



AARHUS SCHOOL OF ENGINEERING

SUNDHEDSTEKNOLOGI
3. SEMESTERPROJEKT

Dokumentation

Gruppe 4

Mads Fryland Jørgensen (201403827)

Jeppe Tinghøj Honeré (201371186)

Nicoline Hjort Larsen(201405152)

Freja Ramsing Munk (201406736)

Sara-Sofie Staub Kirkeby (201406211)

Tine Skov Nielsen (201404233)

Vejleder

Projektvejleder

Thomas Nielsen

Aarhus Universitet

3. november 2015

Gruppemedlemmer

Mads Fryland Jørgensen (201403827)	Dato
Jeppe Tinghøj Honoré (201371186)	Dato
Freja Ramsing Munk (201406736)	Dato
Nicoline Hjort Larsen (201405152)	Dato
Sara-sofie Staub Kirkeby (201406211)	Dato
Tine Skov Nielsen (201404233)	Dato

Vejleder

Thomas Nielsen	Dato
----------------	------

Ordliste

Ord	Forklaring
-----	------------

Indholdsfortegnelse

Ordliste	iii
Kapitel 1 Indledning	1
Kapitel 2 Kravspecifikation	3
2.1 Indledning	3
2.2 Funktionelle krav	3
2.2.1 Aktør-kontekst diagram	3
2.2.2 Aktørbeskrivelse	3
2.3 Use cases	5
2.3.1 Use case diagram	5
2.4 Ikke-funktionelle krav	9
2.4.1 (F)URPS+	9
Kapitel 3 Design	13
3.1 Indledning	13
3.2 Hardware arkitektur	13
3.2.1 Design af forstærker	14
3.2.2 Design af analogfilter	15
3.2.3 Grænseflader	19
3.3 Software arkitektur	19
3.3.1 GUI	19
3.3.2 UML klassediagram	19
3.3.3 Applikationsmodel	19
3.4 Software implementering	19
3.4.1 Visning af EKG-signal	19
3.4.2 Analyse	19
3.4.3 Testprogram	19
3.4.4 Lagring i database	19
Kapitel 4 Accepttest	21
4.1 Accepttest af Use Cases	21
4.1.1 Use Case 1	21
4.1.2 Use Case 2	21
4.1.3 Use Case 3	22
4.1.4 Use Case 4	23
4.1.5 Use Case 5	23
4.1.6 Use Case 6	24
4.1.7 Use Case 7	24
4.2 Accepttest af ikke-funktionelle krav	25

Bilag	29
Fejlrapport	29
Logbog	29
Mødereferat	29
Kode	29
Tidsplan	29
Samarbejdsaftale	29

Indledning 1

Ansvarsområde

Initialer:

JTH - Jeppe Tinghøj Honoré

TSN - Tine Skov Nielsen

SSK - Sara-Sofie Staub Kirkeby

NHL - Nicoline Hjort Larsen

FRM - Freja Ramsing Munk

MFJ - Mads Fryland Jørgensen

Afsnit Ansvarlig

Kravspecifikation 2

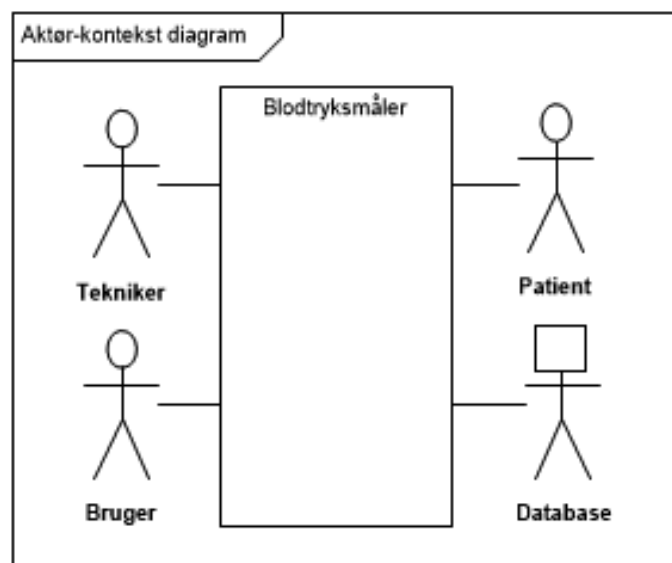
Version	Dato	Ansvarlig	Beskrivelse
---------	------	-----------	-------------

2.1 Indledning

Kravspecifikationen vil beskrive, ud fra en række modeller, hvordan blodtryksmåleren fungerer. Helt generelt er en invasiv blodtryksmåler et system, der vha. nål og transducer kan måle

2.2 Funktionelle krav

2.2.1 Aktør-kontekst diagram



Figur 2.1: Aktør-kontekst diagram

2.2.2 Aktørbeskrivelse

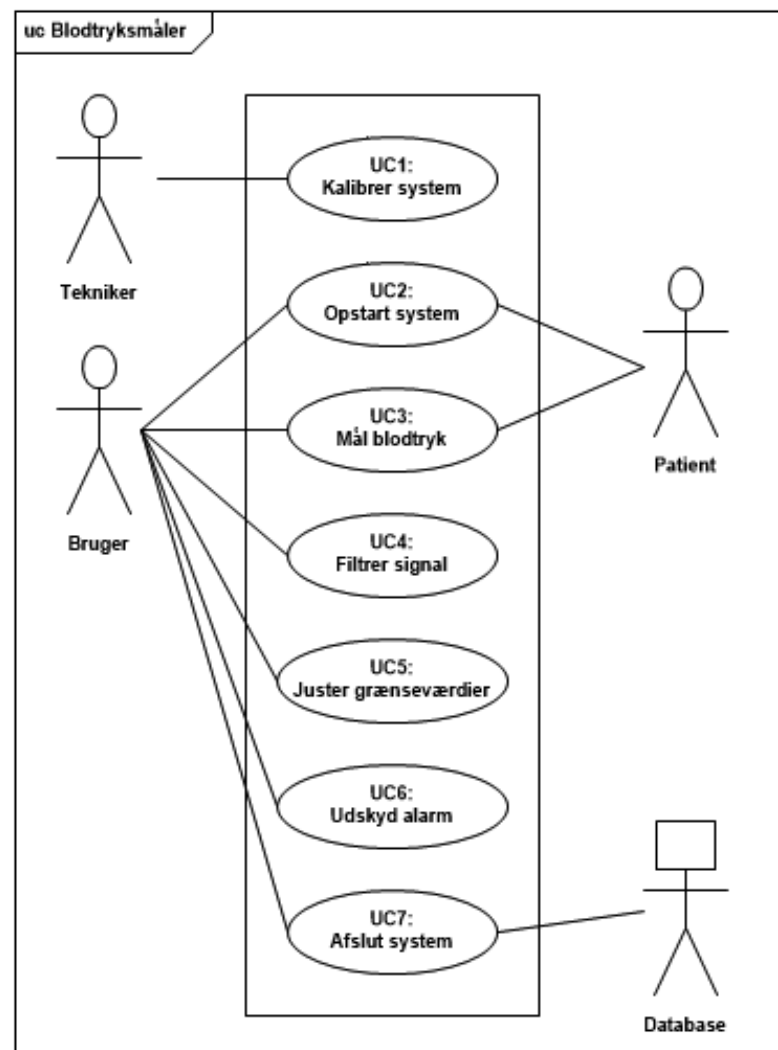
Aktørnavn	Type	Beskrivelse
-----------	------	-------------

Bruger	Primær	Brugeren er den aktør der foretager blodtryksmålingerne. Brugeren er en person der har kendskab til systemet, samt tilladelse til at benytte systemet. Fx en læge, anesthesi sygeplejerske
Tekniker	Primær	Tekniker er den aktør der foretager den årlige kalibrering af systemet. Teknikeren er en person der har kendskab til den tekniske del af systemet. Fx. medicotekniker på et sygehus
Patient	Sekundær	Patienten stiller sin krop til rådighed for udførelse af en blodtryksmåling
Database	Sekundær	Databasen er det sted, hvor blodtryksmålingens data gemmes

Tabel 2.2: Aktørbeskrivelse

2.3 Use cases

2.3.1 Use case diagram



Use Case 1

Navn	Kalibrer system
Use case ID	1
Samtidige forløb	1
Primær aktør	Tekniker
Initialisere	Tekniker
Mål	Tekniker ønsker at foretage kalibrering
Forudsætninger	
Resultat	Systemet er kalibreret

Hovedforløb 1.

Undtagelser

Tabel 2.3: Fully dressed Use Case 1

Use Case 2

Navn	Opstart system
Use case ID	2
Samtidige forløb	1
Primær aktør	Brugeren
Sekundær aktør	Database
Initialisere	Brugeren
Mål	Systemet er opstartet
Forudsætninger	Use case 1 er gennemført.
Resultat	Systemet er nulpunktsjusteret og brugeren er klar til at blive forbundet til systemet
Hovedforløb	<ol style="list-style-type: none"> 1. Brugeren indtaster login-oplysninger og trykker på "Log ind"-knappen. Systemet tjekker i databasen om oplysninger er gyldige [1.a <i>Forkert login</i>] 2. Brugeren trykker på "nulstil"-knappen. Systemet laver nulpunktsjustering [2.a <i>Systemets nulpunktjustering er ikke korrekt</i>]
Undtagelser	<ol style="list-style-type: none"> 1a. Besked om forkert login vises. Use Case fortsættes fra punkt 1 2.a Indikation om at systemet ikke er nulpunktjusteret vises. Use Case fortsættes fra punkt 2

Tabel 2.4: Fully dressed Use Case 2

Use Case 3

Navn	Mål blodtryk
Use case ID	3
Samtidige forløb	1

Primær aktør	Brugeren
Initialisere	Brugeren
Mål	Blodtryksmåling kører
Forudsætninger	Patienten er koblet korrekt til systemet jf. afledning I, og UC2 er gennemført
Resultat	Blodtrykket vises i kontinuerlig graf, systolisk og diastoliske blodtryk vises grafisk, samt puls vises grafisk
Hovedforløb	<ol style="list-style-type: none"> 1. Brugeren trykker på start "måling"-knappen 2. Blodtryksgraf, systolisk, diastolisk og puls vises grafisk uden alarm [2.a <i>Blodtryk overholder ikke grænseværdier</i>]
Undtagelser	2.a "Alarm" om at blodtryk er kritisk ift. de grænseværdier

*Tabel 2.5: Fully dressed Use Case 3***Use Case 4**

Navn	Filtrer signal
Use case ID	4
Samtidige forløb	2
Primær aktør	Brugeren
Initialisere	Brugeren
Mål	Brugeren ønsker at foretage en digital filtrering
Forudsætninger	UC2 er gennemført
Resultat	Det filtrerede signal vises i blodtryksgrafen
Hovedforløb	<ol style="list-style-type: none"> 1. Brugeren trykker på "Til"-knappen under filtrer
Undtagelser	

*Tabel 2.6: Fully dressed Use Case 4***Use Case 5**

Navn	Juster grænseværdier
------	----------------------

Use case ID	5
Samtidige forløb	2
Primær aktør	Brugeren
Initialisere	Brugeren
Mål	Brugeren ønsker at justere grænseværdierne for både systolisk og diastolisk blodtryk
Forudsætninger	UC2 er gennemført
Resultat	At grænseværdierne er sat efter patientens standarder
Hovedforløb	1. Brugeren tilpasser diastoliske og systoliske grænseværdier ud fra patientens blodtryk
Undtagelser	

*Tabel 2.7: Fully dressed Use Case 5***Use Case 6**

Navn	Udskyd alarm
Use case ID	6
Samtidige forløb	2
Primær aktør	Brugeren
Initialisere	Brugeren
Mål	Brugeren ønsker at udskyde alarmen med 3 minutter
Forudsætninger	UC3 er gennemført og undtagelse 2.a er igangsat
Resultat	Alarmen er udskudt
Hovedforløb	1. Brugeren trykker på "udskyd alarm"-knap 2. Alarmen er udskudt med 3 minutter
Undtagelser	

*Tabel 2.8: Fully dressed Use Case 6***Use Case 7**

Navn	Afslut system
Use case ID	7
Samtidige forløb	1
Primær aktør	Brugeren
Mål	Brugeren ønsker at afslutte systemet og gemme måling
Forudsætninger	UC3 er gennemført
Resultat	Blodtryksmålingens data er gemt i database og bruger er logget ud af systemet
Hovedforløb	<ol style="list-style-type: none"> 1. Brugeren trykker på "afslut måling"-knappen. "Gemme"-vindue åbnes. [1.a <i>Bruger ønsker ikke at afslutte</i>] 2. Brugeren indtaster CPR-nr og trykker på " 3. Brugeren trykker på "gem og afslut"-knappen. Systemet logger ud og afsluttes
	[3.a <i>CPR-nr er ikke gyldigt</i>]
Undtagelser	<ol style="list-style-type: none"> 1.a. Bruger trykker på "Annuller"-knappen. Use Case 3 3.a. Besked om at CPR-nummer ikke gyldigt, vises. Nyt CPR-nummer indtastet. Use Case fortsættes for punkt 2

Tabel 2.9: Fully dressed Use Case 7

2.4 Ikke-funktionelle krav

2.4.1 (F)URPS+

MoSCow er angivet i parentes ved hhv. M, S, C og/eller W, for Must, Should, Could og Won't

Functionality

1. (M) Brugeren skal kunne starte en ny måling indenfor XX sekunder efter opstart af programmet

2. (M) Systemet skal kunne kalibrere blodtrykssignalet
3. (M) Systemet skal kunne foretage en nulpunktsjustering
4. (M) Systemet skal kunne forstærke signalet fra transducere (INDSÆT VÆRDI)
5. (M) Systemet skal kunne filtrere signalet med det indbyggede analoge antialiaseringsfilter med en båndbredde på 50 Hz
6. (M) Programmet skal kunne vise blodtrykket som funktion af tiden
7. (M) Programmet skal kunne vise blodtrykssignalet kontinuert
8. (M) Programmet skal programmeres i C#
9. (M) Programmet skal kunne lagre de målte data i en database
10. (M) Programmet skal kunne filtrere blodtrykket via et digitalt filter
11. (S) Programmet bør kunne afbilde både systolisk og diastolisk blodtryk med tal
12. (S) Programmet bør kunne måle puls
13. (C) Programmet kan angive pulsslag med bip-lyde med varighed af 100ms og en frekvens på 850 Hz

Usability

1. (M) Blodtrykstallene der udskrives på brugergrænsefladen er røde
2. (S) Pulsmålingen burde kunne udskrives på brugergrænsefladen med grønne tal
3. (M) Brugeren skal kunne starte en måling maksimalt 20 sekunder efter opstart
Knapper??
Billede af brugergrænsefladen indsættes

Reliability

1. (M) Systemet skal kunne køre uden fejl i et år
2. (M) Systemet skal have en "mean time to restore" på højest 24 timer
3. Systemet får herved en tilgængelighed beregnet ved

$$Availability = \frac{MTBF}{MTBF + MTTR} = \frac{365}{365 + 1} = 0,997 = 99,7\% \quad (2.1)$$

Performance

1. (S) Systemet bør kunne gemme data på 5 sekunder +/-10%

Supportability

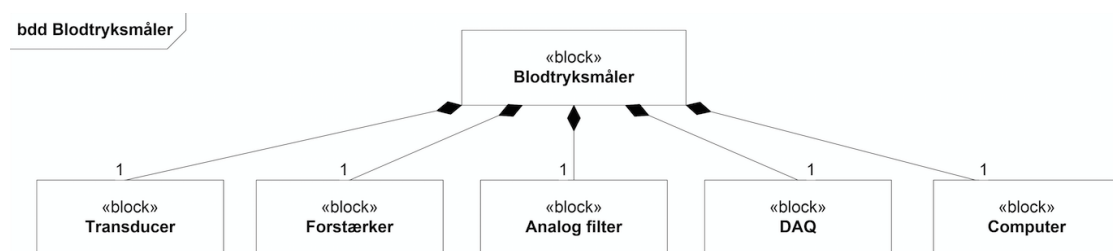
1. (M) Softwaren er opbygget af trelagsmodellen

Version	Dato	Ansvarlig	Beskrivelse
---------	------	-----------	-------------

3.1 Indledning

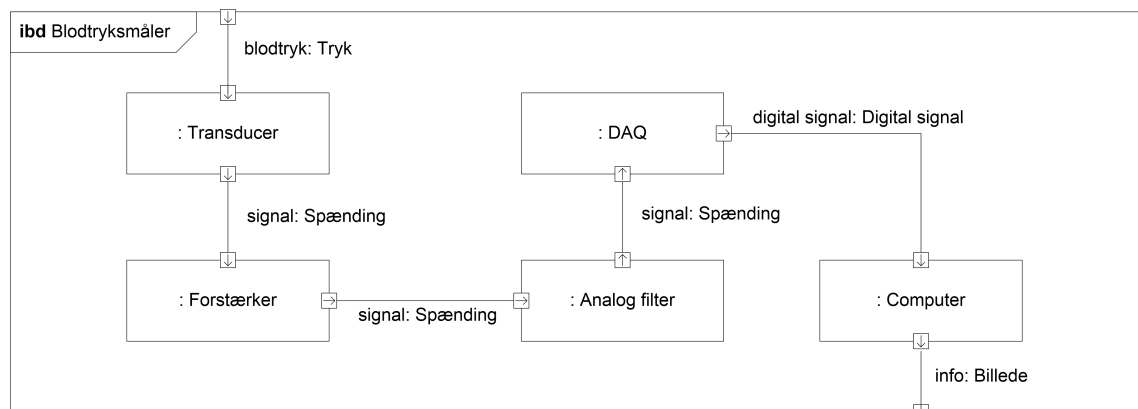
3.2 Hardware arkitektur

I følgende afsnit beskrives hvordan blodtryksmåler systemet og nogle af dets delkomponenter er opbygget.



Figur 3.1: Blokdiagram for blodtryksmåler systemet.

Ud af blokdiagrammet kan man se at blodtryksmåler systemet består af en transducer, en forstærker, et analogt filter, en DAQ og en computer.



Figur 3.2: Internt blok diagram for blodtryksmåler systemet.

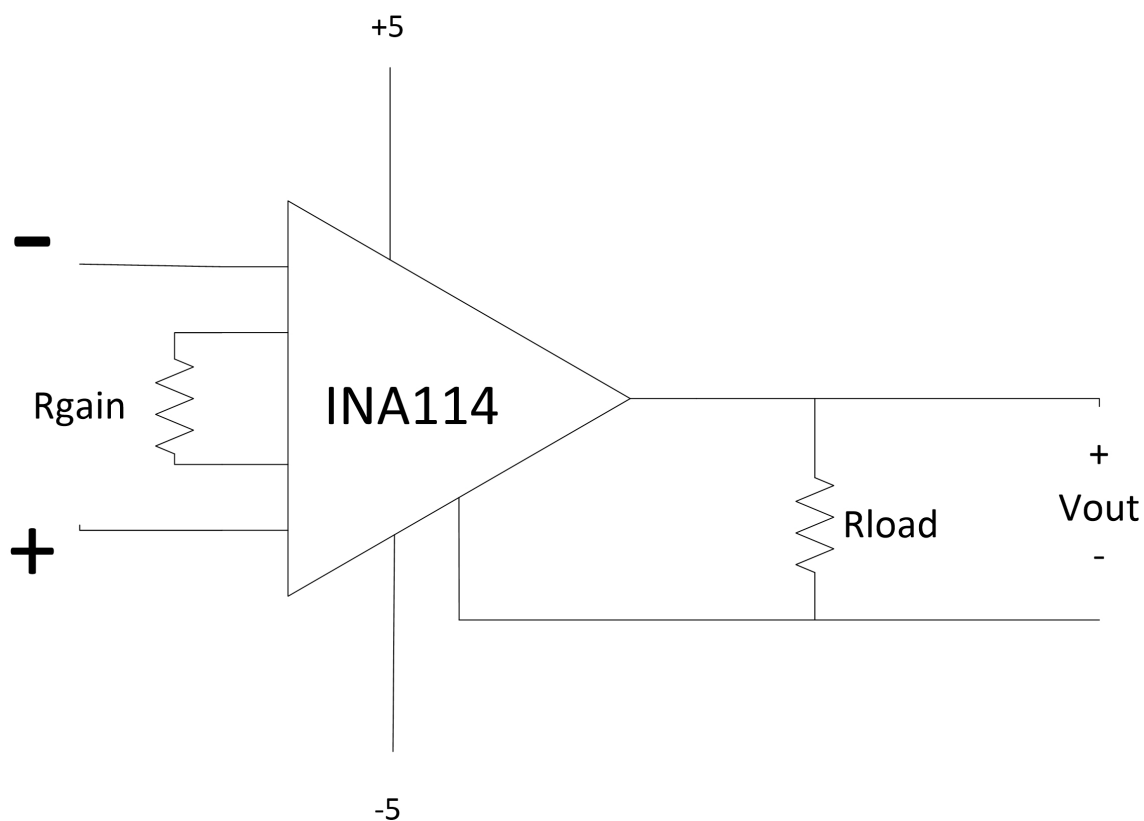
Ud af det interne blok diagram kan ses det at blodtrykket i form af det målte tryk kommer ind i transduceren. Transduceren som omformer det målte tryk til et spændingssignal, sender signalet videre til forstærkeren. Fra forstærkeren sendes signalet over i det analoge filter og derfra ind i DAQ'en. Endeligt sendes det digitale signal fra DAQ'en over i en computer, der fortolker signalet som et billede, der vises til omverdenen.

3.2.1 Design af forstærker

Forstærkeren er designet med tanke på, at det er meget små spændinger der arbejdes med. Grundet dette, er en almindelig operationsforstærker fravalgt, da dens reelle indgangsimpedans er for lille. En Instrumentationsforstærkers indgangsimpedans i den virkelige verden, er højere, og den kan dermed opfange meget små signaler så som blodtryk.

Vejleder råde herefter til at projektgruppen brugte instrumentationsforstærkeren INA114. Forstærkerens design kan ses på figur X.

Rgain er modstanden, som bestemmer, hvor meget forstærkning, instrumentationsfor-



Figur 3.3: Der overordnede design af forstærkeren.

stærkeren skal give og *Rload* er den belastning, der kommer efter kredsløbet. I dette tilfælde, er det, det analoge filter. For at finde *Rgain's* størrelse, kræver det, at der vides, hvor meget forstærkning der er brug for. Dette findes, ved at bestemme den maksimale spænding, som transduceren kan give, i en blodtrykssituation. Dette regnestykke kan ses realiseret i ligning x.

Spændingen ønskes at skaleres op til DAQ'ens dynamikområde, som ligger omkring de 5V.

$$VT_{max} = T_{max} * V_{max} * Hg_{max} = 5 \frac{\mu V}{V/mmHg} \cdot 5V \cdot 250mmHg = 6,25mV$$

Forstærkningsfaktoren udregnes ved simpel brøkgregning.

$$G = \frac{5}{6,25 * 10^{-3}} = 800$$

INA114's datasheet giver en ligning for udregning af forstærkning. Da forstærkningen er kendt, omskrives denne ligning, så modstanden *R_{gain}'s* værdi i stedet bestemmes.

$$Gain = 1 + \frac{50k\Omega}{R_{gain}} \rightarrow G - 1 = \frac{50k\Omega}{R_{gain}} \rightarrow \frac{50k\Omega}{G - 1} = R_{gain}$$

Herefter kan den ohmske værdi af *R_{gain}* bestemmes.

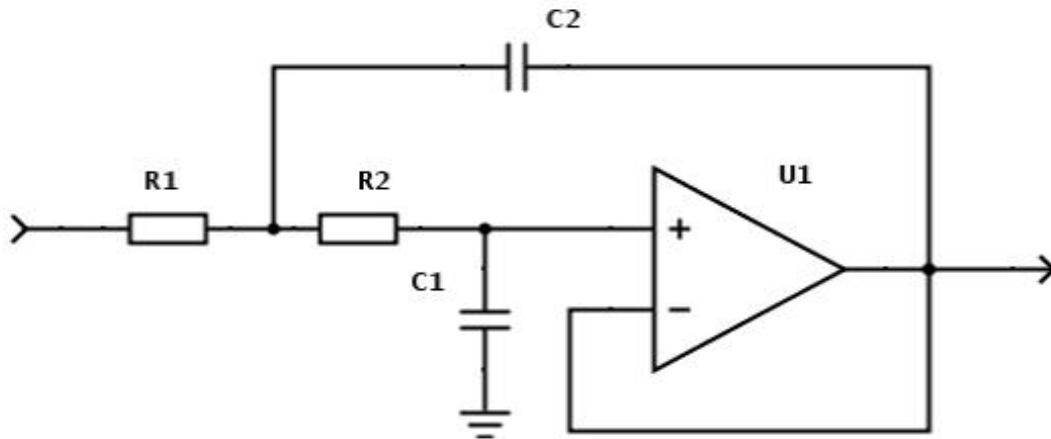
$$R_{gain} = \frac{50k\Omega}{800 - 1} = 62,578 \Omega$$

3.2.2 Design af analogfilter

Filteret skulle realiseres som et aktivt 2. ordens lavpasfilter med båndbredde på 50 Hz af typen Sallen-Key med unity gain (se 3.4). Filteret skulle designes som et Butterworth filter med cut off frekvens på 50 Hz. C2 skulle vælges til 680 nF og R1 = R2. Operationsforstærkeren skal være af typen OP27.

Der blev valgt en dæmpningsfaktor på 1, da det ville være mest optimalt med et kritisk dæmpet signal. Ud fra hjemmesiden¹ fandt vi overføringsfunktionen for Sallen-Kay lavpasfiltret:

¹<http://sim.okawa-denshi.jp/en/OPseikiLowkeisan.htm>



Figur 3.4: Unity gain 2. ordens Sallen-Key lavpas konfiguration

$$\frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{\frac{1}{R_1 C_1 R_2 C_2}}{s^2 + s \left(\frac{1}{R_2 C_2} + \frac{1}{R_1 C_2} \right) + \frac{1}{R_1 C_1 R_2 C_2}}$$

Da det er blevet opgivet at $R_1 = R_2$, kan overføringsfunktionen forkortes:

$$\frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{\frac{1}{R^2 C_1 C_2}}{s^2 + s \left(\frac{2}{RC_2} \right) + \frac{1}{R^2 C_1 C_2}}$$

Dernæst sammenlignes med standardformlen for overføringsfunktionen for et andet ordens filter.

Ud fra dette kan regnes komponentværdierne for R, idet

Ved hjælp af mathcad isoleres R.

Dernæst kan komponentværdien for C1 udregnes, idet:

Ved hjælp af mathcad isoleres C1.

Derved er komponentværdierne for kredsløbet fundet og de ses indskrevet på 3.4.

$$\frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{\frac{1}{R^2 C_1 C_2}}{s^2 + s\left(\frac{2}{RC_2}\right) + \frac{1}{R^2 C_1 C_2}} = \frac{w_0^2}{s^2 + s(2\zeta w_0) + w_0^2}$$

$$\frac{2}{RC_2} = 2\zeta w_0$$

$$\frac{2}{R \cdot 680 \cdot 10^{-9}} = 2 \cdot 1 \cdot (50 \cdot 2 \cdot \pi) \text{ solve, } R \rightarrow \frac{250000}{17 \cdot \pi} = 4.681 \times 10^3$$

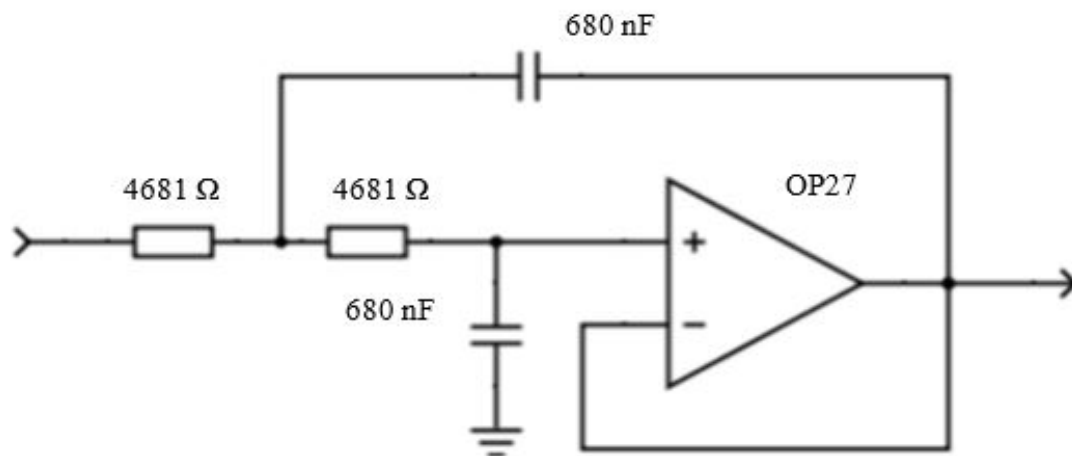
Generelt er et unity gain Sallen-Key filter med equivalente capacitorer og equivalente resistore kritisk dæmpet dvs. en kvalitets faktor på 1/2. Dette kan også ses når komponentværdierne indsættes i "Sallen-Key Low-pass Filter Design Tool"². Desuden ses bodeplottet nedenfor:

²<http://sim.okawa-denshi.jp/en/OPseikiLowkeisan.htm>

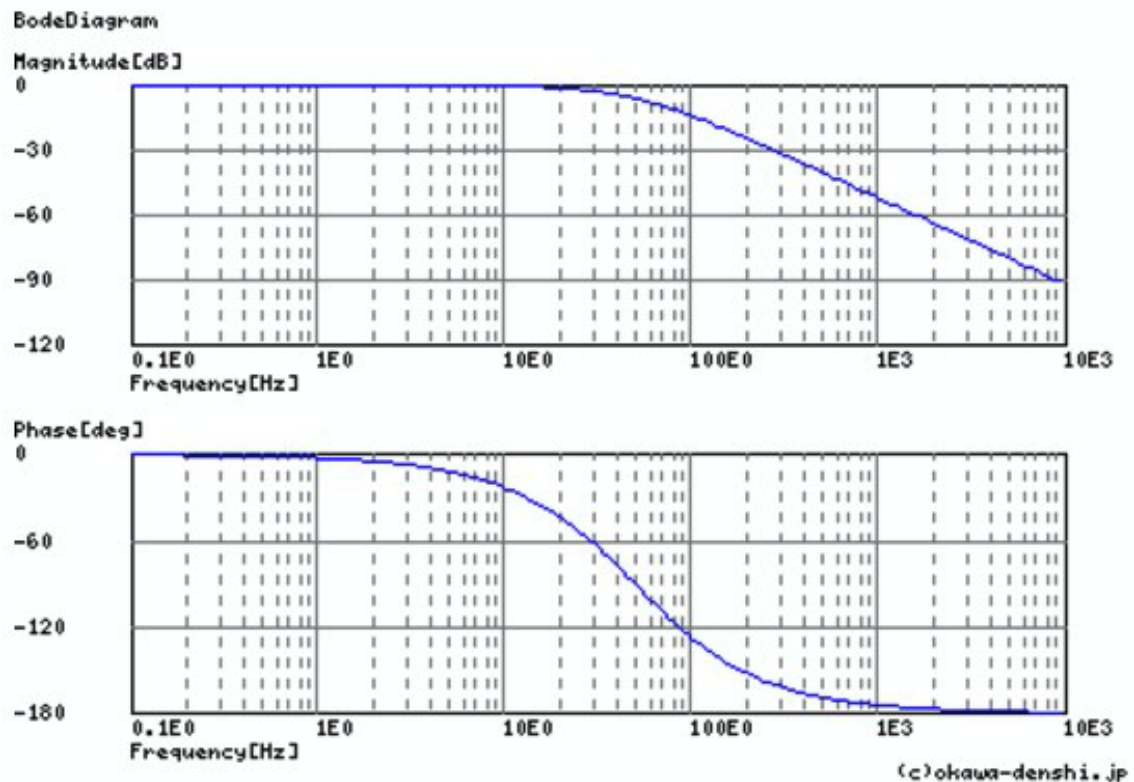
³<http://sim.okawa-denshi.jp/en/OPseikiLowkeisan.htm>

$$\frac{1}{R^2 C_1 C_2} = \omega_0^2$$

$$\frac{1}{(4.681 \times 10^3)^2 \cdot (680 \cdot 10^{-9}) \cdot C_1} = (50 \cdot 2 \cdot \pi)^2 \text{ solve, } C_1 \rightarrow 6.8000805891638158481e-7$$



Figur 3.5: Unity gain 2. ordens Sallen-Key lavpas konfiguration med indsatte komponentværdier.



Figur 3.6: Bodeplot af overføringsfunktionen³

3.2.3 Grænseflader

3.3 Software arkitektur

Trelagsmodellen

3.3.1 GUI

3.3.2 UML klassediagram

3.3.3 Applikationsmodel

Domænemodel

Sekvensdiagram

Opdateret Klassediagram

3.4 Software implementering

3.4.1 Visning af EKG-signal

3.4.2 Analyse

3.4.3 Testprogram

3.4.4 Lagring i database

Offentlig database

Privat database

Accepttest 4

Version	Dato	Ansvarlig	Beskrivelse
---------	------	-----------	-------------

4.1 Accepttest af Use Cases

4.1.1 Use Case 1

Kalibrer System

Test	Forventet resultat	Faktiske observationer	Godkendt
<i>Hovedscenarie</i>			
1. Systemet kalibreres	At systemet er kalibreret		

Tabel 4.2: Accepttest af Use Case 1.

4.1.2 Use Case 2

Opstart system

Test	Forventet resultat	Faktiske observationer	Godkendt
<i>Hovedscenarie</i>			
1. Indtast personale-ID i brugernavnsfeltet; "1234"og indtast personlig kode i kodeordsfeltet; "fido"	Loginoplysninger bliver udfyldt		

2.	Tryk på "Log ind"-knappen	Log ind oplysninger er gyldige og stemmer overens med hinanden. Tekstfelter til log ind skjules og "Nulstil"-knappen vises
3.	Tryk på "Nulstil"-knap	Besked om at systemet er nulpunktsjusteret vises i "Ok"-vinduet som åbnes
4.	Tryk på "Ok"-knappen	"Log ind"-vinduet og "Ok"-vinduet lukkes og "Blodtryk"-vinduet åbnes
2.a	Log ind oplysninger findes ikke i databasen. Besked vises med tekst, der informerer herom	Nye log ind oplysninger indtastes

Tabel 4.3: Accepttest af Use Case 2.

4.1.3 Use Case 3

Mål blodtryk

Test	Forventet resultat	Faktiske observationer	Godkendt
<i>Hovedscenario</i>			
1. Tryk på "start-måling"-knappen	Graf og blodtryks værdier vises på brugergrænsefladen		
<i>Exentions</i>			

- | | | |
|------|--|--|
| 1.a. | Indtast tallet 0 som ned grænse for både systolisk og diastolisk blodtryk og 400 som øvregrænse for systolisk og diastolisk blodtryk | Alarm i form af lyd går i gang og der indikeres med pil (op/- ned) ud fra systolisk og/eller diastolisk blodtryk |
|------|--|--|

Tabel 4.4: Accepttest af Use Case 3.

4.1.4 Use Case 4

Filtrer signal

Test	Forventet resultat	Faktiske observationer	Godkendt
<i>Hovedscenarie</i>			
1. Påsæt sinus signal med frekvens XXHz(højfrekvent)	Sinus signal vises på grafen		
2. Tryk på "Til"-knappen under filter	Signalet udglattes		
3. Påsæt sinus signal med frekvens XXHz(lavfrekvent)	Sinus signal vises på grafen		
4. Tryk på "Fra"-knappen under filter	Sinus-signal udglattes ikke		

Tabel 4.5: Accepttest af Use Case 4.

4.1.5 Use Case 5

Juster grænseværdier

Test	Forventet resultat	Faktiske observationer	Godkendt
<i>Hovedscenarie</i>			
1. Indtast 140 for diastolisk øvre grænse	Der står 140 i pågældende tekst felt		

2.	Indtast 100 for diastolisk nedre grænse	Der står 100 i pågældende tekst felt
3.	Indtast 120 for systolisk øvre grænse	Der står 120 i pågældende tekst felt
4.	Indtast 80 for systolisk øvre grænse	Der står 80 i pågældende tekst felt

Tabel 4.6: Accepttest af Use Case 5.

4.1.6 Use Case 6

Udskyd alarm

Test	Forventet resultat	Faktiske observationer	Godkendt
<i>Hovedscenarie</i>			
1. Tryk på "Udskyd alarm"-knappen	Alarmen stopper og starter igen 3 minutter senere		

Tabel 4.7: Accepttest af Use Case 6.

4.1.7 Use Case 7

Afslut system

Test	Forventet resultat	Faktiske observationer	Godkendt
<i>Hovedscenarie</i>			
1. Tryk på "Afslut måling"-knappen	"Gemme"-vinduet vises		
2. Indtast CPR-nr "1111111111"	CPR-nummeret synligt i pågældende tekst felt		
3. Tryk på "Gem og afslut"-knappen	"Gemme"-vindue og "Blodtryks"-vinduet lukkes. "Login"-vinduet vises?		

Undtagelser

1.a.	Tryk på "annuller"-knap	"Gemme"-vinduet lukkes og "Blodtryk"-vinduet vises
2.a.	Indtast CPR-nummeret "1234567890"	Besked om at CPR-nummer ikke er gyldigt vises

Tabel 4.8: Accepttest af Use Case 7.

4.2 Accepttest af ikke-funktionelle krav

	Ikke-funktionelt krav	Test/handling	Forventet resultat	Faktiske observationer	Godkendt
<i>Functionality</i>					
1.	Brugeren skal kunne starte en ny måling indenfor XX sekunder efter opstart	Start programmet, hvorefter der vha. stopur måles opstartstiden	At programmet er opstartet og ny måling er igang efter XX sekunder		
2.	Systemet skal kunne kalibrere blodtrykssignalet	Opstart programmet, til den automatiske kalibrering er fuldført	At systemet har kaliberet signalet		
3.	Systemet skal kunne foretage en nulpunktsjustering	Tryk på "nulstil"-knap	At blodtryksgrafen bliver nulpunktsjusteret		
4.	Systemet skal kunne forstærke signalet med det indbyggede analoge antialiaseringsfilter med en båndbredde på 50 Hz	Start systemet	At signalet er forstærket		

5.	Programmet skal kunne vise blodtrykket som funktion af tiden	Tryk på "Start måling"-knap	At blodtrykket er vist som funktion af tiden på brugergrænsefladen
6.	Programmet skal kunne vise blodtrykssignalet kontinuerligt	Tryk på "Start måling"-knap	At blodtrykssignalet er vist kontinuerligt på brugergrænsefladen
7.	Programmet skal programmeres i C#	Start programmet	At koden er i C#
8.	Programmet skal kunne lagre de målte data i en database	Tryk på "Gem"-knap	At målingen er gemt i database
9.	Programmet skal kunne filtrere blodtrykket via et digitalt filter	Tryk på "Filtrer signal" til på radiobutton	At det viste blodtrykssignal er filtreret
10.	I programmet skal det digitale filter kunne slås til og fra på en radiobutton	Tryk "Filtrer signal" til og fra på radiobutton	
11.	Programmet bør kunne afbilde både systolisk og diastolisk blodtryk med tal	Tryk "Start måling"	At systolisk og diastolisk blodtryk er afbilledet med tal på brugergrænseflade
12.	Programmet bør kunne måle og afbillede puls	Tryk på "Start måling"	At pulsen er afbilledet på brugergrænseflade

13.	Programmet bør kunne give alarm, hvis det systoliske blodtryk overstiger 140 mmHg eller falder under 100 mmHg	Påsæt blodtryksignal fra Physionet der overskrider valgte grænser	At en alarm med frekvens på XX begynder
-----	---	---	---

14.	Programmet bør kunne give alarm, hvis det diastoliske blodtryk overstiger 90 mmHg eller falder under XX mmHg	Påsæt blodtryksignal fra Physionet der overskrider valgte grænser	At en alarm med frekvens på XX begynder
-----	--	---	---

15.	Programmet kan angive pulsslag med bib-lyde med varighed af 100 ms og en frekvens på 850 Hz	Tryk på "Start måling"	At pulsen høres som bib-lyde af 100 ms varighed og med en frekvens på 850 Hz
-----	---	------------------------	--

Usability

1.	Blodtrykstallene der udskrives på brugergrænseflade er røde	Tryk "Start måling"-knap	At Blodtrykstallene er røde
----	---	--------------------------	-----------------------------

2.	Pulsmålingen skal udskrives på brugergrænsefladen med grønne tal	Tryk "Start måling"-knap	At pulsen vises med grønne tal
----	--	--------------------------	--------------------------------

3.	Brugeren skal kunne starte en måling på maksimalt 20 sekunder	Start systemet op, log ind og tryk "Start måling"	At programmet er opstartet og ny måling er startet på under 20 sekunder
----	---	---	---

- | | | | | |
|----|-------------------|---------|--------------------|--|
| 4. | Brugergrænseflade | Opstart | program og log ind | At brugergrænseflade indeholder samtlige funktioner som på figuren |
|----|-------------------|---------|--------------------|--|

Reliability

- | | | | |
|----|--|---|---|
| 1. | Systemet skal kunne køre uden fejl i et år | Start system op og vent et år | At programmet efter et år kører fejlfrit |
| 2. | Systemet skal have en "mean time to restore" på højst 24 timer | Start systemet og herefter genstart, hvor der tages tid med et stopur | At programmet er klar igen inden for 24 timer |

Performance

- | | | | |
|----|---|--|---------------------------------|
| 1. | Systemet bør kunne gemme data på 5 sekunder +/- 10 sekunder | Tryk på "Gem og afslut"-knap og tag tid med stopur | At data er inden for 5 sekunder |
|----|---|--|---------------------------------|

Supportability

- | | | | |
|----|--|--|---|
| 1. | Software er opbygget af tre-lagsmodellen | Kig i koden efter data-lag, logik-lag og GUI-lag | At koden indeholder et data-lag, et logik-lag og et GUI-lag |
|----|--|--|---|
-

Tabel 4.9: Accepttest af Ikke-funktionelle krav

Fejlrapport

Logbog

Mødereferat

Kode

Tidsplan

Samarbejdsaftale