik MCCX02-19-06

ERIK ANGERT SVENSSON
SEBASTIAN GÖBEL
EMIL JOHANSSON
SIMON NORDENSTRÖM
JULIA NYSTRAND
ALBIN WARNICKE

KANDIDATARBETE 2019: MCCX02-19-06

Mätning av hjärt- och andningsfrekvens med 60 GHz radarsensor på chip

En portabel prototyp med signalbehandling i realtid

ERIK ANGERT SVENSSON
SEBASTIAN GÖBEL
EMIL JOHANSSON
SIMON NORDENSTRÖM
JULIA NYSTRAND
ALBIN WARNICKE



CHALMERS

Institutionen för Mikroteknologi och Nanovetenskap
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg, Sverige 2019

Mätning av hjärt- och andningsfrekvens med 60 GHz radarsensor på chip
– En portabel prototyp med signalbehandling i realtid

Erik Angert Svensson

Sebastian Göbel

Emil Johansson

Simon Nordenström

Julia Nystrand

Albin Warnicke

© Angert Svensson, Göbel, Johansson, Nordenström, Nystrand, Warnicke, 2019.

Handledare: Hans Hjelmgren, Mikrovågselektronik och Dan Kuylenstierna, Mikrovågselektronik

Examinator: Vessen Vassilev, Mikrovågselektronik

Kandidatarbete 2019

Institutionen för Mikroteknologi och Nanovetenskap

Chalmers Tekniska Högskola

SE-412 96 Göteborg

Telefon +46 31 772 1000

Typsatt i L^AT_EX

Göteborg, Sverige 2019

Mätning av hjärt- och andningsfrekvens med 60 GHz radarsensor på chip
– En portabel prototyp med signalbehandling i realtid
Erik Angert Svensson, Sebastian Göbel, Emil Johansson, Simon Nordenström, Julia Nystrand, Albin Warnicke
Institutionen för Mikroteknologi och Nanovetenskap
Chalmers Tekniska Högskola

Sammandrag

Dagens metoder för mätning av hjärt- och andningsfrekvens kräver att mätutrustning fästs direkt på kroppen. I vissa fall är det önskvärt att kunna utföra en beröringsfri mätning, exempelvis på brännskadade patienter eller när det föreligger hög smittorisk. Syftet med projektet var därför att ta fram en portabel prototyp som med hjälp av ett billigt radarchip kan mäta hjärt- och andningsfrekvens på en människa samt presentera resultatet i realtid via en Android-applikation. Prototypen baseras på radarchippet A111 från Acconeer kopplat till en Raspberry Pi (enkorts dator). Dessutom innefattar prototypen en radarlins av teflon och är innesluten i ett 3D-utskrivet hölje. Signalbehandling bestående av schmitttrigger för detektion av andningsfrekvens samt FFT för detektion av hjärtfrekvens är implementerad i Python på enkortsdatorn. Utvärdering av prototypen visar att mätresultaten hade relativt hög tillförlitlighet. Korrelationen mellan prototypen och en optisk pulsklocka som referens vid mätning av hjärtfrekvens är 0,60. Medelvärdet av skillnaden är 1,6 bpm, med en standardavvikelse på 2,1 bpm. Andningen skiljer sig i genomsnitt 0,7 andetag per minut jämfört med den verkliga andningsfrekvensen och korrelationen mellan riktig och radarmätt andningsfrekvens är 0,933. Samtidigt finns vissa begränsningar med metoden. Bland annat är metoden känslig för rörelser och kräver därför att personen vars hjärt- och andningsfrekvens ska detekteras endast får göra små rörelser. En annan begränsning är att de använda metoderna för signalbehandlingen ger en tidsfördröjning på cirka 30 s för både hjärt- och andningsfrekvensen.

Nyckelord: radar, radarchip, koherent pulsad radar, dopplerskift, mikrovågor, hjärtfrekvens, andningsfrekvens, fouriertransform, schmitttrigger, vitalparametrar, FFT, Raspberry Pi, realtid.

Abstract

Today's methods for measuring heart rate and respiratory rate require measuring equipment directly attached to the body. However, in some cases, it is desirable to perform non-contact measurements, such as in the case of severely burned patients or when there is a high risk of infection. The aim of the project was therefore to develop a portable prototype based on a low-cost radar chip, that can measure heart and respiratory rate on a human being. The results are displayed in real-time in an Android application. The prototype uses the A111 radar chip from Acconeer together with a Raspberry Pi (single-board computer). Moreover, a radar lens made out of teflon is included and everything is embedded in a 3D-printed case. The signal processing consists of a digital Schmitt trigger to detect respiratory rate and an FFT algorithm to detect heart rate. Furthermore, it was implemented in a Python script on the single-board computer. Evaluation of the prototype showed that the measurements had relatively high reliability. The correlation between the prototype and an optical pulse watch as a reference for heart rate measurement was 0,60. The average value of the differences was 1,6 bpm, with a standard deviation of 2,1 bpm. Breathing differed on average 0,7 breaths per minute compared to the actual respiratory rate. The correlation between the correct and radar-measured respiratory rate was 0,933. There are however some limitations regarding the method. The method is sensitive to movements and thus the person whose heart and breathing frequency is measured has to be approximately at rest. Another limitation is that the methods used for signal processing result in time delays of about 30 seconds for both the heart rate and respiratory rate.

Keywords: radar, radar chip, pulsed coherent radar, Doppler shift, microwaves, heart rate, respiratory rate, Fourier transform, Schmitt trigger, vital signs, FFT, Raspberry Pi, real-time.

Förord

Denna rapport behandlar ett kandidatarbete skrivet under vårterminen 2019 på Chalmers tekniska högskola vid institutionen för Mikroteknologi och Nanovetenskap. Projektet är utfört av sex studenter med bakgrund från programmen Teknisk fysik och Elektroteknik. Arbetet innefattar mätning av hjärt- och andningsfrekvens med hjälp av radarchip.

Först vill vi rikta ett stort tack till handledarna Dan Kuylenstierna och Hans Hjelmgren för deras stora engagemang och stöd under projektets gång. Vi vill även tacka Peter Almers från Acconeer, Karl Granström, Ants Silberberg, Wiebke Aldenhoff, Serguei Cherednichenko och Vessen Vassilev för vägledning och tillhandahållande av utrustning som behövdes för projektet. Slutligen vill vi också tacka Rasmus Westergren, Oskar Johansson och Viktor Rehnberg som hjälpt till med 3D-utskrifter.

Erik Angert Svensson, Sebastian Göbel, Emil Johansson, Simon Nordenström,
Julia Nystrand och Albin Warnicke

Göteborg, maj 2019

Innehåll

Sammandrag	iii
Abstract	iv
Förord	v
Figurer	viii
Ordlista	ix
1 Inledning	1
1.1 Syfte och mål	1
1.2 Problemformulering	1
1.3 Avgränsningar	2
2 Teori	3
2.1 Radarteknologi	3
2.1.1 Avståndsmätning, dopplerskift och SNR	3
2.2 Fysiologisk rörelse och radar	4
2.2.1 Hjärt- och andningsrörelse	4
2.2.2 Reflektion och inträngningsdjup	5
2.3 Signalbehandling av radardata	5
2.3.1 Diskret fouriertransform och FFT	5
2.3.2 Digital schmittrigger	6
3 Metod och utförande	7
3.1 Signalbehandling av radardata	7
3.1.1 Målföljning och filtrering av bröstorgans rörelser	9
3.1.2 Schmittrigger-metoden för detektering av andningsfrekvens	9
3.1.3 Metod för detektering av hjärtfrekvens	9
3.2 Utveckling av interaktiv Android-applikation	10
3.3 Konstruktion av bärbar prototyp	10
3.4 Utvärdering av prototyp och radarsystem	10
4 Resultat	12
4.1 Signalbehandling i realtid av hjärt- och andningsfrekvens	12
4.2 Utvärdering av metoden för detektion av andningsfrekvens	15
4.3 Utvärdering av metoden för detektion av hjärtfrekvens	16
4.4 Portabel prototyp	18
4.4.1 Precision och stabilitet av prototypens radarsystem	19
4.5 Android-applikation för visualisering av uppmätta frekvenser	19
5 Diskussion	21
5.1 Utvärdering av prototyp och metoder för signalbehandling	21
5.1.1 Signalbehandling i realtid utförd av prototypen	21

Innehåll

5.1.2	Utvärdering av Schmittrigger-metoden för mätning av andningsfrekvens	22
5.1.3	Utvärdering av metod för mätning av hjärtfrekvens	23
5.1.4	Radarns precision och begränsningar	24
5.1.5	Valmöjligheter för applikationen och den bärbara prototypen .	24
5.2	Etiska aspekter av trådlös mätning av vitalparametrar	25
5.3	Vidareutveckling och framtida användningsområden	25
6	Slutsats	27
	Referenser	28
A	Appendix: Resultat från tygmätningar	I
B	Appendix: Mätning 2 i Figur 4.8a	II

Figurer

3.1	(a) Sensorkort XR112. (b) Radarchip A111.	7
3.2	Blockdiagram för signalbehandlingskedja för både andning och hjärtfrekvens.	8
4.1	Forcerad andning uppmätt i realtid. Försökspersonen andas med frekvensen 0,2 Hz. Signalen har en insvängningstid på cirka 30 s, då den går igenom filtret.	13
4.2	Frekvensspektrum från fouriertransformen av hjärtsignalen. (a) Hjärtfrekvensen syns tydligt vid 64 bpm. (b) Situation där det är svårare att urskilja hjärtfrekvensen vid 70 bpm.	14
4.3	Jämförelse av hjärtfrekvens mellan radarmätning med prototyp och pulsklocka. Färgskalan motsvarar graden av tillförlitlighet av radarmätningen som prototypen signalerar.	15
4.4	Digital schmittrigger vid någorlunda naturlig andning. (a) De horisontella röda kurvorna representerar hysteresen med $k = 0,5$ och $\tau = 5$ s (se ekvation (3.1)) medan den blå är den filtrerade signalen för andning. (b) Utsignal efter schmittrigger.	15
4.5	Jämförelse mellan hjärtfrekvens mätt med radar och pulsklocka. I (a) syns ett exempel på en lyckad mätning och i (b) syns ett exempel på en mindre framgångsrik mätning.	16
4.6	Spektrogram av mätningen i Figur 4.5a	17
4.7	Spektrogram av mätningen i Figur 4.5b	17
4.8	Medelskillnaden mellan en radarmätning på 240 s och motsvarande mätning med en pulsklocka. Felstaplarna markerar en standardavvikelse för medelskillnaden. (a) Medelskillnaden för två separata mätningar behandlade med olika längd T_{FFT} på fouriertransformen. (b) Medelskillnad för flera mätningar med olika medelpuls och konstant längd på fouriertransformen, $T_{FFT} = 20$ s.	18
4.9	Prototyp innehållande enkorts dator, radar, lins och batteripaket. . . .	19
4.10	Applikationens tre aktiviteter. (a) Huvudaktivitet som visar hjärt- och andningsfrekvens över tid i två grafer. (b) Inställningsaktivitet som i huvudsak innehåller Bluetooth-inställningar och information om applikationen. (c) Aktivitet som startas när applikationen roteras visar andningsamplituden i realtid.	20
B.1	En jämförelse mellan radarmätningen och pulsklockan för $T_{FFT} = 20$ s	II

Ordlista

Aktivitet enskilt användargränssnitt i Android.

bpm förkortning från engelskans beats per minute, slag per minut.

FFT förkortning från engelskans Fast Fourier Transform, snabb fouriertransform. En algoritm för att utföra en diskret, begränsad fouriertransform.

GitHub grafiskt versionshanteringssystem.

IDE förkortning från engelskans Integrated Development Environment, integrerad utvecklingsmiljö. Ett program för att skriva, hantera och felsöka programkod.

MAC-adress förkortning från engelskans Media Access Control, används för att unikt identifiera varje existerande nätverkskort.

Radar förkortning från engelskans radio detection and ranging, anordning som sänder ut och detekterar radiovågor för lokalisering och avståndsbestämning av objekt.

RFCOMM en samling protokoll för att efterlikna en serieport vid Bluetooth-kommunikation.

SNR förkortning från engelskans Signal-to-Noise Ratio, signal-brusförhållande. Förhållandet mellan signalens och brusets styrka.

STFT förkortning från engelskans Short Time Fourier Transform, korttidsfouriertransform. Fouriertransform applicerad på ett litet tidsfönster som flyttas i tiden. Detta ger en beskrivning av fouriertransformen över både frekvens och tid.

Tråd exekverar programkod sekventiellt. Ett datorprogram kan bestå av flera trådar som exekverar programkod parallellt.

XML Extensible Markup Language, en standard för att utbyta data mellan olika system.

1 Inledning

Mätning av vitalparametrar som hjärt- och andningsfrekvens är centralt för fysiologisk karakterisering av en individs hälsotillstånd. Karakterisering av hälsotillståndet behövs bland annat för att identifiera sjuka personer, avgöra vårdbehovet för patienter samt vårda svårt sjuka patienter under bevakning. Dagens metoder för mätning av hjärt- och andningsfrekvens kräver att mätutrustning fästs direkt på kroppen, exempelvis vid elektrokardiografi (EKG) [1] där elektroder fästs på huden eller vid pulsmätning med pulsband som spänns runt bröstkorgen. Andningsfrekvensen kan mätas med hjälp av ett trycksatt band som spänns runt bröstkorgen, på liknande sätt som vid blodtrycksmätning där ett trycksatt band spänns runt armen. För att öka flexibiliteten och tillgängligheten att mäta hjärt- och andningsfrekvens är det önskvärt att utveckla mätmetoder där ingen kroppsberöring sker. Det skulle bland annat kunna minska smittorisen i sjukvården vid en virusepidemi och användas för att övervaka brännskadade patienter med känslig hud.

En teknik som kan mäta både hjärt- och andningsfrekvens trådlöst är radartekniken. Ända sedan mitten av 1970-talet har möjligheten funnits att detektera hjärt- och andningsfrekvens med radar [2], men det är först nu som tekniken börjar bli aktuell eftersom radarsystemen har blivit mindre och billigare i och med utvecklingen av radarsensorer på chip. Dagens radarchip kan mäta avståndsförändringar med mikrometerprecision och tar upp en area på mindre än en kvadratcentimeter [3]. Genom att använda frekvenser kring 60 GHz dämpas signalen snabbt i luften och risken minskar att flera närbelägna radarchip stör varandra [4]. Vidare kräver frekvensbandet ingen licens för att användas och flertalet företag har börjat sälja energieffektiva radarchip för runt 100 SEK [5]–[8]. Bortsett från kostnadseffektiv hårdvara är effektiv signalbehandling i realtid en förutsättning för praktisk tillämpning av radartekniken för detektion av hjärt- och andningsfrekvens. Emellertid har endast ett fåtal av de studier som publicerats inom området demonstrerat en sådan signalbehandling. Det här projektet avser därför framställa en bärbar prototyp som kan mäta hjärt- och andningsfrekvens i nära realtid.

1.1 Syfte och mål

Kandidatarbetet syftar till att framställa en lösning för mätning av hjärt- och andningsfrekvens i nära realtid med hjälp av en kommersiellt tillgänglig radarsensor på chip. Arbetet avses resultera i en bärbar prototyp med ett tillhörande interaktivt gränssnitt i form av en mobilapplikation där mätresultaten presenteras.

1.2 Problemformulering

De problem och frågeställningar som ska undersökas i projektet delas upp i följande kategorier:

- Utveckling av metoder för signalbehandling av erhållen data för att finna hjärt- och andningsfrekvens samt undertrycka brus och andra störningar i radardatan.

- Implementering av metoderna i en prototyp för signalbehandling i realtid.
- Verifiering av metodernas och prototypens noggrannhet och precision vid mätning av hjärt- och andningsfrekvens.
- Presentation av signalbehandlad radardata i en mobilapplikation som förmedlar relevant information.
- Konstruktion av en portabel prototyp med strömförsörjning och konstruktion av hölje för att innesluta komponenterna.

1.3 Avgränsningar

Nedanstående avgränsningar har definierats för att förtydliga problemfrågeställningen och säkerställa bästa möjliga resultat inom projektets begränsade löptid, vilken är halvtid under en termin:

- Mätningar sker endast på en person åt gången eftersom det förenklar signalbehandlingen.
- Radarn riktas alltid rakt mot bröstkorgen eftersom rörelserna från puls och andning är tydligast där.
- Mätningarna utförs endast på personer som sitter stilla för att förenkla signalbehandlingen.
- Mätningarna genomförs på ett avstånd upp till en meter för att garantera ett tillräckligt högt signal-brusförhållande.
- Mobilapplikationen utvecklas endast till operativsystemet Android.

2 Teori

Nedan introduceras radarteknologi, dess användning inom fysiologi samt teori om signalbehandling av radardata.

2.1 Radarteknologi

En radar (radio detection and ranging) är en anordning som sänder ut och detekterar radiovågor som reflekterats från objekt för att erhålla information om objektens närvaro, avstånd, position och hastighet. Till skillnad från synligt ljus kan radiovågor tränga igenom dimma, moln, kläder och i vissa fall även tunna väggar. Det finns olika typer av radar, var och en med olika fördelar och nackdelar. Den mest grundläggande typen är kontinuerlig vågradar (CW) som kan bestämma ett objekts hastighet genom att kontinuerligt sända ut radiovågor med en bestämd frekvens och bestämma dopplerskiftet av de detekterade radiovågorna. En frekvensmodulerad kontinuerlig vågradar (FM-CW) kan även detektera avståndet till objektet genom att variera frekvensen med tiden. Nackdelen med kontinuerlig vågradar är att den kräver mycket energi eftersom radarn konstant sänder ut radiovågor. En pulsad radar däremot har lägre energiförbrukning eftersom den skickar ut korta pulser istället för konstant effekt. Med hjälp av de korta pulserna kan avståndet till avlägsna objekt bestämmas genom att mäta tiden det tar för radiovågorna att färdas fram och tillbaka. För att en pulsad radar ska kunna mäta dopplerskift måste radarn vara koherent, vilket innebär att sändarantennen och mottagarantennen är fassynkroniserade. En koherent pulsad radar kan således både bestämma avstånd och hastighet samtidigt som energiförbrukningen minimeras. [9], [10]

2.1.1 Avståndsmätning, dopplerskift och SNR

När en radar sänder ut radiovågor kommer en liten del reflekteras av objekt som befinner sig i radiovågornas utbredning. Den reflekterande vågens energi ger information om objektets storlek, form och material. Eftersom ljusets hastighet är konstant kan avståndet till objektet bestämmas enligt

$$R = \frac{c\Delta t}{2}, \quad (2.1)$$

där c är ljusets hastighet och Δt är tiden det tar för den utsända radiovågen att reflekteras tillbaka. Tvåan kommer från att radiovågorna färdas fram och tillbaka vilket motsvarar dubbla avståndet till objektet. Objektets hastighet kan beräknas från dopplerskiftet som uppstår då objektet rör sig i förhållande till radarn. Färförändringen av radiovågorna fås från antalet våglängder radiovågen färdas fram och tillbaka mellan objektet och radarn, $2 \cdot R/\lambda$, multiplicerad med 2π som motsvarar färförskjutningen för varje våglängd. Sammantaget blir den totala färförändringen

$$\varphi = \frac{4\pi R}{\lambda}. \quad (2.2)$$

Objektets hastighet fås genom att differentiera uttrycket med avseende på tiden vilket ger

$$v_r = \frac{\omega_{\text{doppler}}\lambda}{4\pi} = \frac{f_{\text{doppler}}\lambda}{2}, \quad (2.3)$$

där v_r är objektets radiella hastighet från radarn och f_{doppler} är dopplerskiftet som är differensen mellan uppmätt och utsänd frekvens. Förutom hastighet kan dopplereffekten även användas för att mäta små avståndsskillnader. Avståndsskillnaderna erhålls genom att diskretisera (2.2) med små tidsskillnader vilket ger

$$\Delta R = \frac{\lambda \Delta \varphi}{4\pi}. \quad [11] \quad (2.4)$$

En radars räckvidd begränsas av dess SNR (signal-to-noise ratio). SNR är kvoten mellan den mottagna signalens effekt och brusets effekt. En radarlins kan öka en radars SNR genom att fokusera strålningen mot ett begränsat område. Strålningen från en radar utbreder sig gaussiskt vilket innebär att en alternativ formel till Gauss linsformel behöver användas vid beräkning av optimalt avstånd mellan radar och lins [12].

2.2 Fysiologisk rörelse och radar

Ett radarchip detekterar mycket små avståndsskillnader via fasförändringar. Både hjärtat och lungorna ger upphov till rörelser hos bröstkorgen i en storleksordning som radarchippet kan detektera. Det är möjligt att detektera bröstkorgens rörelser med radarchippet eftersom huden agerar som en reflektor.

2.2.1 Hjärt- och andningsrörelse

Radarmätning av hjärt- och andningsfrekvens utnyttjar överkroppens rörelser som orsakas av hjärt- och lungrörelser vilket ger upphov till fasförändringar i den reflekterade radarsignalen [13]. Vid inandning fylls lungorna, vilket resulterar i att sträckan som radarsignalen färdas minskar, medan det motsatta gäller vid utandning. Hjärtrörelser är något mer komplicerade än lungrörelser då olika delar av hjärtat kontraheras respektive expanderas i olika faser av pumpcykeln. Trots detta kan en hjärtfrekvens erhållas genom att studera den övergripande periodiciteten som finns i signalen från hjärtrörelserna.

Kroppsförflyttningen ΔR av bröstkorgen relateras till fasförändringen $\Delta \varphi$ enligt ekvation (2.4). Rörelseamplitud till följd av andning varierar kraftigt beroende på om andningen är forcerad eller avslappnad. Typiska värden för det maximala utslaget av bröstkorgens rörelse på grund av normal andning är omkring 2 mm till 4 mm, medan motsvarande värde för djup andning vanligen ligger i intervallet 20 mm till 40 mm [14]. Hjärtrörelser är av betydligt lägre amplitud än andningsrörelser; den största rörelsen sker vid hjärtats apex och har från olika forskningsresultat uppmätts variera mellan 0,035 mm och 1 mm [15].

Åldrande leder till att artärernas tvärsnittsarea ökar och att kärlväggar blir tjockare och styvare. Förändringarna leder till att artärernas tvärsnittsarea inte ändras lika mycket vid hjärtslag. Därför kan det generellt vara svårare att detektera hjärtfrekvens hos äldre personer, eftersom en radars SNR är proportionell mot amplituden av artärernas rörelser vid huden [11].

2.2.2 Reflektion och inträngningsdjup

Då en elektromagnetisk våg träffar en gränssyta mellan två medier av olika permittivitet kommer den delvis reflekteras, delvis absorberas och delvis transmitteras. Olika medier som hud och textilier har olika (frekvensberoende) relativa permittiviteter och därmed även olika reflektionskoefficienter. Den låga reflektionskoefficienten för textilier möjliggör att radarmätning av hjärt- och andningsfrekvens kan ske genom kläder. Vid 60 GHz är den relativa permittiviteten för hud approximativt 8, medan densamma för textilier är omkring 2 [16], [17]. Detta innebär att drygt 20 % av en elektromagnetisk våg med frekvensen 60 GHz reflekteras då den propagerar i luft och träffar hud, till skillnad från textilier där knappt 3 % reflekteras [3]. Vid 60 GHz dämpas dessutom en elektromagnetisk våg mycket snabbt då den propagerar genom hud. Inträngningsdjupet – det avstånd då signalens intensitet avtagit till $1/e^2$ av den inkommande intensiteten – för hud vid 60 GHz är uppskattningsvis 0,5 mm [17]. Eftersom hudtjockleken vid bröstet är i storleksordningen tre gånger större än inträngningsdjupet så kommer enbart en försumbar del av en inkommande signal att penetrera huden och resten reflekteras [18]. På så sätt kan bröstet förenklat behandlas som en reflektor av radarsignaler, där all reflektion sker direkt mot hudens yta [15].

2.3 Signalbehandling av radardata

Den inkommande signalen från en pulsad radar innehåller information om målet representerad som komplexa tal i en matris. Denna matris är tvådimensionell med avstånd från radarn längs ena dimensionen och tid längs den andra. Absolutbeloppet av det komplexa talet motsvarar intensiteten i reflekterad signal från målet, medan argumentet motsvarar faseren. Stora rörelser kan detekteras direkt från det absoluta avståndet, medan fasinformationen kan ge den relativa förflyttningen med större noggrannhet vilket behövs för mindre rörelser. För riktigt små rörelser, såsom hjärtrörelser, kan fasinformationen behöva fouriertransformeras och analyseras i frekvensdomän för att detekteras tydligare.

2.3.1 Diskret fouriertransform och FFT

Ofta transformeras regelbundna signaler från tidsdomän till frekvensdomän för att bättre kunna analysera signalens periodtid. För en digital signal kan en sådan överföring ske via en diskret fouriertransform (DFT), matematiskt beskriven enligt:

$$Y(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} y(k) e^{-jk2\pi n/N}, \quad (2.5)$$

där N , y och Y är antalet sampel, den tidsbeskrivna signalen respektive den frekvensbeskrivna signalen. Vanligtvis används en kraftfull algoritm kallad snabb fouriertransform (FFT) för att reducera antalet matematiska operationer som krävs vid beräkningen av en DFT. I ekvation (2.5) beskrivs Y i termer av N stycken ekvidistanta delintervall som motsvarar specifika frekvenser

$$f_{\text{intervall}}(n) = \frac{n \cdot F_s}{N}, \quad n \leq N, \quad (2.6)$$

där F_s betecknar samplingsfrekvensen och n är indexet för delintervallet. Upplösningen i en DFT beror därmed av förhållandet mellan samplingsfrekvensen och antalet delintervall. Antalet delintervall kan ökas genom att utöka signalen i tidsdomän med nollor, så kallad nollutökning. Nollutökning ger en bättre frekvensupplösning men påverkar inte informationen i den resulterande fouriertransformen [19]. Samplingsfrekvensen begränsar enligt Nyquistteoremet den högsta frekvensen som kan representeras korrekt via en fouriertransform till $F_s/2$. Högre frekvenser än denna kommer via så kallad vikning att felaktigt representeras som en lägre frekvens [20].

Då ett begränsat antal sampel i tidsdomän fouriertransformeras introduceras ett frekvensberoende i frekvensdomän [21]. Den begränsade mängden sampel leder till läckage mellan olika frekvenskomponenter vilket medför att det är svårare att skilja närliggande frekvenser från varandra. Läckaget kan exempelvis uppstå till följd av så kallad fönstring, vilket innebär att signaler som inte blivit samplade över ett helt antal perioder inte kan visas exakt. Signalen kommer då att spridas ut över hela det visade frekvensspektrumet. Genom att applicera en så kallad fönsterfunktion på datan i tidsdomän innan fouriertransformen utförs minskas läckaget av signalen över frekvensspektrumet [22]. Fönsterfunktioner jämnar ut den icke-periodiska signalen för att undvika diskontinuiteter men ger försämrade frekvensupplösning [23]. Genom att utföra en sekvens av korta fouriertransformer kan frekvensinformation erhållas för kortare intervall av signalen. Denna metod kallas för STFT (Short Time Fourier Transform) och skiljer sig från en FFT som vanligtvis används över signalens hela intervall [24].

2.3.2 Digital schmittrigger

Eftersom andning i jämförelse med puls är både relativt lågfrekvent och oregelbunden, så finns det vissa svårigheter i att detektera denna med hjälp av fouriertransform. En FFT kräver att sampling sker över ett flertal cykler av insignalen för att kunna ge en frekvensmässigt träffsäker utsignal, vilket kan ta relativt lång tid vid detektion av andning eftersom varje andetag är flera sekunder långt. Samtidigt är andningens amplitud tillräckligt stor för att detekteras direkt i tidsdomän, varvid en metod kallad digital schmittrigger kan användas för att detektera varje enskilt andetag för sig. Schmittriggern digitaliserar insignalen genom att sätta den till ett eller noll. Den digitala signalen blir ett om insignalen överstiger ett bestämt övre tröskelvärde och noll när signalen understiger ett bestämt undre tröskelvärde. De båda tröskelvärdena definierar hysteresen, och dessa två begrepp används synonymt i fortsättningen.

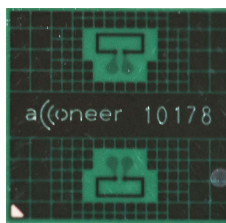
3 Metod och utförande

Projektet omfattade i huvudsak tre separata delar. Den första delen bestod av att ta fram metoder för att signalbehandla radardatan och erhålla värden på hjärt- och andningsfrekvens. Metoderna analyserades inledningsvis i MATLAB och implementerades sedan i ett Python-program för att utföra signalbehandling i realtid. Den andra delen bestod av att utveckla en interaktiv Android-applikation för att presentera de erhållna värdena på hjärt- och andningsfrekvens. I sista delen byggdes en bärbar prototyp för att demonstrera användningsmöjligheterna med radarn och det framtagna Python-programmet. Dessutom utfördes en utvärdering av prototypens precision och noggrannhet. GitHub användes för versionshantering och lagring av all gemensam källkod för att underlätta utvecklingen av de gemensamma programmen.

Radarn som användes i projektet var A111 från Acconeer [3], som är ett 60 GHz pulsat koherent radarsystem integrerat på ett sensorkort med tillhörande anslutningskort (XR112 och XC112 från Acconeer [25]). Figur 3.1 visar sensorkortet (a) och radarchippet (b). Sensorkortet och anslutningskortet var kopplade med flatkabel. Anslutningskortet (XC112) anslöts via en GPIO-port (General Purpose In/Out) till en Raspberry Pi 3 Model B+, en enkortsdator med ARM-processor som kör operativsystemet Raspbian [26]. Förutom 40-stifts GPIO hade enkortsdatorn även fyra USB 2.0-portar, en fullstor HDMI-utgång, 802.11ac Wi-Fi samt Bluetooth 4.2. Till Acconeers radarsystem och utvecklingskort följde mjukvara [27] för kommunikation mellan radarsystemet samt ett Python-program som kunde användas både lokalt på enkortsdatorn och på en extern dator för att ta emot och bearbeta radardata.



(a)



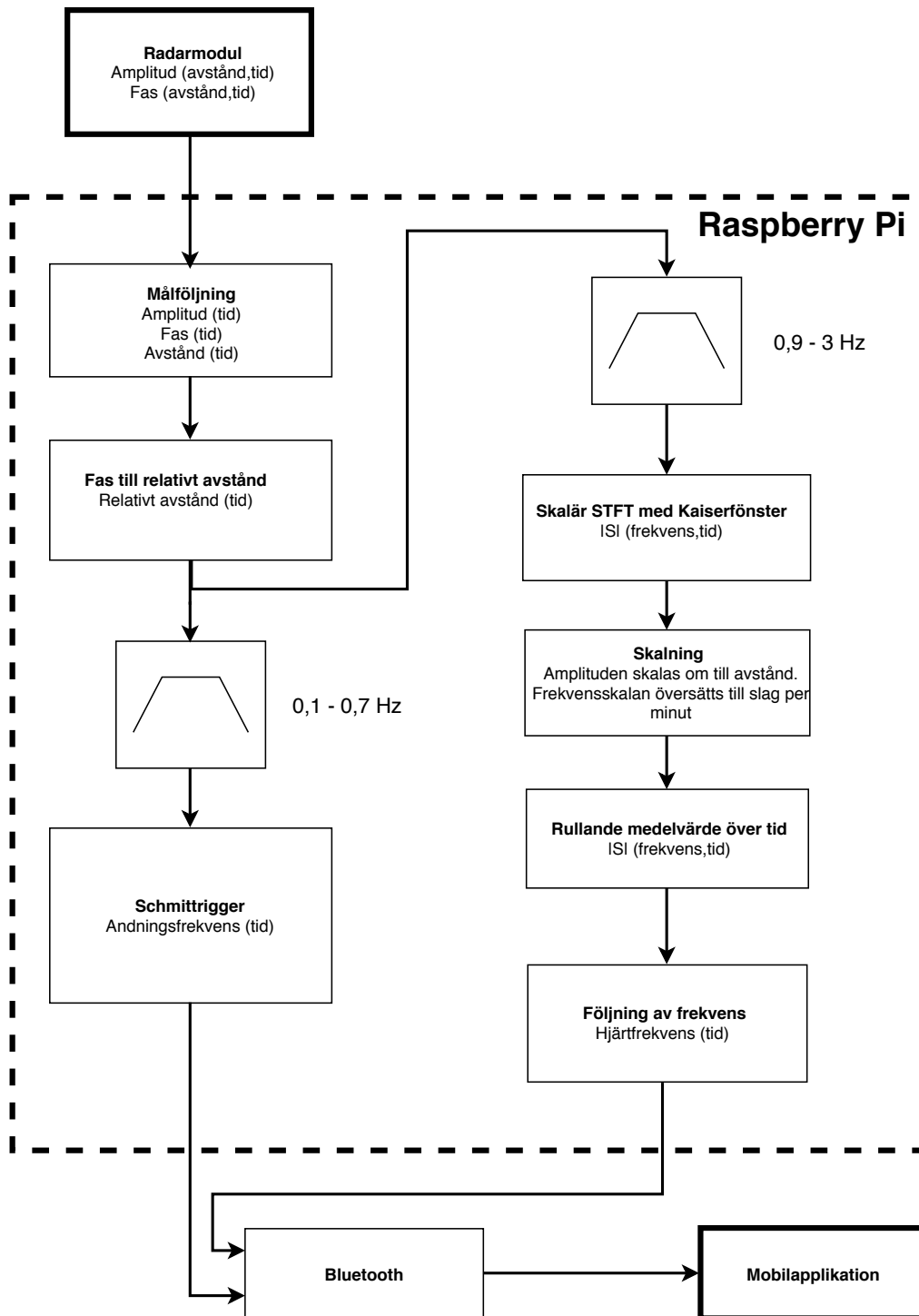
(b)

Figur 3.1: (a) Sensorkort XR112. (b) Radarchip A111.

3.1 Signalbehandling av radardata

Signalbehandlingen av radardatan är uppdelad i tre övergripande delar som programmerades i Python. Först följs rörelsen av bröstkorgen som sedan filtreras i två olika bandpassfilter. Därefter signalbehandlas den filtrerade datan med två olika metoder. FFT används för att erhålla hjärtfrekvensen och Schmitttrigger för att finna andningsfrekvensen. Samtliga tre delar implementerades i olika trådar för att erhålla en kontinuerlig parallell signalbehandling. Figur 3.2 presenterar ett blockdiagram som ger en översikt över de tre delarna.

3. Metod och utförande



Figur 3.2: Blockdiagram för signalbehandlingskedja för både andning och hjärtfrekvens.

3.1.1 Målföljning och filtrering av bröstorgens rörelser

En funktion implementerades i Python-koden för att följa ett mål i rörelse. Funktionen hittar först alla toppar och väljer till en början att följa toppen med högst amplitud som antas vara bröstorgens. Vid nästa mätcykel väljer funktionen den topp som är närmast den senaste positionen, såvida det inte finns en annan topp som har mer än dubbelt så hög amplitud. Fåskillnaden mellan de två senaste positionerna omvandlas enligt ekvation (2.4) till avståndsskillnad, där även fasomslag mellan $-\pi$ och π räknas med. Datan skickas därefter igenom två olika bandpassfilter med kaiserfönster bestående av kaskadkopplade lågpasfilter och högpassfilter. Det ena bandpassfiltret är anpassat för andningsfrekvensen och har därför ett passband mellan 0,1 Hz och 0,7 Hz, medan det andra bandpassfiltret är anpassat för hjärtfrekvens med ett passband mellan 0,9 Hz och 3 Hz [28]. Filterkoefficienterna genererades av funktionen `coefficients` i MATLAB. Ytterligare ett filter implementerades som sorterar bort signaler med låg amplitud så att inte brus signalbehandlas.

3.1.2 Schmittriggen-metoden för detektering av andningsfrekvens

Eftersom andningsamplitud och frekvens kan vara oregelbunden i enlighet med avsnitt 2.2.1 behöver schmittriggens hysteres uppdateras kontinuerligt. Denna kontinuerliga uppdatering åstadkoms genom att sätta tröskelvärdena enligt:

$$\begin{cases} T_{high}(t) &= k \cdot RMS\{A_\tau(t)\} \\ T_{low}(t) &= -T_{high}(t) \end{cases} \quad (3.1)$$

där $A_\tau(t)$ är amplituden på andningssignalen, k är en proportionalitetskonstant som är mindre än ett, och $RMS\{A_\tau(t)\}$ är rms-värdet av andningssignalen uppdaterat en gång per τ sekunder, beräknat över de τ senaste sekunderna. Ett lägsta värde på hysteresen implementerades för att undvika att signalen triggas då den enbart utgörs av brus. Ett exempel på hysteres med $k = 0,5$ och $\tau = 5$ s åskådliggörs i Figur 4.4a. Därefter erhålls en utsignal där varje andetag idealt sett motsvaras av en puls (se Figur 4.4a och Figur 4.4b), och andningsfrekvensen för ett andetag beräknas därpå genom att invertera periodtiden mellan två på varandra följande pulser. Andningsfrekvensen vid en viss tidpunkt tas som medelvärdet av frekvenser över ett antal andningscykler där ytterlighetsvärden, definierat till tre standardavvikelse från medelfrekvensen, filtrerats bort. Endast frekvenser inom andningsfiltrets passband beaktades vid beräkningen av andningsfrekvensen.

3.1.3 Metod för detektering av hjärtfrekvens

Blockschemat i Figur 3.2 visar stegen för att identifiera hjärtfrekvensen. Den skalära fouriertransformen av den insamlade datan beräknas för ett tidsintervall på 20 s som uppdateras en gång var annan sekund. Vid uppdateringen behålls 18 s av den gamla datan och 2 s ny data läses in. Genom att nollutöka den insamlade datan med 50 % utökas även frekvensupplösningen på fouriertransformen. En skalning sker där frekvensen omvandlas till bpm och amplituden för fouriertransformen omvandlas till dB. Varje fouriertransform sparas i 30 s och används i ett rullande medelvärde för att eliminera enstaka fel. För att följa hjärtfrekvensen används signalstyrkan och

frekvenserna från topparna i fouriertransformen. Topparna viktas efter signalstyrka och frekvensavstånd till föregående detekterad hjärtfrekvens. Den topp med högst viktat värde väljs som hjärtfrekvens och sparas för nästkommande viktningsfunktion. Vidare implementerades en funktion som avgör hjärtfrekvensens tillförlitlighet genom att jämföra den detekterade hjärtfrekvensens amplitud i fouriertransformen med övriga spektrala toppar. Vid första sekvensen gissas ett högt startvärde på hjärtfrekvensen eftersom det finns mycket brus vid de lägre frekvenserna.

3.2 Utveckling av interaktiv Android-applikation

Den interaktiva Android-applikationen utvecklades i Android Studio [29] som är den officiella integrerade utvecklingsmiljön (IDE) för Android-applikationer. Källkoden skrevs i Java som är det inbyggda programspråket i Android samtidigt som den grafiska layouten skapades i XML (Extensible Markup Language). För trådlös kommunikation mellan applikationen och enkortsdatorn användes Bluetooth. Språket i applikationen valdes till engelska för att nå en bredare användargrupp.

Applikationen delades upp i tre aktiviteter, två som visar hjärtfrekvens och andningsfrekvens i olika grafer och en aktivitet för inställningar. Graferna skapades med hjälp av Android-biblioteket `MapView` [30]. Bluetooth-protokoll för seriekommunikation (RFCOMM) implementerades i en bakgrundstjänst för att skicka data mellan applikationen och enkortsdatorn. Bluetooth-anslutningen och dataöverföringen implementerades i egna trådar för att undvika att huvudtråden blockeras av Bluetooth-kommunikationen.

3.3 Konstruktion av bärbar prototyp

För att kunna demonstrera användbarheten av projektets framtagna lösning byggdes en strömförsörjd och portabel prototyp. Batteripaketet Anker PowerCore II Slim 10 000 med inbyggd laddningselektronik användes som strömförsörjning för att prototypen skulle vara portabel. Batteripaketet hade en batterikapacitet på 38,5 Wh [31]. Ett test genomfördes för att undersöka hur länge batteriet klarade av att strömförsörja prototypen. Dessutom konstruerades ett hölje för att innesluta de använda komponenterna. Höljet ritades upp i CAD-programmet CATIA och tillverkades i materialet polylaktid (PLA) med 3D-skrivare. 3D-skrivarna som användes var av märkena Prusa i3 MK3S, Ultimaker S5 samt Ultimaker 3. Höljet konstruerades i flera delar som skruvades ihop för att enkelt kunna bytas ut vid behov av förändringar.

3.4 Utvärdering av prototyp och radarsystem

Med den färdiga prototypen utfördes mätningar för att undersöka precisionen av radarsystemet samt verifiera att det är möjligt att mäta genom kläder. Produktens precision av absolut avstånd, relativt avstånd (från fasen) samt amplitud undersöktes mot ett stillastående objekt genom mätningar på 25 s. Även brusgolvetets amplitud jämfördes med och utan radarlins. För att verifiera att radarn kan mäta genom kläder utfördes mätningar där olika kombinationer av tygstycken, av olika material och tjocklek, hängdes framför en hörnreflektor. För varje tygkombination utfördes tre

mätningar över 10s och medelvärdet av den mottagna effekten jämfördes med en referensmätning utan tyg. Slutligen jämfördes hjärtfrekvensen från prototypen med en pulsklocka som referens. Pulsklockan som användes var en Garmin Forerunner 35 med optisk sensor. Ett alternativ till pulsklocka med optisk sensor var pulsklocka med bröstband som ofta anses vara mer exakt, men som valdes bort eftersom bröstbandet skulle kunna påverka radarreflektionen. Värdena från pulsklockan sparades som csv-filer för jämförelse med prototypen. MATLAB användes till att jämföra resultaten från de båda mätmetoderna. Mätningarna utfördes genom att en människa placerades på en stol med radarsensorn i höjd med bröstkorgen. En radarlins av teflon placerades cirka 6cm framför radarsensorn för att förbättra SNR. För att utvärdera prototypen i flera olika situationer utfördes mätningar på olika personer med varierande puls mellan 60 bpm till 160 bpm. Även avståndet mellan radarn och försökspersonen varierades mellan 0,3 m till 1 m. Andningens precision och noggrannhet undersöktes genom att försökspersonen själv räknade andetagerna med hjälp av ett tidtagarur eftersom ingen mätutrustning för andningsfrekvens fanns tillgänglig.

4 Resultat

Kandidatarbetet resulterade i en portabel prototyp med radarsystem, enkortsdator, hölje och strömförsörjning, ett Python-program för detektering av hjärt- och andningsfrekvens i realtid samt en interaktiv Android-applikation för visualisering av uppmätta värden. Inledningsvis presenteras här resultatet av signalbehandlingen i realtid på enkortsdatorn och en utvärdering av prototypens noggrannhet vid mätning av hjärt- och andningsfrekvens. I samband med detta presenteras en utvärdering av de metoder som användes för detektering av hjärt- och andningsfrekvens. Därefter redogörs resultatet av den bärbara prototypen samt precisionen och stabiliteten av prototypens radarsystem. Slutligen presenteras resultatet av Android-applikationen.

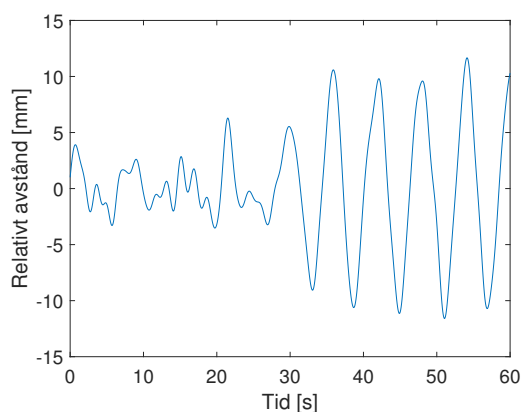
4.1 Signalbehandling i realtid av hjärt- och andningsfrekvens

Det färdiga Python-programmet på enkortsdatorn kan från en meters avstånd detektera både hjärtfrekvens och andningsfrekvens på en stillasittande person. Hjärt- och andningsfrekvensen mäts nära realtid med en fördröjning på cirka 30 s. Andningsfrekvensen mäts stabilt och försökspersonen kan även röra på sig mycket sakta, cirka 10 mm/s, utan att signalbehandlingen för andningsfrekvensen störs märkvärt. Dock kan signalbehandlingen för andningsfrekvensen störas om försökspersonen pratar. Hjärtfrekvensen mäts inte lika stabilt – både tal och rörelser snabbare än cirka 3-5 mm/s kan störa signalbehandlingen och förhindra att en precis hjärtfrekvens kan mätas. Däremot påverkar inte andningen detektionen av hjärtfrekvensen. Det är också stora variationer mellan olika personer – för vissa syns hjärtfrekvensen väldigt tydligt, medan den för andra inte syns alls. Källkoden till Python-programmet finns tillgänglig på GitHub [32].

I Figur 4.1 ges en kvalitativ bild av hur väl radarn lyckas mäta andningsrörelser. Framförallt noteras en fördröjning på 30 s. Försökspersonen ombads här andas djupt med ett andetag var femte sekund. Det uppmätta utslaget för bröstorgans rörelse är omkring 20 mm. I Tabell 4.1 presenteras kvantitativa resultat över radarns förmåga att mäta andning av olika frekvenser. De verkliga andningsfrekvenserna är de som försökspersonen har försökt uppnå. De relativa standardavvikelserna har beräknats utifrån de uppmätta andningsfrekvenserna för varje enskild mätning över en minut. Korrelationen mellan uppmätt och verklig andningsfrekvens är 0,933 och medelvärdet av skillnaden är 0,7 andetag per minut. Lägg märke till att för frekvenser högre än filtrets brytfrekvens (0,7 Hz) överensstämmer inte den uppmätta andningsfrekvensen med den verkliga.

Figur 4.2 visar två frekvensspektrum från signalbehandlingen i realtid som illustrerar två vanliga situationer vid detektering av hjärtfrekvens. I Figur 4.2a syns hjärtfrekvensen på 64 bpm tydligt eftersom toppen är betydligt högre än resterande toppar. Dessutom syns även den första övertonen vid 130 bpm. I Figur 4.2b är det svårare att identifiera hjärtfrekvensen vid 70 bpm eftersom det finns två nästan lika höga brustoppar strax till vänster om hjärtfrekvensen.

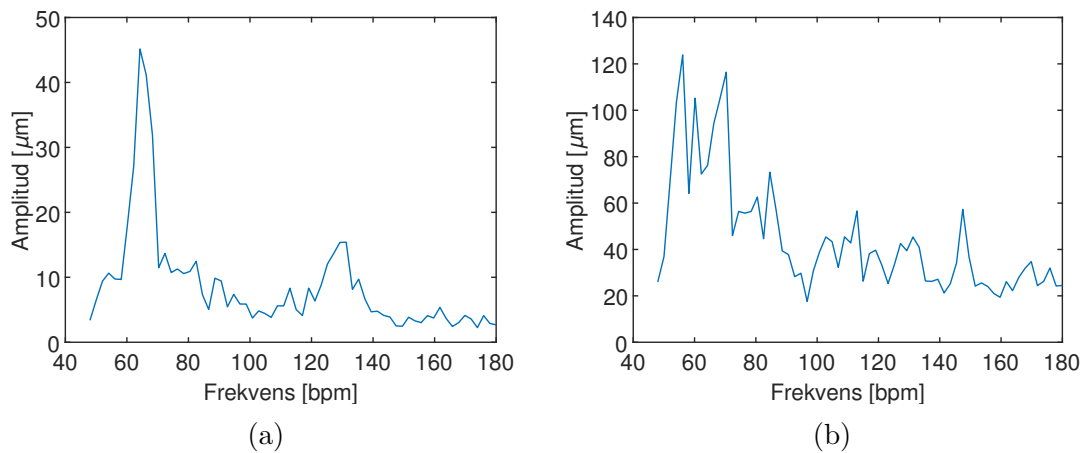
4. Resultat



Figur 4.1: Forcerad andning uppmätt i realtid. Försökspersonen andas med frekvensen 0,2 Hz. Signalen har en insvängningstid på cirka 30 s, då den går igenom filtret.

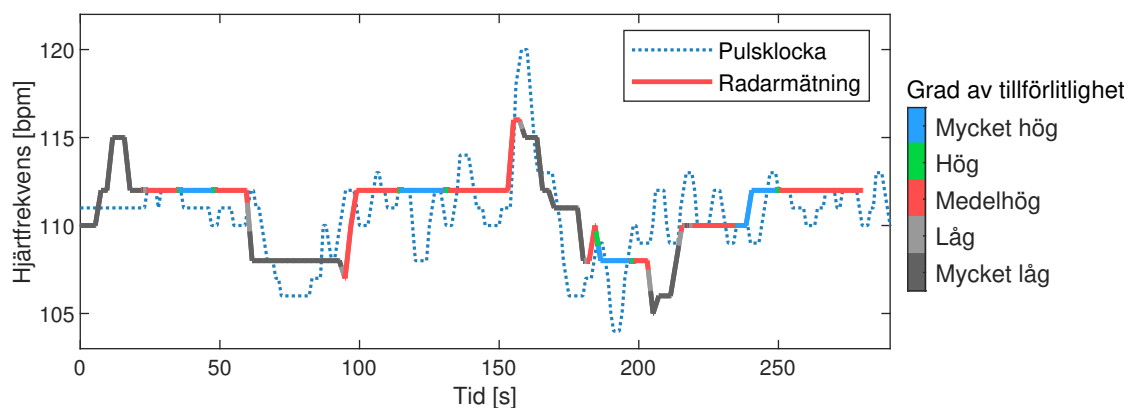
Tabell 4.1: Jämförelse mellan verklig och uppmätt andningsfrekvens. Andningen var djup och kontrollerad. Varje mätning varade i cirka en minut och genomfördes med signalbehandling i realtid.

Verklig andningsfrekvens [Hz]	Verklig andningsfrekvens [min^{-1}]	Uppmätt andningsfrekvens medelvärde [min^{-1}]	Relativ standardavvikelse för uppmätt andningsfrekvens 1σ [%]
0,2	12	12	5,3
0,3	18	17,6	10,3
0,4	24	22,4	13,8
0,5	30	29,2	7,5
0,8	48	13,6	115,4
2	120	18,2	28



Figur 4.2: Frekvensspektrum från fouriertransformen av hjärtsignalen. (a) Hjärtfrekvensen syns tydligt vid 64 bpm. (b) Situation där det är svårare att urskilja hjärtfrekvensen vid 70 bpm.

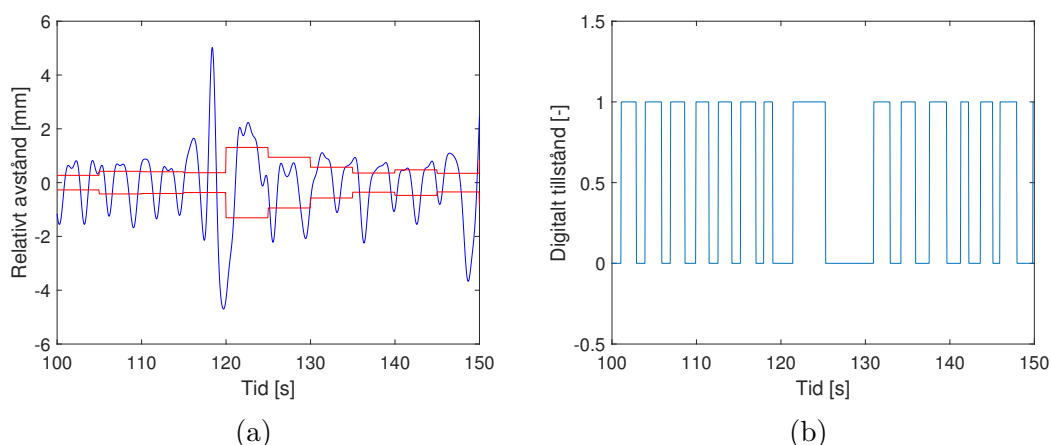
Ofta varierar hjärtfrekvensens tydlighet med tiden och pendlar mellan de två sortens tillstånd som visas i Figur 4.2. Funktionen som implementerades för att avgöra hjärtfrekvensens tillförlitlighet fungerar däremot bra och signalerar när den riktiga hjärtfrekvensen detekterats med god marginal jämfört med bruset. Figur 4.3 visar en jämförelse mellan en radarmätning med prototypen och en pulsklocka. Färgerna av radarmätningen i figuren visar graden av tillförlitlighet som den implementerade Python-funktionen avgör. Medelhög tillförlitlighet (rött) innebär att den detekterade hjärtfrekvensens amplitud är 3 dB större än resterande toppar, hög tillförlitlighet (grönt) innebär en amplitudskillnad på mer än 7 dB och mycket hög tillförlitlighet innebär en amplitudskillnad på mer än 12 dB. Den detekterade hjärtfrekvensen har låg tillförlitlighet om amplitudmarginalen är lägre än 3 dB och mycket låg tillförlitlighet om det finns flera toppar i närheten med liknande amplitud. Korrelationskoefficienten mellan radarmätningen och pulsklockan i Figur 4.3 är 0,60. Medelvärdet av skillnaden i hjärtfrekvens är 1,6 bpm och standardavvikelsen av skillnaden är 2,1 bpm. Standardavvikelsen för radarmätningen enskilt är 2,1 bpm och 2,5 bpm för pulsklockan.



Figur 4.3: Jämförelse av hjärtfrekvens mellan radarmätning med prototyp och pulsklocka. Färgskalan motsvarar graden av tillförlitlighet av radarmätningen som prototypen signalerar.

4.2 Utvärdering av metoden för detektion av andningsfrekvens

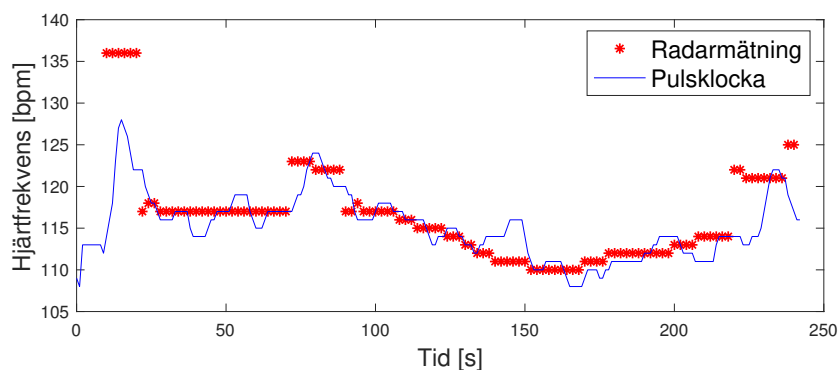
I Figur 4.4 visas ett exempel på den digitala schmitttriggern verkandes på en signal vid lugn andning, med en spik i andningsamplitud omkring 120 s. För att schmitttriggern framgångsrikt ska trigga ett andetag så krävs att det övre tröskelvärdet är lägre än andetagets högsta punkt, samtidigt som det nedre tröskelvärdet är högre än den lägsta punkten för andetaget. Notera det plötsligt kraftiga andetaget runt 120 s i Figur 4.4a, samt den felaktigt långa nollnivån mellan cirka 125 s och 130 s i Figur 4.4b till följd av ett andetag som inte triggats.



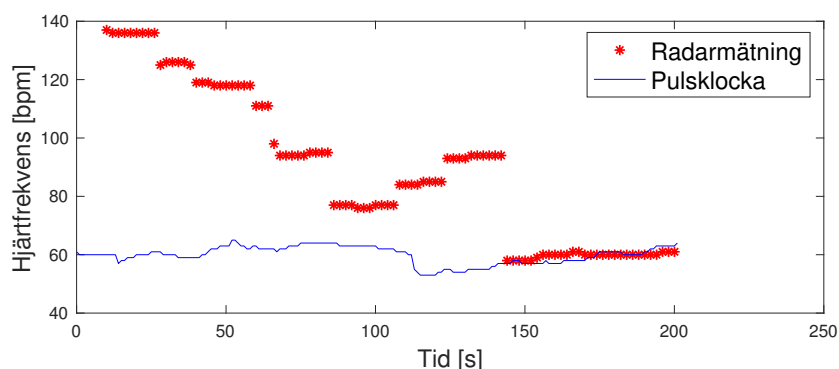
Figur 4.4: Digital schmitttrigger vid någorlunda naturlig andning. (a) De horisontella röda kurvorna representerar hysteresen med $k = 0,5$ och $\tau = 5$ s (se ekvation (3.1)) medan den blå är den filtrerade signalen för andning. (b) Utsignal efter schmitttrigger.

4.3 Utvärdering av metoden för detektion av hjärtfrekvens

I Figur 4.5a och Figur 4.5b visas två olika jämförelser mellan radarn och pulsklockan. Data från radarn är förskjutet i tidsled för att kompensera systemets fördröjning på cirka 30 s. På så sätt tydliggörs skillnaderna mellan de uppmätta hjärtfrekvenserna. Att den initiala gissningen av hjärtfrekvensen vid första mätsekvensen är hög tydliggörs främst i Figur 4.5b där den detekterade frekvensen med tiden minskar för att slutligen hamna på samma frekvens som pulsklockan.



(a)

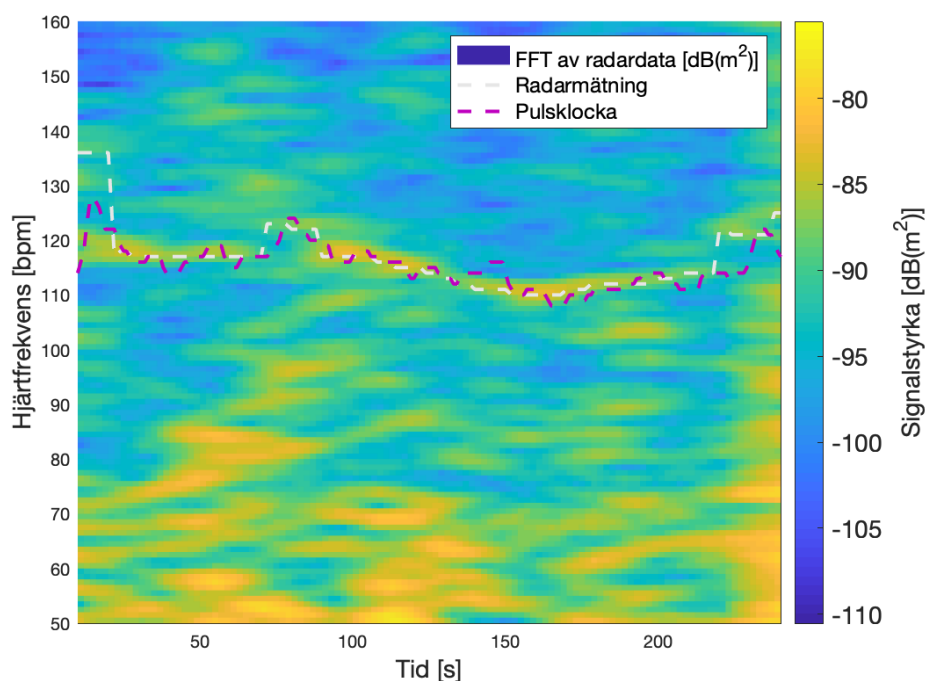


(b)

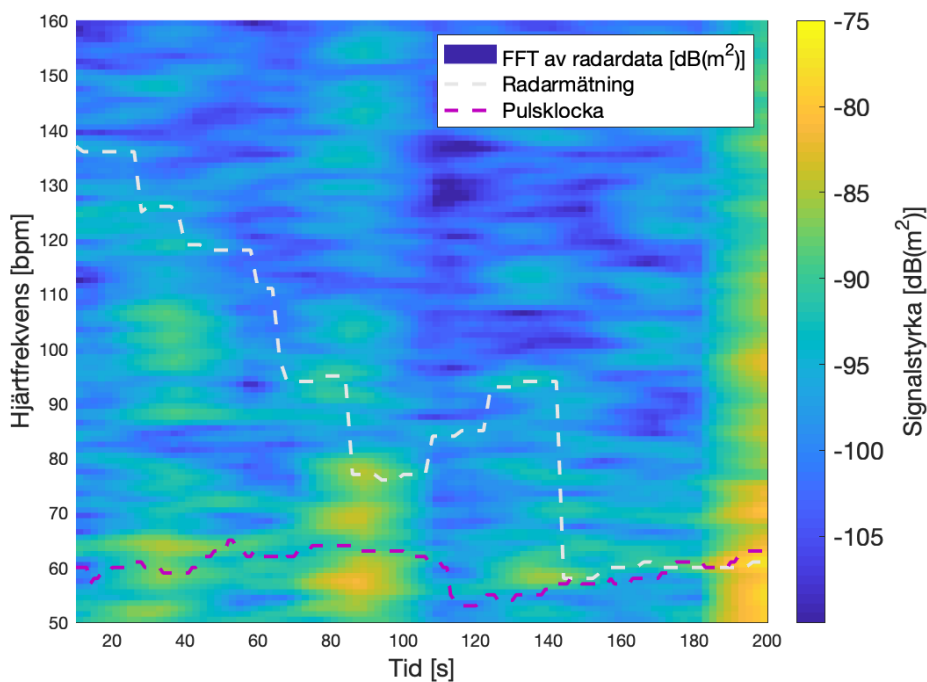
Figur 4.5: Jämförelse mellan hjärtfrekvens mätt med radar och pulsklocka. I (a) syns ett exempel på en lyckad mätning och i (b) syns ett exempel på en mindre framgångsrik mätning.

För att bättre kunna utvärdera signalbehandlingen skapades spektrogrammen i Figur 4.6 och Figur 4.7. De motsvarar mätningarna i Figur 4.5a och Figur 4.5b. Spektrogrammen visar fouriertransformen av datan i signalbehandlingen över tid, vilket ger en inblick i hur signalens frekvensinnehåll varierar och vilka störningar som omger den sökta signalen. Tid och frekvens visas på x- respektive y-axeln och signalstyrkan representeras av färgvalet. En mätning av endast en frekvens utan brus och störningar hade visats som tydliga linjer vid grundfrekvensen och möjligtvis den första övertonen. I Figur 4.6 visar mätningen en mycket tydlig signal kring 120 bpm. Signalen varierar långsamt och överensstämmer väl med de frekvenser som pulsklockan anger. Däremot finns också en påtaglig mängd störningar av liknande storlek runt om i mätningen, särskilt vid lägre frekvenser. I Figur 4.7 syns ingen

tydlig linje utan flera utspridda områden med hög signalstyrka, vilka tolkas som kraftiga störningar. I den senare halvan av spektrogrammet syns ett svagt spår av en hjärtfrekvenssignal runt pulsklockans mätning, något som algoritmen slutligen finner.

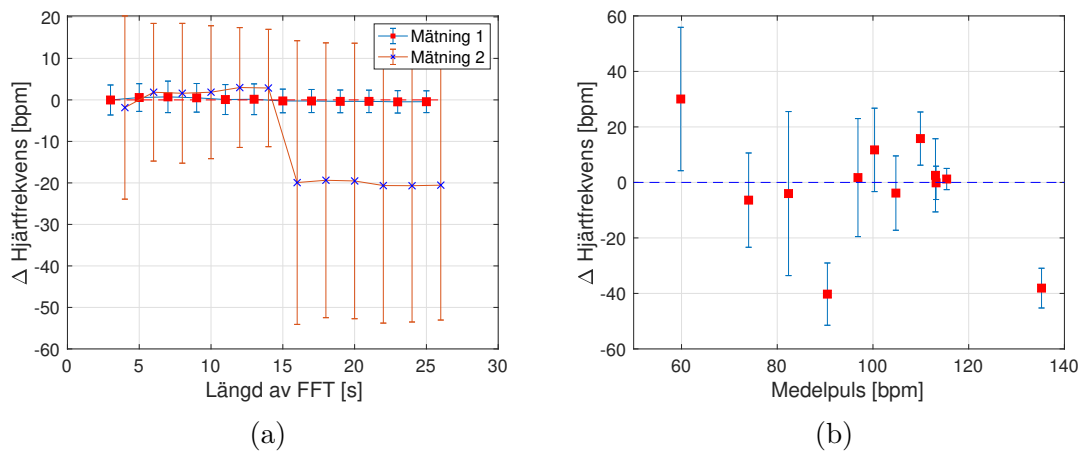


Figur 4.6: Spektrogram av mätningen i Figur 4.5a



Figur 4.7: Spektrogram av mätningen i Figur 4.5b

I Figur 4.8a jämförs två olika mätningar med hjärtfrekvens kring 120 bpm. Mätning 1 är mätningen som visas i Figur 4.5a samt Figur 4.6 där signalen syns tydligt. Mätning 2 är ett exempel på en mätning där pulsklockan har en insvängningstid på ett tiotal sekunder (se Figur B.1), vilket orsakar en hög standardavvikelse. Figur 4.8a visar att en fouriertransform av ökad längd T_{FFT} inte alltid ger en mindre skillnad mellan pulsklockan och radarn. I Figur 4.8b visas avvikelsen som funktion av medelpuls för flera mätningar samtidigt. Majoriteten av mätningarna har en genomsnittlig avvikelse lägre än 10 bpm jämfört med pulsklockan. Vidare syns att ett fåtal mätningar är kraftigt avvikande från de övriga, samt att standardavvikelsen varierar betydligt för de olika mätningarna.



Figur 4.8: Medelskillnaden mellan en radarmätning på 240 s och motsvarande mätning med en pulsklocka. Felstaplarna markerar en standardavvikelse för medelskillnaden. (a) Medelskillnaden för två separata mätningar behandlade med olika längd T_{FFT} på fouriertransformen. (b) Medelskillnad för flera mätningar med olika medelpuls och konstant längd på fouriertransformen, $T_{FFT} = 20$ s.

4.4 Portabel prototyp

Den slutgiltiga prototypen innehållande enkorts dator, radar, lins och batteripaket visas i Figur 4.9. Dimensionerna mäter i längd, bredd och höjd 160 mm \times 100 mm \times 110 mm. Prototypens totala vikt är 0,54 kg varav batteripaketet utgör 0,21 kg. Höljet består av fem separat tillverkade delar, vardera med en vägg tjocklek på 2 mm. De separata delarna skruvas samman på tio platser med skruv och mutter av dimensionen M3. Den enda radarlins som i dagsläget kan monteras på prototypen är den tidigare nämnda teflonlinsen. Linsen är bikonvex och mäter 6 cm i diameter samt 3 cm i tjocklek. Batteripaketet klarar av att strömförsörja enkorts datorn i upp till 11 timmar vilket ger prototypen en medeleffekt på 3,5 W. För en god användarupplevelse börjar prototypen automatiskt att mäta hjärt- och andningsfrekvens så fort enkorts datorn slås på.



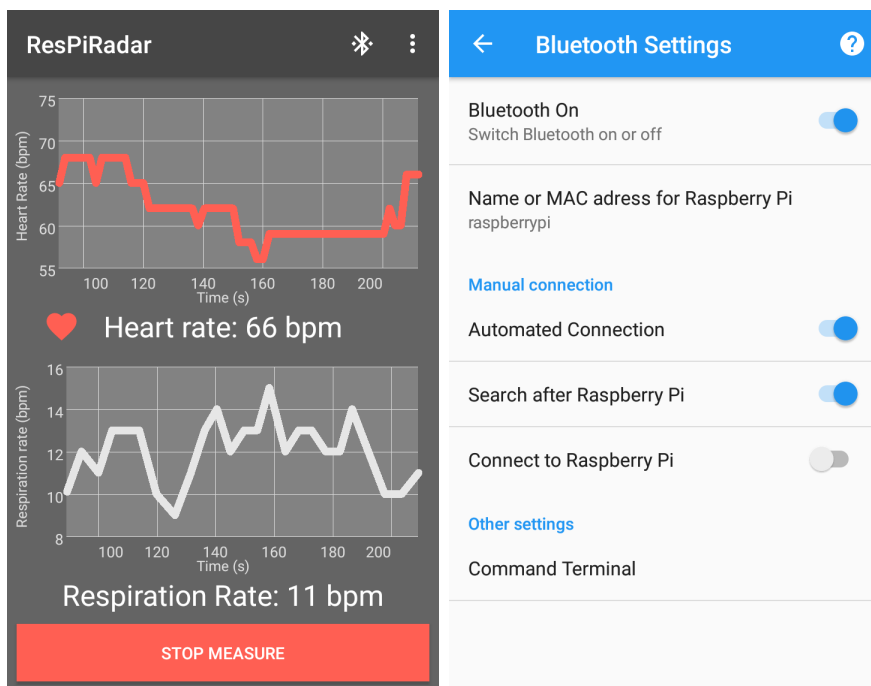
Figur 4.9: Prototyp innehållande enkortsdator, radar, lins och batteripaket.

4.4.1 Precision och stabilitet av prototypens radarsystem

Precisionen från mätningarna på ett stillastående objekt visar att brusets amplitud vanligtvis är ungefär 5-10 % av medelamplituden från signalen samtidigt som signalens amplitud kan variera upp till 30 dB. Den absoluta avståndsförändringen varierar upp till 1 cm och har en standardavvikelse på 1,8 mm. Det relativa avståndet varierade som mest 0,3 mm med en standardavvikelse på 45 μm . Vidare visade mätningarna genom tyg tydligt att det är möjligt att mäta genom kläder. Samtliga kombinationer av tyg som testades dämpade signalen med mindre än 6,3 %. Mätresultaten för tygmätningarna redovisas i Appendix A.

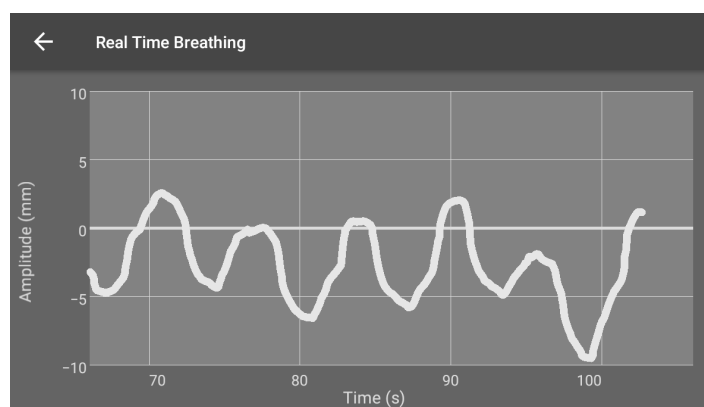
4.5 Android-applikation för visualisering av uppmätta frekvenser

Android-applikationen presenteras i Figur 4.10 som visar applikationens tre aktiviteter. Huvudaktiviteten (Figur 4.10a) startar när applikationen startar och visar hjärtfrekvens och andningsfrekvens både som nuvarande värde och över tid i två grafer. En hjärtsymbol i huvudaktiviteten visar tillförlitligheten av hjärtfrekvensen genom att ändra färg. När skärmen roteras till liggande läge startar en aktivitet som visar andningsamplitud i realtid (Figur 4.10c). Graferna kan skrollas fram och tillbaka för att se tidigare värden och det går även att zooma in och ut i graferna. Den tredje aktiviteten (Figur 4.10b) innehåller applikationens alla inställningar varav de flesta är inställningar för Bluetooth.



(a)

(b)



(c)

Figur 4.10: Applikationens tre aktiviteter. (a) Huvudaktivitet som visar hjärt- och andningsfrekvens över tid i två grafer. (b) Inställningsaktivitet som i huvudsak innehåller Bluetooth-inställningar och information om applikationen. (c) Aktivitet som startas när applikationen roteras visar andningsamplituden i realtid.

Bakgrundstjänsten som implementerar Bluetooth-kommunikation startar samtidigt som huvudaktiviteten och försöker automatiskt söka efter och ansluta till enkortsdatoren. I inställningsaktiviteten finns förutom Bluetooth-inställningar en virtuell kommandoterminal som främst är till för att skicka kommandon till enkortsdatoren. Applikationen finns att ladda ner från Google Play [33] och källkoden finns tillgänglig på GitHub [34].

5 Diskussion

Under projektets gång utvärderades möjligheten att detektera hjärt- och andningsrörelser med kommersiellt tillgängliga produkter till låg kostnad. Arbetet resulterade i en portabel prototyp som kan mäta hjärt- och andningsfrekvens på en meters avstånd och visualisera resultatet i nära realtid via en Android-applikation. Överensstämmelsen med pulsklockan är god under förutsättning att personen som mäts är relativt stilla. Prototypen kan dock inte detektera hjärt- och andningsfrekvens av personer i rörelse och de uppmätta värdena har en viss tidsfördröjning. Utefter prototypens möjligheter och begränsningar föreslås i detta kapitel möjliga användningsområden såsom övervakning av brännskadade patienter i sjukvården och äldre människor. Nedan diskuteras och utvärderas prototypen och dess begränsningar, de använda metoderna samt hur väl projektets syfte uppfylldes.

5.1 Utvärdering av prototyp och metoder för signalbehandling

Inledningsvis diskuteras resultatet av signalbehandlingen i realtid som utfördes på enkortsdatorn i prototypen. Därefter diskuteras utvärderingen av metoderna för detektion av hjärt- och andningsfrekvens som utfördes i MATLAB. Till sist diskuteras radarns precision och begränsningar, samt valmöjligheter för applikationen och den bärbara prototypen.

5.1.1 Signalbehandling i realtid utförd av prototypen

Den kontinuerliga signalbehandlingen av andningsfrekvenser som utförs av prototypen är förskjutet med 30 s på grund av filtret, vilket syns i Figur 4.1. Andningsfrekvenser inom bandpassfiltrets intervall 0,1-0,7 Hz detekteras med låg avvikelse enligt Tabell 4.1. Samtidigt tenderar den uppmätta andningsfrekvensen att vara något lägre än den verkliga, vilket tyder på att schmittriggern missar andetag snarare än detekterar brus. Utanför bandpassfiltrets brytfrekvenser sker, som förväntat, stora avvikelser från det riktiga värdet enligt Tabell 4.1. Enligt resultatet får försökspersonen inte röra på sig särskilt snabbt, som mest cirka 10 mm/s. Det kan även vara svårt att detektera andningen på en person som pratar eftersom talet påverkar andningen och bröstorgans rörelser.

Hjärtfrekvensen detekteras med varierande tillförlitlighet, från tydliga spektrala toppar som i Figur 4.2a till otydliga toppar dolda i brus. Tydligheten av topparna varierar mycket i tiden, i synnerhet om försökspersonen rör på sig eller talar. Variationen mellan olika personer är också stor och även försökspersonens position och avstånd till radarn påverkar detektionen. Dessutom kan riktningen av försökspersonens bröstorgans mot radarn påverka radarsignalen. Det hade därför varit lämpligt med en inbyggd laserpekare i prototypen för att visa hur radarn riktas så försökspersonen kan sätta sig på en bra position. Det är inte heller möjligt att detektera hjärtfrekvens från sidan eller bakifrån, endast rakt framifrån mot bröstorgans fungerar. En annan begränsning med prototypen är fördröjningen av detekterad hjärtfrekvens som beror på bandpassfiltret och fouriertransformen som tillsammans ger en fördröjning på cirka 30 s enligt resultatet. Ibland kan det också ta någon mi-

nut innan hjärtfrekvensen detekteras i början av en mätning (se exempelvis Figur 4.7), särskilt om hjärtfrekvensen är hög. Det kan bland annat bero på att Python-programmet fastnar vid brustoppen kring 60 bpm innan hjärtfrekvensen har blivit tillräckligt tydlig. Figur 4.2a visar förutom den tydliga grundtonen av hjärtfrekvensen även övertonen som uppkommer eftersom hjärtslagen inte är perfekta sinusvågor utan snarare pulsade fyrkantsvågor. Ibland kan övertonen vara lika stor som grundtonen vilket kan vara problematiskt eftersom Python-programmet då inte vet vilken topp som är den riktiga hjärtfrekvensen. En lösning skulle kunna vara att försöka detektera både grundtonen och övertonerna för att dels underlätta detektionen av hjärtfrekvensen i brus, dels för att undvika att övertonen förväxlas med grundtonen.

Jämförelsen mellan radarmätningen och pulsklockan som visas i Figur 4.3 ger en allmän bild av prototypens precision och noggrannhet vid mätning av en person med hög och tydlig hjärtfrekvens. Båda metoderna stämmer relativt väl överens med varandra, men radarmätningen är mer jämn medan pulsklockan varierar desto mer. I siffror är pulsklockans varians 36 % högre än radarmätningen enligt resultatet. En förklaring till skillnaden kan vara att den fouriertransformerade datan i prototypen är medelvärdesbildad för att bättre följa en tydlig topp. Samtidigt visar färgskalan av radarmätningen att den detekterade hjärtfrekvensen är otydlig när hjärtfrekvensen ändras snabbt, till exempel vid tiden 160 s, där hjärtfrekvensen i både radarmätningen och pulsklockan först stiger och sedan sjunker kraftigt. Det är oklart om hjärtfrekvensen faktiskt ändras såpass kraftigt eller om det är kroppsrörelser eller andra störningar som påverkar både pulsklockan och prototypen. Slutsatsen som kan dras är att prototypen antingen inte klarar av snabba förändringar, bland annat på grund av medelvärdesbildningen, eller att prototypen är mindre känslig för störningar. Prototypen signalerar i alla fall osäkerheten vid snabba förändringar till skillnad från pulsklockan. Samtidigt indikerar prototypen att hjärtfrekvensen har en mycket hög tillförlitlighet på flera ställen, men på nästan alla dessa ställen skiljer sig radarmätningen mot pulsklockan upp till flera bpm. Återigen kan skillnaden bero på prototypens medelvärdesbildning och att radarmätningen därför har hög noggrannhet i genomsnitt men inte klarar av att detektera små variationer. Med anledning av pulsklockans stora variation och radarmätningens signalerade tillförlitlighet är det svårt att avgöra vilken av dessa som är mest pålitlig. Följaktligen är vidare verifiering mot EKG att rekommendera för att fastställa prototypens mätnoggrannhet.

5.1.2 Utvärdering av Schmitttrigger-metoden för mätning av andningsfrekvens

En analys av figur 4.4a och ekvation (3.1) visar att det finns flera sätt att minska risken för att ett andetag inte detekteras. Hysteresen vid en viss tidpunkt är baserad på ett antal tidigare rms-värden av andningssignalen. De stora andningsrörelserna kring 120 s i figur 4.4a resulterar därför i att det övre tröskelvärdet T_{high} blir för högt för att detektera nästkommande andetag. En sänkning av parametern k i ekvation (3.1) vore i detta fall önskvärd, eftersom hysteresen då skulle bli tillräckligt låg för att upptäcka alla andetag. Samtidigt medför ett lägre k -värde en större risk att felaktigt detektera andetag vid störningar i signalen. Ett lågt k -värde är problematiskt när försökspersonen rör sig mycket eftersom störningarna i förhållande

till signalstyrkan ökar. Ett annat sätt att reglera sannolikheten för att hitta alla andetag är att modifiera parametern τ i ekvation (3.1). Ett högt τ minskar påverkan från enstaka djupa andetag likt det efter 120 s i Figur 4.4a. Nackdelen med ett stort τ är att hysteresen uppdateras långsammare och skapar en fördröjning. Den eftersläpande hysteresen kan göra att ett par andetag inte detekteras om andningen varierar från djupa andetag till mer avslappnade.

Amplituden från andningen i Figur 4.1 och Figur 4.4a överensstämmer väl med värden från litteraturen (se avsnitt 2.2.1). Därmed styrks att det är den faktiska rörelsen av bröstkorgen till följd av andning, och inte någon annan rörelse med samma frekvens, som isoleras i signalbehandlingen.

5.1.3 Utvärdering av metod för mätning av hjärtfrekvens

Från resultaten i Figur 4.5a framgår att det är möjligt att mäta hjärtfrekvens på korta avstånd, utan avancerad signalbehandling och utan dyra radarlösningar, på en nivå jämförbar med en pulsklocka. Mätningen i Figur 4.5a visar en stark överensstämmelse förutom i fall då pulsen ändras snabbt, eftersom snabba förändringar ger stora fel på grund av trögheten av fouriertransformen. Fouriertransformen i mätningen hade en längd på 20 s och var även medelvärdesbildad över de senaste 40 s. Figur 4.8b visar medelvärdet och standardavvikelsen av den uppmätta skillnaden mellan pulsklockan och radarlösningen i flera mätningar. Merparten av mätningarna har en medelavvikelse inom spannet ± 10 bpm. Vidare ses en tendens till att standardavvikelsen generellt sett är lägre för höga hjärtfrekvenser än för låga.

Figur 4.8a visar även hur tidslängden på fouriertransformen påverkar resultatet av två olika mätningar. En intressant iakttagelse är att en ökning av fouriertransformens tidslängd inte alltid minskar medelskillnaden, vilket var oväntat eftersom medelskillnaden förväntas minska när frekvensens noggrannhet ökar på grund av minskad fönstring. Det kan bero på att fouriertransformen endast ger en frekvens per tidsfönster vilket gör att variationer av hjärtfrekvensen inom tidsfönstret ger en otydlig hjärtfrekvens. I ett kort tidsfönster blir däremot hjärtfrekvensen mer konstant vilket ger en tydligare frekvens i fouriertransformen.

Trots en generellt god överensstämmelse är metoden inte felfri, vilket tydliggörs i Figur 4.5b. De stabila, men tydligt avvikande radarmätningarna beror på att algoritmen väljer en sannolik frekvens som den försöker följa. Genom att analysera mätningens spektrogram i Figur 4.7 konstateras att stora störningar över hela frekvensspannet fick selektionsalgoritmen att välja fel frekvens. Störningarna beror troligtvis på att personen som mättes rörde på sig. I en mätning med bättre överensstämmelse, såsom i Figur 4.5a, kan spektrogrammet vara betydligt tydligare. I Figur 4.6 syns en tydlig signal kring 120 bpm under hela mätningen. De starka störningarna vid frekvenser under cirka 90 bpm påverkar i detta fall inte algoritmen som framgångsrikt följer hjärtfrekvensen.

5.1.4 Radarns precision och begränsningar

Radarns höga frekvens i kombination med den relativt låga samplingsfrekvensen innebär att radarn inte kan följa snabba rörelser. Radarn kan mäta hjärt- och andningsfrekvens på personer som sitter stilla, men inte på personer som rör sig hastigt. Vidare visar resultatet att brusets amplitud från radarn vanligtvis är 10-20 gånger lägre än det reflekterande objekt och därför normalt sett inte påverkar mätningarna. Brusnivån är relativt konstant och helt oberoende av om det finns någon lins framför eller inte. Således förstärker linsen endast radarsignalen. Bruset skulle kunna härstamma från bakgrundsstrålning från omgivningen eftersom bakgrundsstrålning ofta kommer jämnt fördelad från alla håll och därmed inte borde påverkas av en lins. Det är också troligt att elektroniken i radarn bidrar till bruset eftersom elektroniken antagligen har valts med tonvikt på låg energiförbrukning snarare än lågt brus, vilket ofta är två oförenliga egenskaper.

Samtidigt visar resultatet i avsnitt 4.4.1 att stabiliteten från detekterade radiovågor från stillastående objekt inte är särskilt god. Signalens amplitud från ett stillastående objekt kan variera med upp till 30 dB och ibland endast vara marginellt större än bruset. Avståndet till ett stillastående objekt som mäts av radarn kan variera upp till 1 cm och har en standardavvikelse på ungefär 1,8 mm. Däremot är det troligt att det relativa avståndet (fasen) och det absoluta avståndet varierar lika mycket eftersom störningen av det relativa avståndet från ett stillastående objekt varierar mindre än 0,3 mm, med en standardavvikelse på ungefär 45 μm . Därför påverkas troligtvis inte detektionen av andningsfrekvensen särskilt mycket eftersom lungornas rörelser är betydligt större. Frekvensspektrumet i Figur 4.2b visar på att det är troligt att bruset är $1/f$ -brus, vilket har högst påverkan vid låga frekvenser.

Eftersom bandpassfiltren kapar spektrumet vid 0,9 Hz skapas en topp i frekvensdiagrammet strax under 60 bpm som i många fall kan ha lika hög amplitud som hjärtfrekvenserna. Därför har alla toppar under 60 bpm fått en lägre viktning för att inte störa funktionen som följer toppen från hjärtfrekvensen. En konsekvens av viktningen kan vara att det blir svårare att detektera låg puls. Större problem uppkommer vid rörelser hos mätobjektet. Toppen av mottagen effekt från ett objekt som rör sig förflyttar sig inte helt linjärt som förväntat, utan delas upp i flera toppar som rör sig upp och ner som flöten i vågor. En konsekvens är att det inte är möjligt att följa toppen kontinuerligt eftersom den försvinner för en kort stund för att sedan dyka upp en stund senare. Förutom detta problem klarar Python-programmet av att hitta toppen igen utan större svårigheter. Störningarna kommer troligtvis från elektroniken i radarsystemets signalkedja och möjligtvis även från radarsystemets ADC (analog-till-digital-omvandlare).

5.1.5 Valmöjligheter för applikationen och den bärbara prototypen

Android valdes som operativsystem till mobilapplikationen eftersom en majoritet av kandidatgruppen ägde Android-telefoner och för att det inte fanns tid att utveckla till fler än ett operativsystem. Bluetooth valdes som kommunikationsstandard framför Wi-Fi och USB eftersom Bluetooth är trådlöst och fungerar på de flesta plat-

ser även utan nätverksuppkoppling. Även batteripaketet valdes för att prototypen skulle bli portabel och fungera överallt. Både Android-applikationen och Python-koden på enkortsdatorn har utvecklats med enkelhet och smidighet i åtanke. Därför styrs de flesta funktioner automatiskt av applikationen och enkortsdatorn, såsom Bluetooth-anslutningen och gissningen av hjärtfrekvens vid första mätsekvensen. Den 3D-utskrivna linshållaren kan påverka strålningen från radarn på nära håll upp till 30 cm, men den påverkar inte prototypens funktionalitet eftersom mätningarna utförs på längre avstånd.

5.2 Etiska aspekter av trådlös mätning av vitalparametrar

Trådlös mätning av kroppsfunktioner och vitalparametrar med hjälp av radar kan vara en inskränkning av en individs personliga integritet. Hälsa och biometriska uppgifter räknas som känsliga personuppgifter och omfattas av dataskyddsförordningen (GDPR) och kräver därmed samtycke för insamling och behandling [35]. I studien har därför inte mätningar utförts i offentliga miljöer och samtliga inblandade har givit samtycke. En radar kan emellertid vara mindre integritetskränkande än en kamera som ofta står som alternativ till radarn när omgivningen ska analyseras, eftersom en kamera lättare kan identifiera människor.

Höga nivåer av mikrovågsstrålning kan orsaka smärta och i värsta fall brännskador. Strålningsnivåerna från radarchippet A111 som används i studien är enligt tillverkaren under 10 mW (10 dBm) EIRP (Equivalent isotropically radiated power) [3]. Radarchippets strålningsnivåer är således signifikant lägre än Post- och telestyrelsens bestämmelser på 41,3 dBm per MHz bandbredd för radarsystem på 60 GHz [5] och även betydligt lägre än för en mobiltelefon vars strålning kan nå en effekt på 1-2 W [36]. Således bedöms strålningen från radarchippet vara helt ofarlig.

5.3 Vidareutveckling och framtida användningsområden

På grund av projektets begränsade tidsram blev algoritmen för detektion av hjärtfrekvens begränsad. Förslagsvis vore wavelet-transform ett bättre alternativ än FFT eftersom wavelet-transformen är mer anpassad för pulsade signaler istället för sinusformade signaler. Ett alternativ, eller komplement, till algoritmerna är att utnyttja maskininlärning för att detektera hjärtfrekvensen snabbare och mer tillförlitligt, eftersom AI kan lära sig vilka mönster som tyder på hjärtfrekvens och vad som är brus och störningar. Ytterligare förbättringar vore att implementera statistiska metoder såsom principalkomponentanalys (PCA) eller singularvärdesuppdelning (SVD) för att bättre kunna isolera hjärt- och andningsrörelserna [37]. För att minimera tidsförskjutningen i andnings- och hjärtsignalerna skulle möjligtvis ett Kalmanfilter vara användbart. En noggrannare utvärdering av metoden för mätning av andningsfrekvens skulle kunna göras genom att använda ett respirationstryckbälte som referens. Likaså vore det lämpligt att byta ut pulsklockan mot EKG som referens till hjärtfrekvensmätningarna eftersom EKG har en större noggrannhet.

En mer avancerad och beräkningskrävande algoritm skulle sannolikt prestera bättre om den implementerades i särskilt anpassad hårdvara. Ett system baserat på en

FPGA (Field Programmable Gate Array) kan anpassas för att utföra specifika uppgifter som transformer och filter både snabbare och effektivare än konventionella processorer [38]. Anpassad hårdvara är antagligen ett bra sätt att utnyttja radarmodulens fulla samplingshastighet samtidigt som det tillåter användning av flera radarmoduler samtidigt.

För att kunna mäta hjärt- och andningsfrekvens hos personer i rörelse skulle tekniker som snabbare samplingshastighet, mer avancerad signalbehandling med statistiska metoder eller flera radarenheter runt personen alltså kunna användas för att bättre isolera hjärt- och andningsfrekvensen från övriga kroppsrörelser. Snabbare samplingshastighet skulle innebära en högre energiförbrukning och flera radarenheter skulle innebära en lägre mobilitet av prototypen. Därför anses metoden att mäta hjärt- och andningsfrekvens med radar i nuläget vara begränsad till stationära mål om bärbara radarsystem används, alternativt rörliga mål om det är möjligt att använda fasta radarinstallationer.

Ett användningsområde med stationära mål där trådlös mätning av hjärt- och andningsfrekvens kan vara användbart är inom sjukvården. I sjukvården kan trådlös övervakning av vitalparametrar bland annat användas i fall med hög smittorisk, till exempel vid en virusepidemi, och i fall med patienter med känslig hud, till exempel svårt brännskadade patienter eller för tidigt födda barn. Det kan även vara önskvärt att mäta hjärtfrekvens och andningsfrekvens av sovande individer som av olika anledningar kan få hjärtproblem eller andningssvårigheter. Särskilt äldre och personer med kroniska sjukdomar skulle gynnas av beröringsfri övervakning av vitalparametrar vid sömn utan att behöva störas av mätutrustning på kroppen. Dock kan det behövas flera radarenheter runt om personen eftersom det är vanligt att personer vrids och rör på sig i sömnen. Genom att installera radarsensorer i hemmet kan äldre personer samt lindrigt sjuka patienter stanna hemma och på så sätt minska kostnaden för dyra sjukhusplatser och äldrehem. Om metoden kan utvecklas till att mäta hjärt- och andningsfrekvens av personer i rörelse öppnas nya användningsområden inom till exempel sport och idrott, där både elitidrottare och vardagsmotionärer kan gynnas av mer lättillgänglig övervakning av vitalparametrar.

6 Slutsats

Mot bakgrund av behovet att mäta hjärt- och andningsfrekvens trådlöst i realtid utvecklades en bärbar prototyp med radarsystem och mjukvara för kontinuerlig signalbehandling i nära realtid. Prototypen klarar av att mäta både hjärt- och andningsfrekvens på en människa på en meters avstånd och mäter hjärtfrekvensen med noggrannhet som är jämförbar med en pulsklocka. Prototypen är bärbar och lättanvänd tack vare ett inbyggt batteripaket, låg vikt och automatisk mätning av hjärt- och andningsfrekvenser. Uppmätta frekvenser samt andningsamplitud skickas via Bluetooth till en utvecklad Android-applikation för visualisering av mätresultatet.

Utvärdering av prototypen visar samtidigt att det finns ett antal begränsningar med metoden. Den största begränsningen är att metoden är väldigt känslig för rörelser, speciellt vid mätning av hjärtfrekvens. Därför behöver personen vars hjärt- och andningsfrekvens ska detekteras befinna sig helt stilla, vilket kraftigt begränsar antalet användningsområden för metoden. En annan begränsning är att den nuvarande signalbehandlingen har en tidsfördröjning på cirka 30 s för både hjärt- och andningsfrekvens. Det finns också ett antal utvecklingsmöjligheter som bör undersökas innan radarkonceptet implementeras i en produkt för praktiska tillämpningar. Bland annat borde fouriertransformen ersättas med wavelet-transform som är bättre anpassad för detektion av hjärtslag. Känsligheten för rörelser skulle kunna minskas om samplingshastigheten ökas, vilket kan uppnås genom att utföra signalbehandlingen på bättre anpassad hårdvara.

Med hänsyn till metodens möjligheter och begränsningar i nuläget kan sjukvården vara ett lämpligt användningsområde. I sjukvården kan trådlös övervakning av hjärt- och andningsfrekvens bland annat vara användbart i fall med svårt brännskadade patienter och för tidigt födda barn med känslig hud, samt i virusepidemier och andra fall där hög smittorisk föreligger. Trådlös radarteknik kan även vara lämpligt för att övervaka sovande individer i hemmet, som till exempel äldre och personer med kroniska sjukdomar och på så sätt minska belastningen på sjukhus och äldreboenden. Om metoden utvecklas till att mäta hjärt- och andningsfrekvens av personer i rörelse kan sport och idrott bli nya användningsområden.

Referenser

- [1] 1177 Vårdguiden, "EKG", 2018. [Online]. Tillgänglig: <https://www.1177.se/Fakta-och-rad/Undersokningar/Vilo-EKG/>, hämtad: 2019-02-15.
- [2] J. Lin, "Noninvasive Microwave Measurement of Respiration", *Proceedings of the IEEE*, vol. 63, nr. 10, ss. 1530–1530, okt. 1975. doi:10.1109/PROC.1975.9992. [Online]. Tillgänglig: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1451922>, hämtad: 2019-05-15.
- [3] Acconeer, "A111 – Pulsed Coherent Radar (PCR) Datasheet v1.5", 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://developer.acconeer.com/download/a111-datasheet-pdf/>, hämtad: 2019-02-05.
- [4] D. M. Pozar, *Microwave and RF Wireless Systems*. New York, USA : Wiley, cop, 2001.
- [5] Post- och telestyrelsen, "Post- och telestyrelsens författningssamling", 2013. [Online]. Tillgänglig: https://www.pts.se/globalassets/startpage/dokument/legala-dokument/foreskrifter/radio/ptsfs-2013_4-undantag-tillstand.pdf, hämtad: 2019-05-07.
- [6] DigiKey, "A111 Acconeer AB | RF/IF and RFID", 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://www.digikey.com/product-detail/en/acconeer-ab/A111/1891-1000-ND/8040771>, hämtad: 2019-02-15.
- [7] Infineon Technologies AG, "24GHz Radar", 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://www.infineon.com/cms/en/product/sensor/radar-sensor-ics/24ghz-radar/>, hämtad: 2019-05-14.
- [8] Omniradar B.V., "Products", 2014. [Online]. Tillgänglig: <https://www.omniradar.com/products/>, hämtad: 2019-05-14.
- [9] M. Amin, *Radar for Indoor Monitoring: Detection, Classification, and Assessment*. 1 uppl., Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2017. [Online]. Tillgänglig: <https://www.taylorfrancis.com/books/e/9781315155340>, hämtad: 2019-05-15.
- [10] G. R. Curry, *Radar Essentials: A Concise Handbook for Radar Design and Performance Analysis: Principles, Equations, Data*. Raleigh, NC, USA: Sci-tech Pub. Inc., 2012. [Online]. Tillgänglig: https://app.knovel.com/web/toc.v/cid:kpREACHRD3/viewerType:toc/root_slug:radar-essentials-concise?kpromoter=federation, hämtad: 2019-05-15.
- [11] E. Yavari, O. Boric-Lubecke och S. Yamada, "Radar Principles", i *Doppler Radar Physiological Sensing*, Hoboken, NJ, USA, 2016, ss. 21–38, 57. [Online]. Tillgänglig: <http://doi.wiley.com/10.1002/9781119078418.ch2>, hämtad: 2019-04-04.
- [12] P. F. Goldsmith, *Quasioptical Systems: Gaussian Beam Quasioptical Propagation and Applications*. New York, USA: IEEE Press, 1998.
- [13] A. D. Droitcour, "Non-Contact Measurement of Heart and Respiration Rates with a Single-Chip Microwave Doppler Radar", Doktorsavhandling, Department of Electrical Engineering, Stanford University, Stanford, USA, 2006. [Online]. Tillgänglig: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.84.7516&rep=rep1&type=pdf>, hämtad: 2019-02-20.

-
- [14] H. Kaneko och J. Horie, "Breathing Movements of the Chest and Abdominal Wall in Healthy Subjects", *Respiratory care*, vol. 57, nr. 9, ss. 1442–1451, sept. 2012. doi:<https://doi.org/10.4187/respcare.01655>. [Online]. Tillgänglig: <http://rc.rcjournal.com/content/57/9/1442>, hämtad: 2019-05-15.
- [15] Ø. Aardal, S.-E. Hamran, T. Berger, Y. Paichard och T. S. Lande, "Chest Movement Estimation from Radar Modulation Caused by Heartbeats", i *2011 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, 2011, ss. 452–455. [Online]. Tillgänglig: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6107825>, hämtad: 2019-05-10.
- [16] S. Dhupkariya, V. K. Singh och A. Shukla, "A Review of Textile Materials for Wearable Antenna", *Journal of Microwave Engineering & Technologies*, vol. 1, nr. 3, ss. 7–14, mars 2015. [Online]. Tillgänglig: https://www.researchgate.net/publication/271514332_A_Review_of_Textile_Materials_for_Wearable_Antenna, hämtad: 2019-03-12.
- [17] T. Wu, T. S. Rappaport och C. M. Collins, "The Human Body and Millimeter-Wave Wireless Communication Systems: Interactions and Implications", i *2015 IEEE International Conference on Communications (ICC)*, 2015, ss. 2423–2429. [Online]. Tillgänglig: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=7248688>, hämtad: 2019-05-10.
- [18] R. Hesselstrand, A. Scheja, M. Wildt och A. Åkesson, "High-Frequency Ultrasound of Skin Involvement in Systemic Sclerosis Reflects Oedema, Extension and Severity in Early Disease", *Rheumatology*, vol. 47, nr. 1, ss. 84–87, jan. 2008. doi:10.1093/rheumatology/kem307. [Online]. Tillgänglig: <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kem307>, hämtad: 2019-05-15.
- [19] J. Luo, Z. Xie och M. Xie, "Interpolated DFT Algorithms with Zero Padding for Classic Windows", *Mechanical Systems and Signal Processing*, vol. 70–71, ss. 1011–1025, mars 2016. doi:10.1016/j.ymsp.2015.09.045. [Online]. Tillgänglig: https://www.researchgate.net/publication/283846643_Interpolated_DFT_algorithms_with_zero_padding_for_classic_windows, hämtad: 2019-05-15.
- [20] E. Lai, *2 - Converting Analog to Digital Signals and Vice Versa*. Amsterdam, Nederländerna: Elsevier Ltd., 2003. [Online]. Tillgänglig: <http://www.science-direct.com/science/article/pii/B9780750657983500023>, hämtad: 2019-05-15.
- [21] L. Bengtsson och B. Karlström, *Transformer Och Filter*, 2 uppl., Lund, Sverige: Studentlitteratur AB, 2016.
- [22] S. Knutsson, "Digital Signalbehandling - Fönsterfunktioner", 2000. [Online]. Tillgänglig: http://www.cse.chalmers.se/~svenk/dig_sign/stencil/99_00/window.pdf, hämtad: 2019-05-10.
- [23] "Windows and Spectral Leakage", 2019. [Online]. Tillgänglig: https://community.plm.automation.siemens.com/t5/Testing-Knowledge-Base/Windows-and-Spectral-Leakage/ta-p/432760?fbclid=IwAR0EPf458_b3h3xOJeqbzeOqFj1MDhgHm4Fmvmvj8VJArv9jZr5qTEiBBrC4, hämtad: 2019-05-10.
- [24] N. Kehtarnavaz, *Digital Signal Processing System Design*, 2 uppl. Amsterdam, Nederländerna: Elsevier Inc., 2008.

- [25] Acconeer, "XC112/XR112 Evaluation Kit", 2019. [Online]. Tillgänglig: https://developer.acconeer.com/download/xc112_xr112-user-guide-pdf/, hämtad: 2019-04-02.
- [26] Raspberry Pi Foundation, "Raspberry Pi 3 Model B+", 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b-plus/>, hämtad: 2019-04-02.
- [27] E. Månsson, P. Thorell, P. Almers, H. Nilsson och D. Montgomery, "Acconeer Exploration Kit", Acconeer AB, 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://github.com/acconeer/acconeer-python-exploration>, hämtad: 2019-05-07.
- [28] E. Schires, P. Georgiou och T. S. Lande, "Vital Sign Monitoring through the Back Using an UWB Impulse Radar with Body Coupled Antennas", *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, vol. 12, nr. 2, ss. 292–302, april 2018. doi:10.1109/TBCAS.2018.2799322. [Online]. Tillgänglig: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8310011>, hämtad: 2019-02-15.
- [29] Google, "Meet Android Studio", 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://developer.android.com/studio/intro>, hämtad: 2019-04-02.
- [30] J. Gehring, "Android Graph Library for Creating Zoomable and Scrollable Line and Bar Graphs.: Jjoe64/GraphView", 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://github.com/jjoe64/GraphView>, hämtad: 2019-04-02.
- [31] Anker, "Welcome Guide Power Core II Slim 10000", 2018. [Online]. Tillgänglig: https://d2211byn0pk9fi.cloudfront.net/spree/accessories/attachments/71087/A1261_Manual_SM-A491-V02_20170623_52X74mm.pdf?1533028134, hämtad: 2019-05-03.
- [32] "RaspberryPiRadarProgram", 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://github.com/Kandidatarbete-Chalmers-MCCX02-19-06/RaspberryPiRadarProgram>, hämtad: 2019-05-07.
- [33] Albin Warnicke, "ResPiRadar", 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.chalmers.respiradar&hl=sv>, hämtad: 2019-05-07.
- [34] "ResPiRadar", 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://github.com/Kandidatarbete-Chalmers-MCCX02-19-06/ResPiRadar>, hämtad: 2019-05-07.
- [35] Datainspektionen, "Känsliga personuppgifter", 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://www.datainspektionen.se/lagar--regler/dataskyddsförordningen/kansliga-personuppgifter/>, hämtad: 2019-01-31.
- [36] G. Hyland, "Physics and biology of mobile telephony", *The Lancet*, vol. 356, nr. 9244, ss. 1833–1836, nov. 2000. doi:10.1016/S0140-6736(00)03243-8. [Online]. Tillgänglig: [http://www.doi.org/10.1016/S0140-6736\(00\)03243-8](http://www.doi.org/10.1016/S0140-6736(00)03243-8), hämtad: 2019-02-05.
- [37] E. Pittella, A. Bottiglieri, S. Pisa och M. Cavagnaro, "Cardiorespiratory Frequency Monitoring Using the Principal Component Analysis Technique on UWB Radar Signal", *International Journal of Antennas and Propagation*, vol. 2017, ss. 1–6, mars 2017. doi:10.1155/2017/4803752. [Online]. Tillgänglig: <https://www.hindawi.com/journals/ijap/2017/4803752/abs/>, hämtad: 2019-05-15.

- [38] Arrow Electronics, inc., "FPGA vs CPU vs GPU vs Microcontroller: How Do They Fit into the Processing Jigsaw Puzzle?", 2019. [Online]. Tillgänglig: <https://www.arrow.com/en/research-and-events/articles/fpga-vs-cpu-vs-gpu-vs-microcontroller>, hämtad: 2019-05-14.

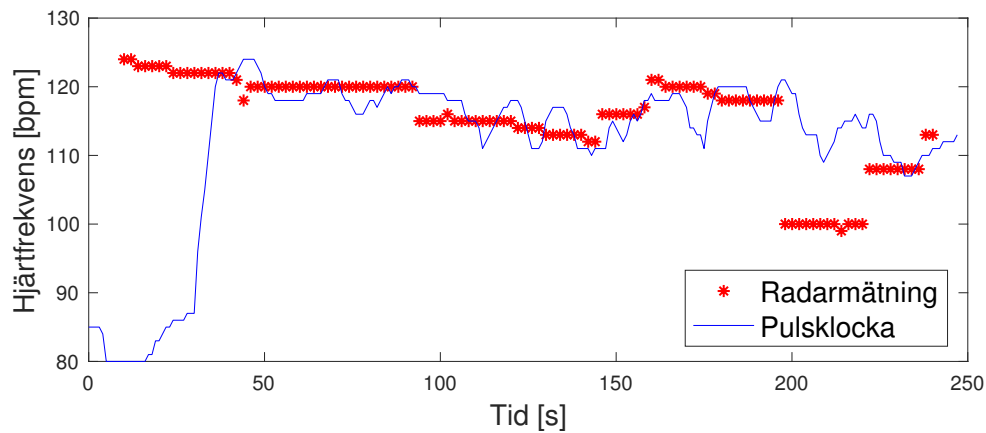
A Appendix: Resultat från tygmätningar

I Tabell A.1 visas den relativa dämpningen från mätningar där olika kombinationer av två tygsorter placerades framför en hörnreflektor. Tygen som användes var en vävd diskhandduk av bomullstyg och en grovt stickad tröja vars tjocklekar var cirka 1 mm respektive 3 mm. För varje tygkombination utfördes tre mätningar av medelintensiteten över tio sekunder. Dessa medelvärdesbildades och jämfördes med en referensmätning utan tyg. Samtliga uppställningar med tyg dämpade svagt den reflekterade signalen, som störst var dämpningen 6,3 %. Notera även att uppställningen med sammanlagt tre lager tyg (två lager stickad tröja och ett lager diskhandduk) inte dämpade reflektionen lika mycket som uppställningen med endast två lager stickad tröja. Orsaken till detta är oklar men den samlade slutsatsen att ingen tygkombination dämpar signalen nämnvärt är tydlig. I de presenterade mätningarna låg brusgolvet kring 20 % av den maximala signalstyrkan.

Tabell A.1: Relativ dämpning av reflektionen vid mätningar på hörnreflektor med olika tyg placerade framför.

Uppställning	Dämpning [%]
Inget tyg	0
Diskhandduk	0,9
Ett lager stickad tröja	1,4
Två lager stickad tröja	6,3
Två lager stickad tröja, ett lager diskhandduk	3,5

B Appendix: Mätning 2 i Figur 4.8a



Figur B.1: En jämförelse mellan radarmätningen och pulsklockan för $T_{FFT} = 20s$

I Figur B.1 visas Mätning 2 från Figur 4.8a, detta för $T_{FFT} = 20 s$. Det kan ses att pulsklockan hastigt ökar sitt värde vid cirka 30 s, något som kan antyda ett mätfel av pulsklockan. Vidare ger det en trolig anledning till varför standardavvikelsen är relativt hög för denna mätning.