



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

4. 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

---

<b>Ordliste</b>	<b>iii</b>
<b>Kapitel 1 Indledning</b>	<b>1</b>
<b>Kapitel 2 Kravspecifikation</b>	<b>3</b>
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
<b>Kapitel 3 Design</b>	<b>13</b>
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 . . . . .	18
3.3 Software arkitektur . . . . .	18
3.3.1 GUI . . . . .	18
3.3.2 UML klassediagram . . . . .	18
3.3.3 Applikationsmodel . . . . .	18
3.4 Software implementering . . . . .	26
3.4.1 Visning af EKG-signal . . . . .	26
3.4.2 Analyse . . . . .	26
3.4.3 Testprogram . . . . .	26
3.4.4 Lagring i database . . . . .	26
<b>Kapitel 4 Acceptest</b>	<b>27</b>
4.1 Acceptest af Use Cases . . . . .	27
4.1.1 Use Case 1 . . . . .	27
4.1.2 Use Case 2 . . . . .	27
4.1.3 Use Case 3 . . . . .	28
4.1.4 Use Case 4 . . . . .	29
4.1.5 Use Case 5 . . . . .	29
4.1.6 Use Case 6 . . . . .	30
4.1.7 Use Case 7 . . . . .	30
4.2 Acceptest af ikke-funktionelle krav . . . . .	31

<b>Bilag</b>	<b>35</b>
Fejlrapport . . . . .	35
Logbog . . . . .	35
Mødereferat . . . . .	35
Kode . . . . .	35
Tidsplan . . . . .	35
Samarbejdsaftale . . . . .	35



# 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

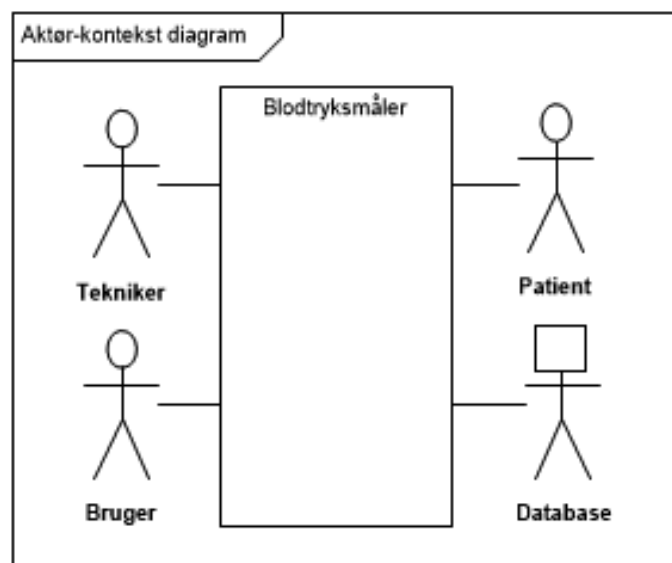
Version	Dato	Ansvarlig	Beskrivelse
---------	------	-----------	-------------

## 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
-----------	------	-------------

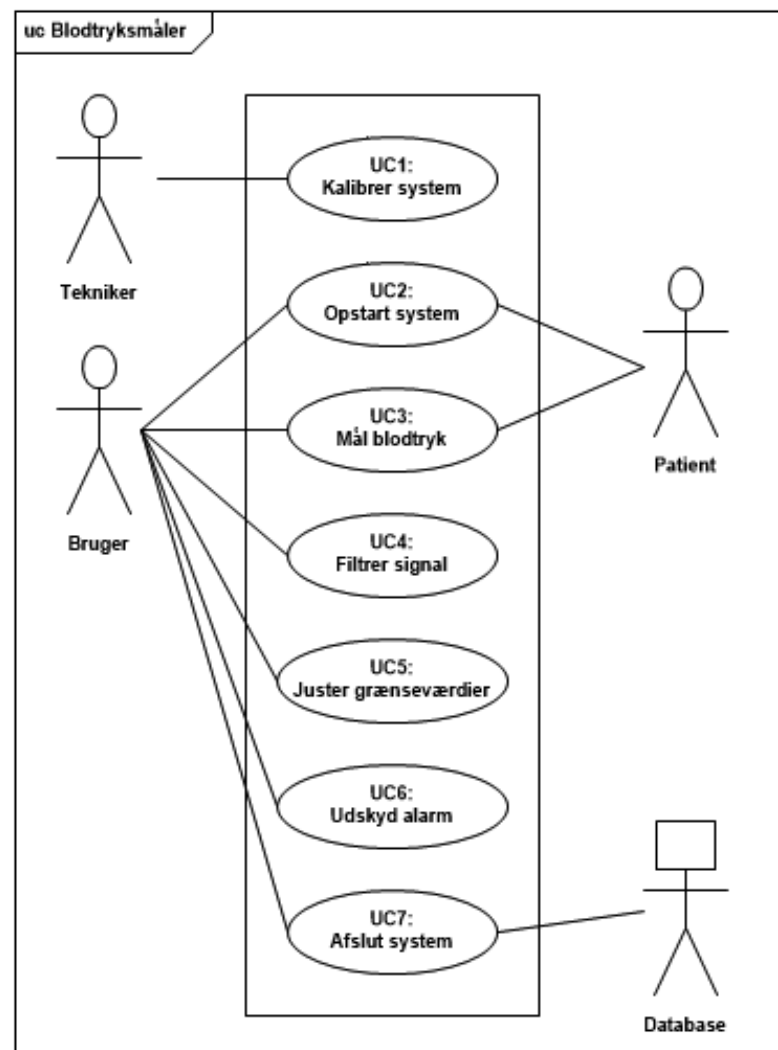
Bruger	Primær	Brugeren er den aktør der foretager blodtryksmålingerne. Brugeren er en person der har kendskab til systemet, samt tilladelse til at benytte systemet. Fx en læge, anesthesi sygeplejerske
Tekniker	Primær	Tekniker er den aktør der foretager den årlige kalibrering af systemet. Teknikeren er 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	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Tekniker påtrykker systemet tre kendte tryk</li> <li>2. Tekniker aflæser responserne</li> <li>3. Tekniker noterer afvigelser fra de kendte tryk [3.a Der er ingen afvigelser]</li> <li>4. Tekniker kalibrerer afvigelsen</li> </ol>
Undtagelser	3.a Use case afsluttes

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"> <li>1. Brugeren indtaster login-oplysninger og trykker på "Log ind"-knappen. Systemet tjekker i databasen om oplysninger er gyldige [1.a Forkert login]</li> <li>2. Brugeren trykker på "nulstil"-knappen. Systemet laver nulpunktsjustering [2.a Systemets nulpunktjustering er ikke korrekt]</li> </ol>
Undtagelser	<ol style="list-style-type: none"> <li>1a. Besked om forkert login vises. Use Case fortsættes fra punkt 1</li> <li>2.a Indikation om at systemet ikke er nulpunktjusteret vises. Use Case fortsættes fra punkt 2</li> </ol>

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"> <li>1. Brugeren trykker på start "måling"-knappen</li> <li>2. Blodtrykgraf, systolisk, diastolisk og puls vises grafisk uden alarm [2.a <i>Blodtryk overholder ikke grænseværdier</i>]</li> </ol>
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"> <li>1. Brugeren trykker på "Til"-knappen under filtrer</li> </ol>
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"> <li>1. Brugeren trykker på "afslut måling"-knappen. "Gemme"-vindue åbnes. [1.a <i>Bruger ønsker ikke at afslutte</i>]</li> <li>2. Brugeren indtaster CPR-nr og trykker på "</li> <li>3. Brugeren trykker på "gem og afslut"-knappen. Systemet logger ud og afsluttes</li> </ol>
	[3.a <i>CPR-nr er ikke gyldigt</i> ]
Undtagelser	<ol style="list-style-type: none"> <li>1.a. Bruger trykker på "Annuller"-knappen. Use Case 3</li> <li>3.a. Besked om at CPR-nummer ikke gyldigt, vises. Nyt CPR-nummer indtastet. Use Case fortsættes for punkt 2</li> </ol>

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 transduceren (INDSÆT VÆRDI)
5. (M) Systemet skal kunne filtrere signalet med det indbyggede analoge antialiaserings filter 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 pulsslæg 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

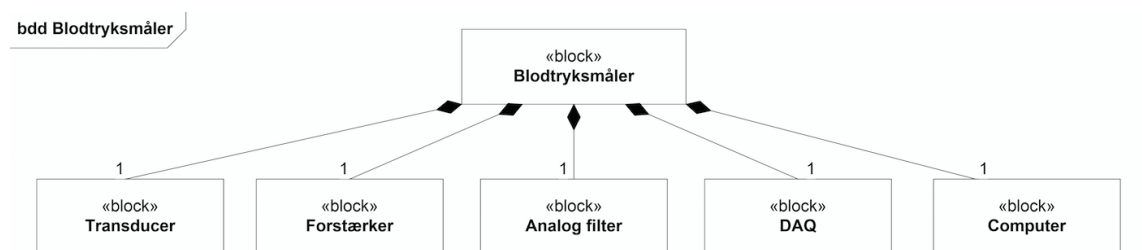


Version   Dato   Ansvarlig   Beskrivelse

## 3.1 Indledning

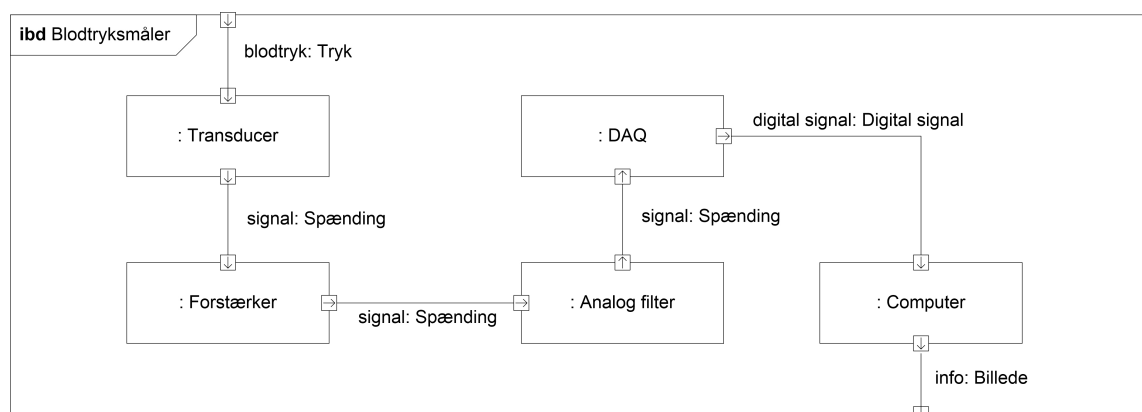
## 3.2 Hardware arkitektur

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.



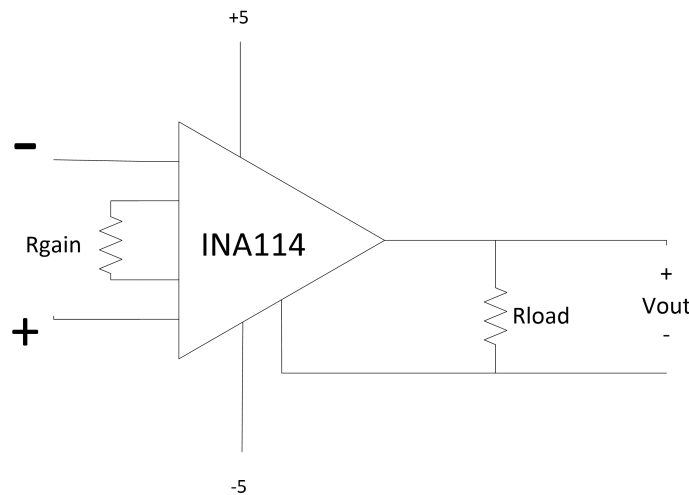
Figur 3.2: Internt blok diagram for blodtryksmåler systemet.

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



Figur 3.3: Der overordnede design af forstærkeren.

$R_{gain}$  er modstanden, som bestemmer, hvor meget forstærkning, instrumentationsforstærkeren skal give og  $R_{load}$  er den belastning, der kommer efter kredsløbet. I dette tilfælde, er det, det analoge filter. For at finde  $R_{gain}$ '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 blodtryksituation. Dette regnestykke kan ses realiseret i ligning x.

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

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

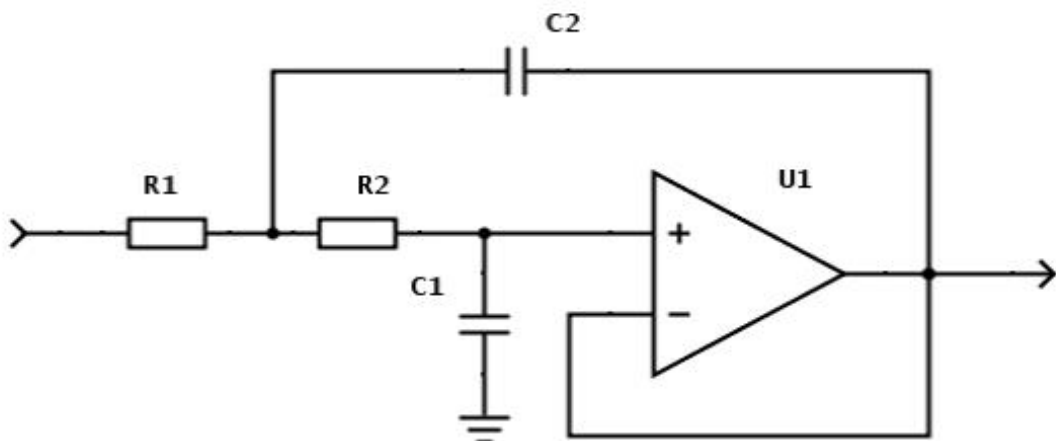
$$Gain = 1 + \frac{50k\Omega}{R_{gain}} \rightarrow G - 1 = \frac{50k\Omega}{R_{gain}} \rightarrow \frac{50k\Omega}{G - 1} = R_{gain}$$

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.



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

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

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

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

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.

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

Ud fra dette kan regnes komponentværdierne for R, idet

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

Ved hjælp af mathcad isoleres R.

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

Dernæst kan komponentværdien for C1 udregnes, idet:

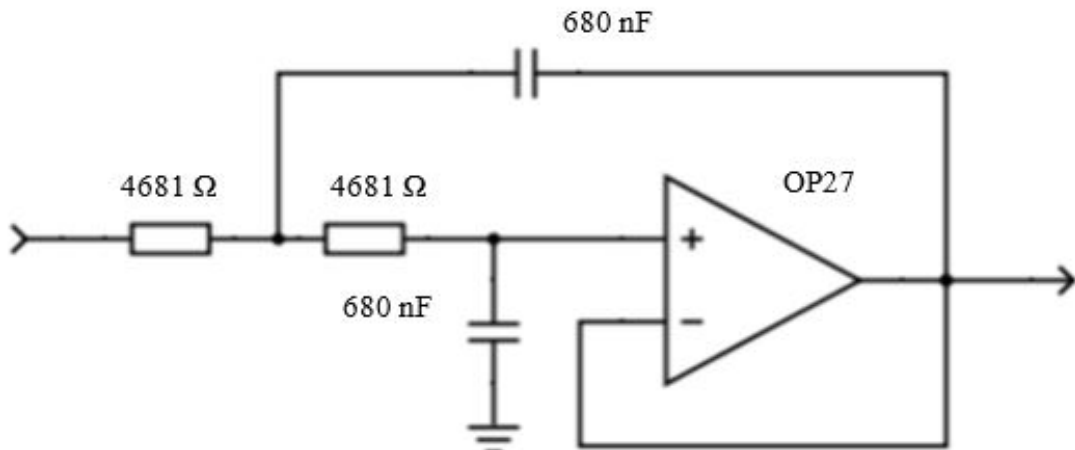
$$\frac{1}{R^2 C_1 C_2} = w_0^2$$

Ved hjælp af mathcad isoleres C1.

$$\frac{1}{(4.681 \times 10^3)^2 \cdot (680 \cdot 10^{-9}) \cdot C_1} = (50 \cdot 2 \cdot \pi)^2 \text{ solve, C1} \rightarrow 6.8000805891638158481e-7$$

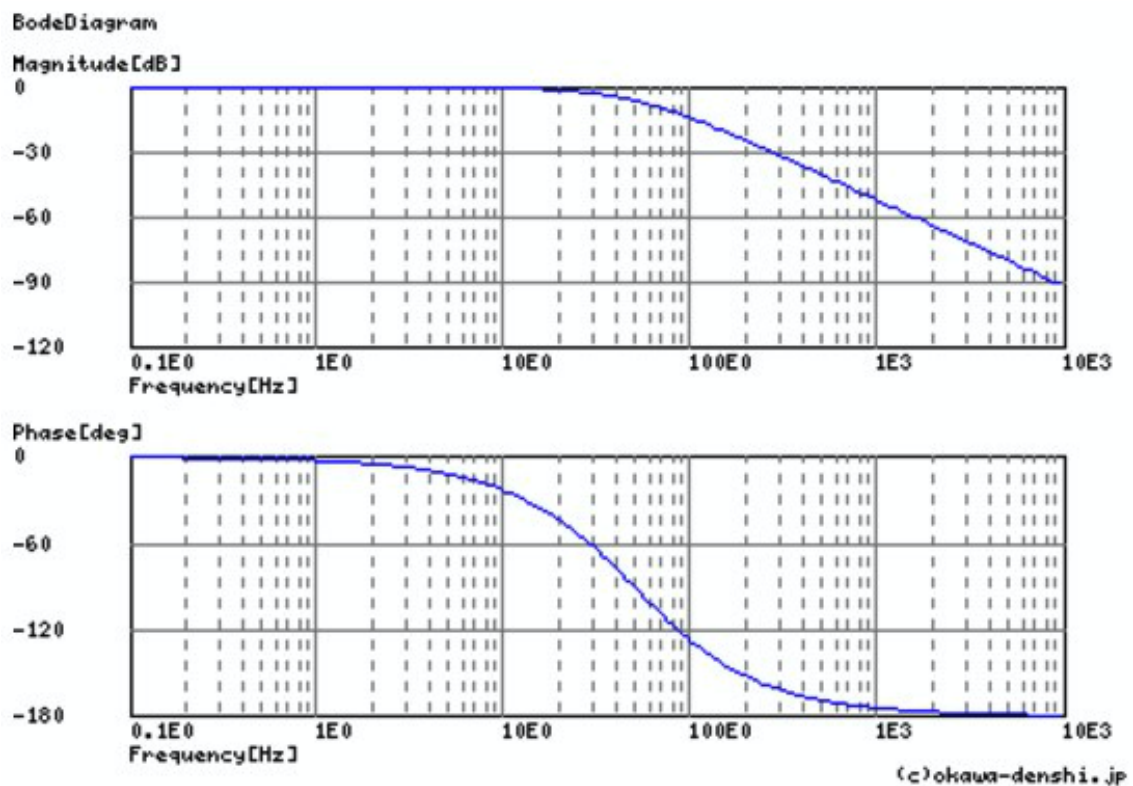


Derved er komponentværdierne for kredsløbet fundet og de ses indskrevet på 3.4.



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

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"<sup>2</sup>. Desuden ses bodeplottet nedenfor:



Figur 3.6: Bodeplot af overføringsfunktionen<sup>3</sup>

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

### 3.2.3 Grænseflader

## 3.3 Software arkitektur

### 3.3.1 GUI

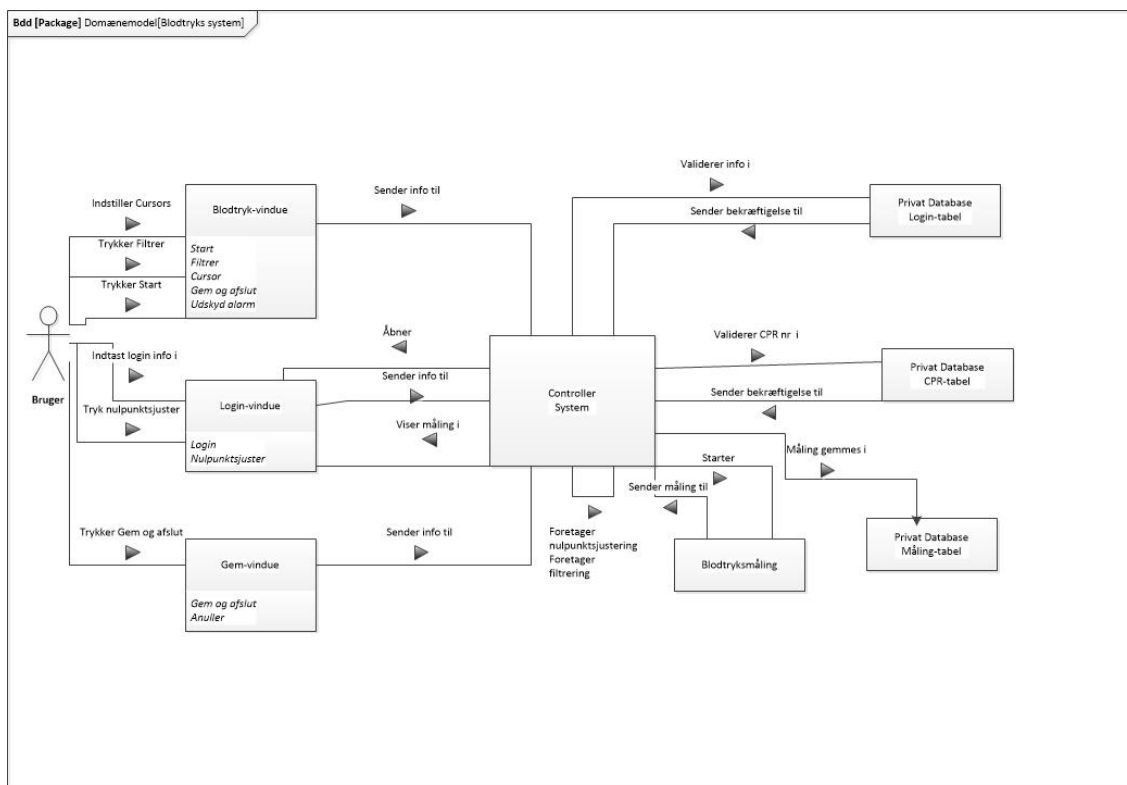
### 3.3.2 UML klassediagram

### 3.3.3 Applikationsmodel

#### Klassediagram

#### Domænemodel

Diagrammet viser en domæne model for blodtryks systemet. Dette diagram giver et godt overblik over systemet som helhed og hvilke elementer, der indgår i systemet. Diagrammet viser hvordan brugeren interagerer med systemet og hvordan systemet forløber efter det igangsættes af bruger.



Figur 3.7: Sekvensdiagram UC2

#### Sekvensdiagram

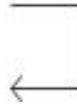
Sekvensdiagrammet er et interaktions diagram, der viser hvordan processer i systemet forløber. Use casene ligger til baggrund for udarbejdelsen af sekvensdiagrammerne.

Der er blevet lavet et sekvensdiagram for hver use case for at give det bedste overblik

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

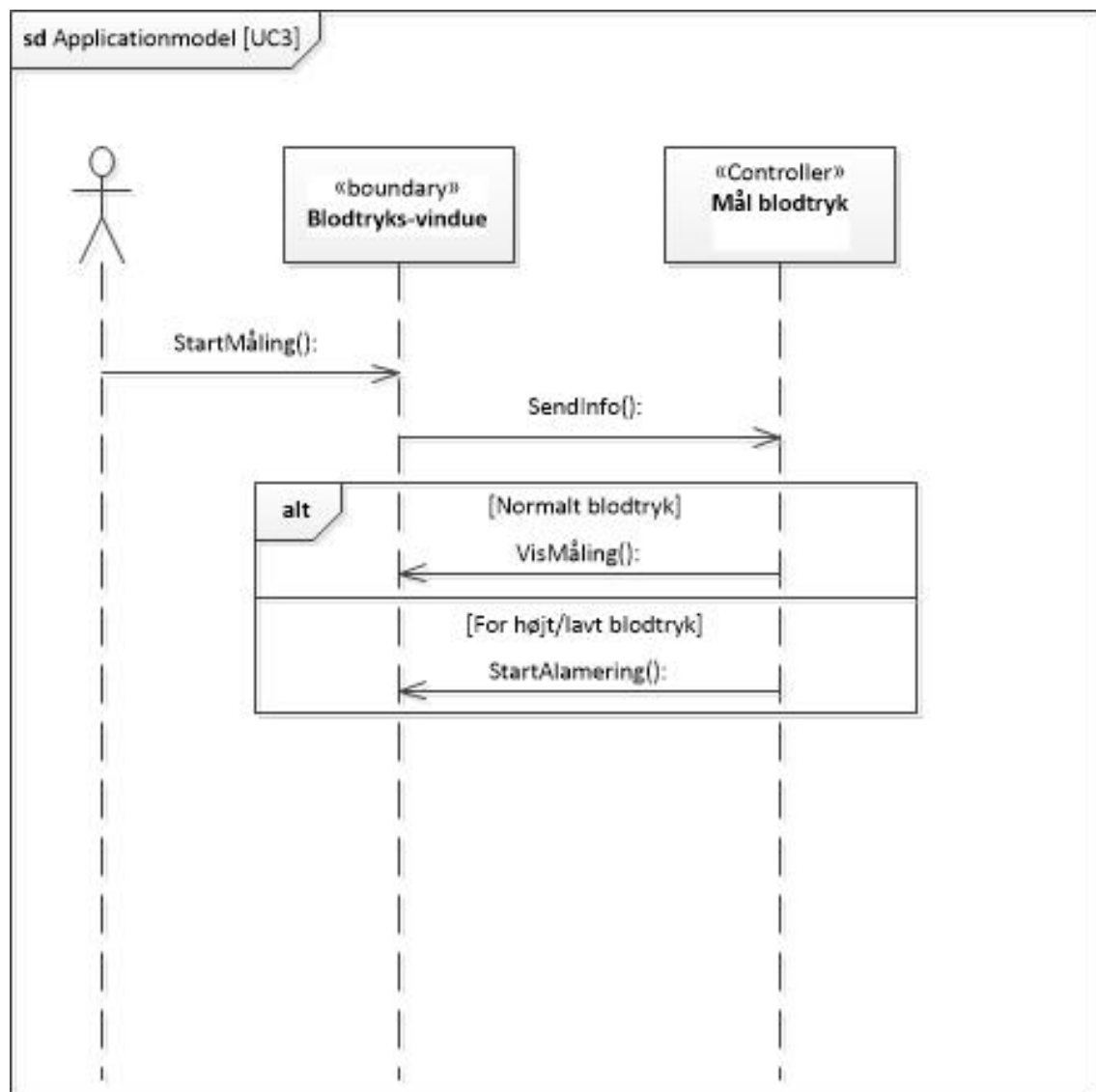
over hver handling i forhold til systemet. I sekvensdiagrammet har vi brugt virtuelle metode kald til at beskrive forløbet. I use case 2-7 er det brugeren, der interagerer med systemet og er initiator for a handlingerne bliver udført.

Nulpunktsjustering():



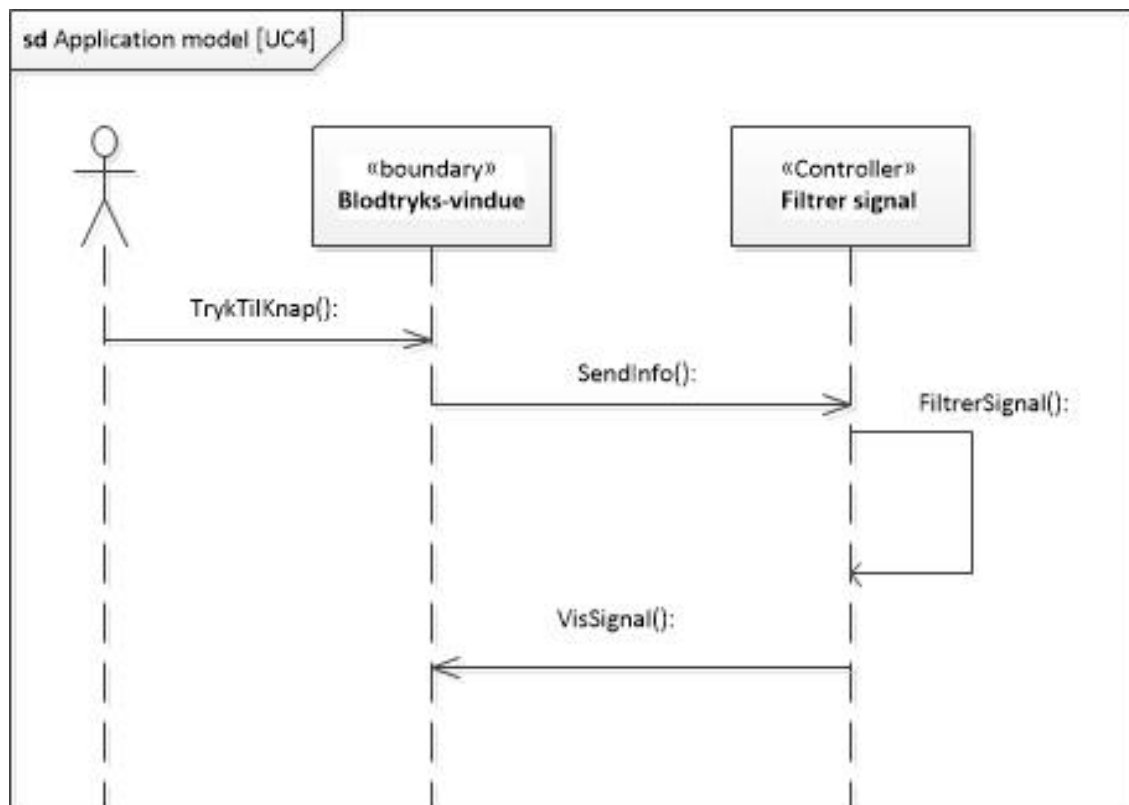
Figur 3.8: Sekvensdiagram UC2

Her ses det hvordan brugeren logger ind i systemet og hvordan brugeren for systemet nulpunktsjusteret. Det er brugeren, der interagerer med systemet og er initiator for at handlingerne bliver udført.



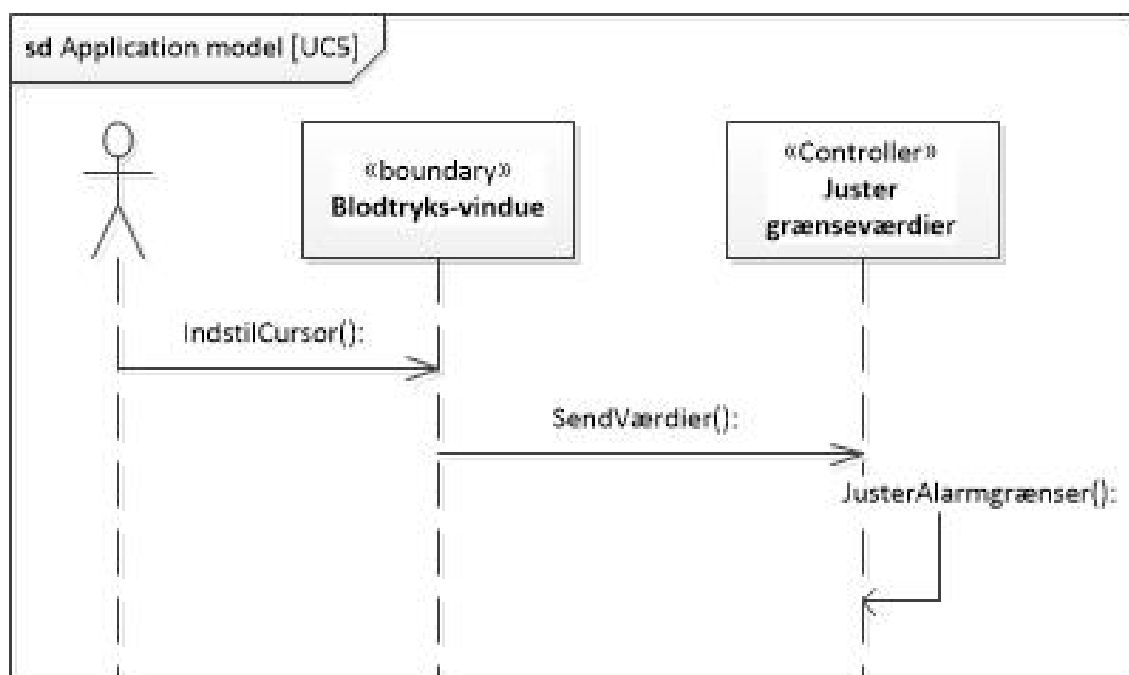
Figur 3.9: Sekvensdiagram UC3

Her ses det hvordan brugeren starter målingen og hvordan graferne vises på brugergrænsefalden.



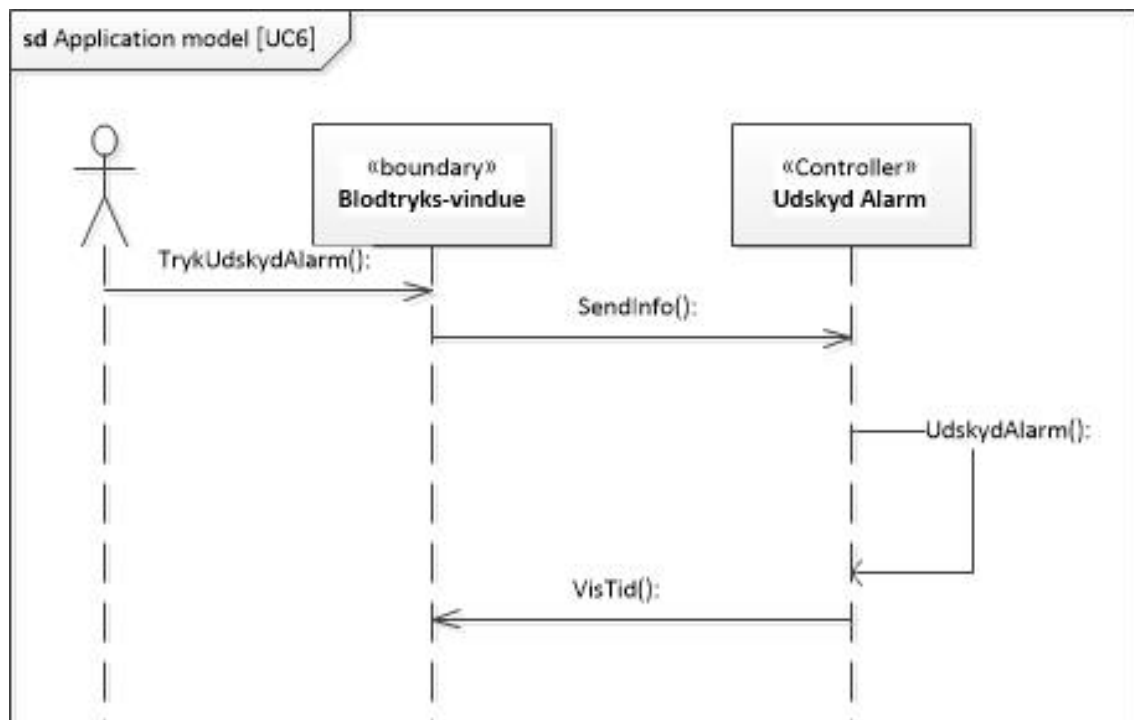
Figur 3.10: Sekvensdiagram UC4

Her til vælger brugeren om blodtryks signalet skal filtreres eller ej.



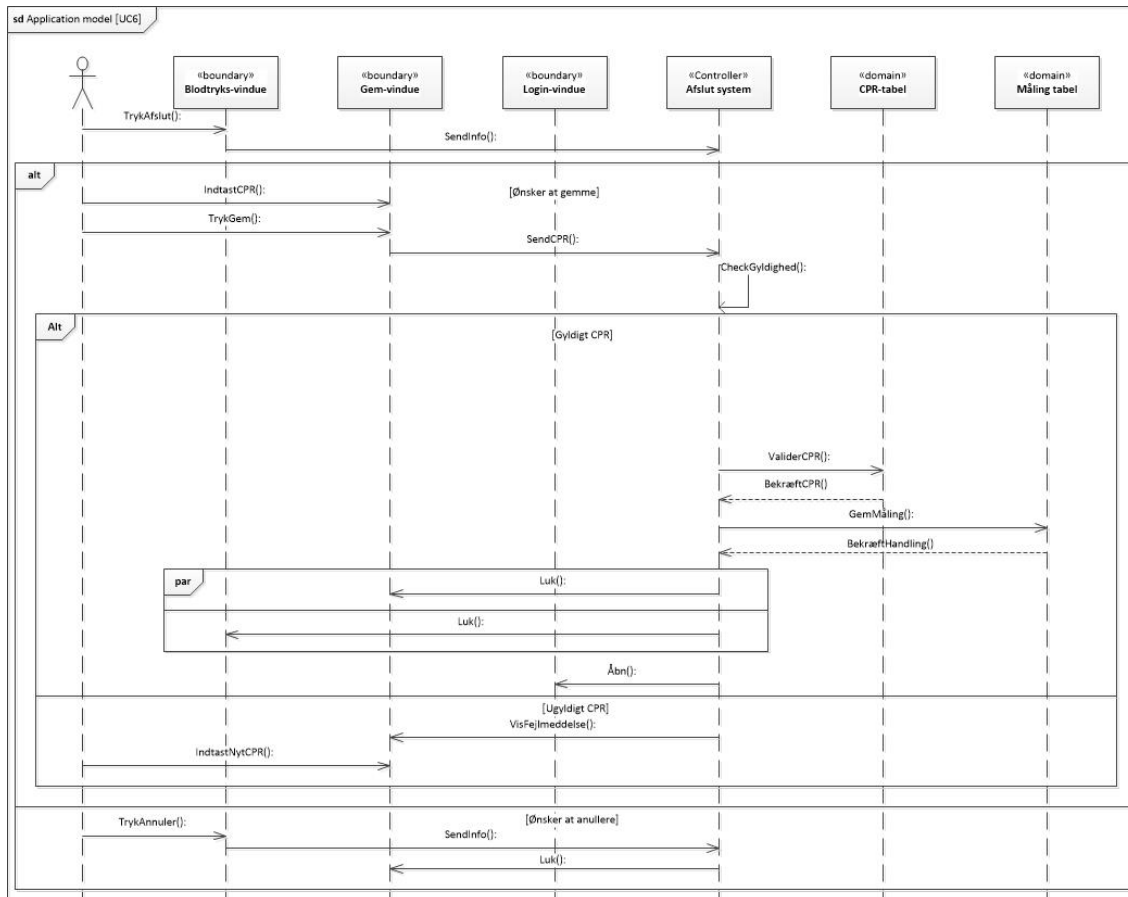
Figur 3.11: Sekvensdiagram UC5

Det ses her hvordan brugeren justerer grænseværdierne for patientens blodtryk. Denne justering sker ud fra patientens målte blodtryk. De justerede grænseværdi ligger til grundlag for alarmen.



Figur 3.12: Sekvensdiagram UC6

Her ønsker brugeren at udskyde den alarm, der er opstået i systemet pga. for højt eller for lavt blodtryk.

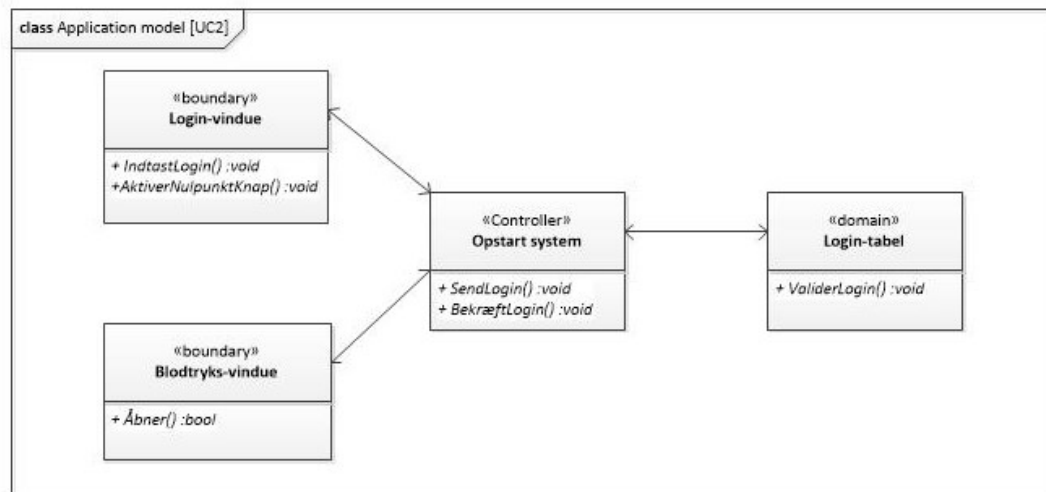


Figur 3.13: Sekvensdiagram UC7

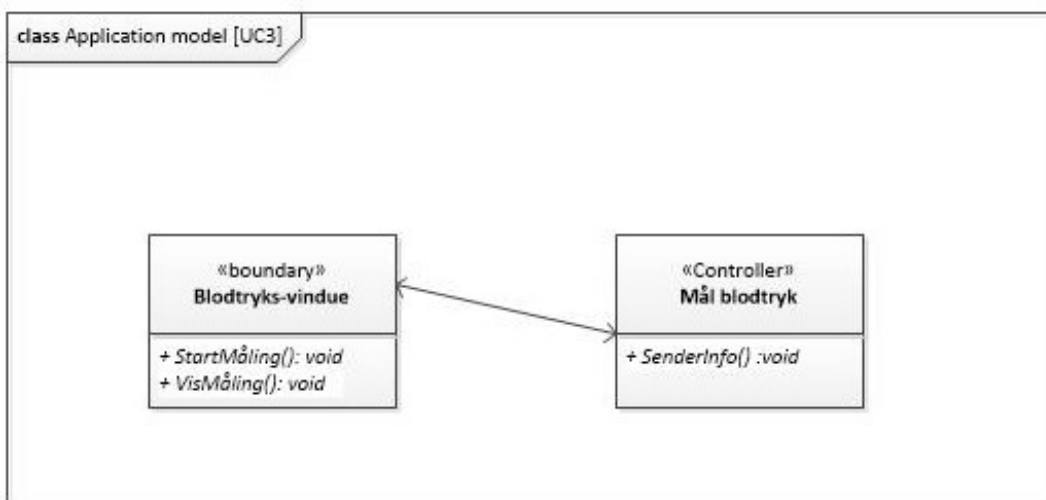
Brugeren ønsker her at gemme og afslutte målingen.

### Opdateret Klassediagram

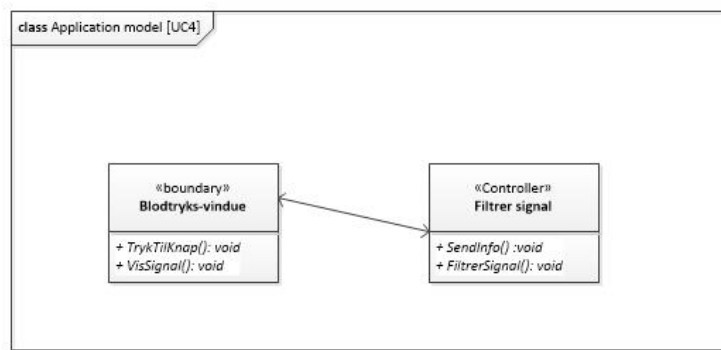
Klasse pplikationsmodellerne er udarbejdet ud fra use casene, sekvensdiagrammer og domænemodellen. Der er ligesom ved sekvensdiagrammerne lavet et klassediagram for hver use case. Der er her også brugt virtuelle metoder.



Figur 3.14: Klassediagram UC 2

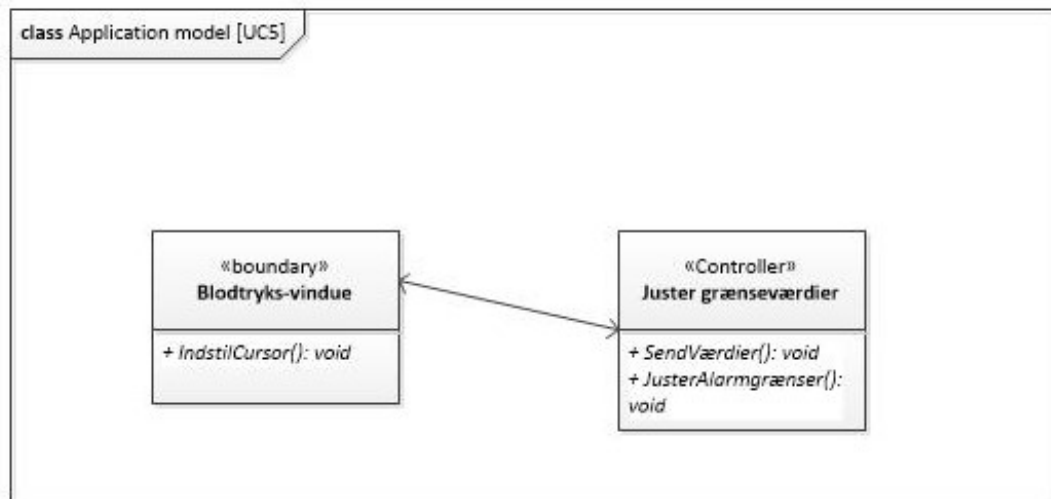
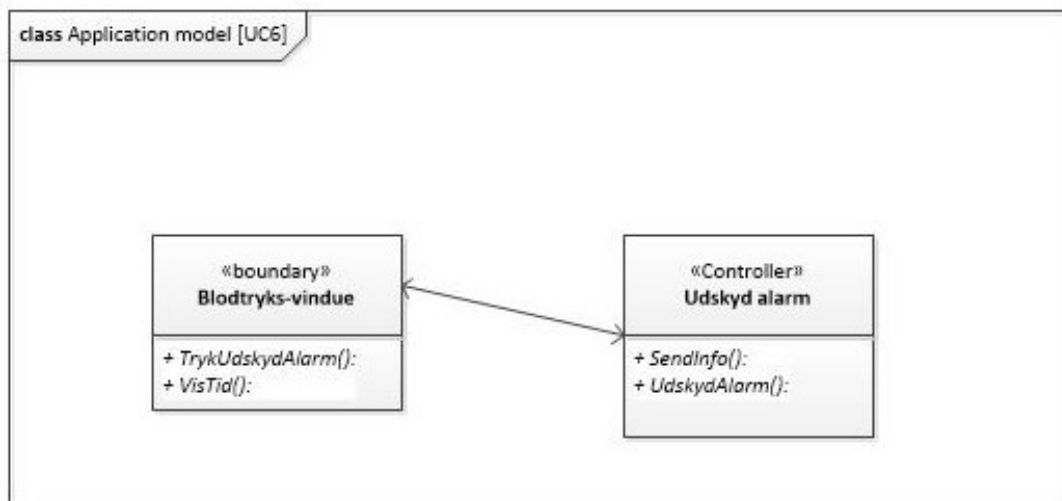


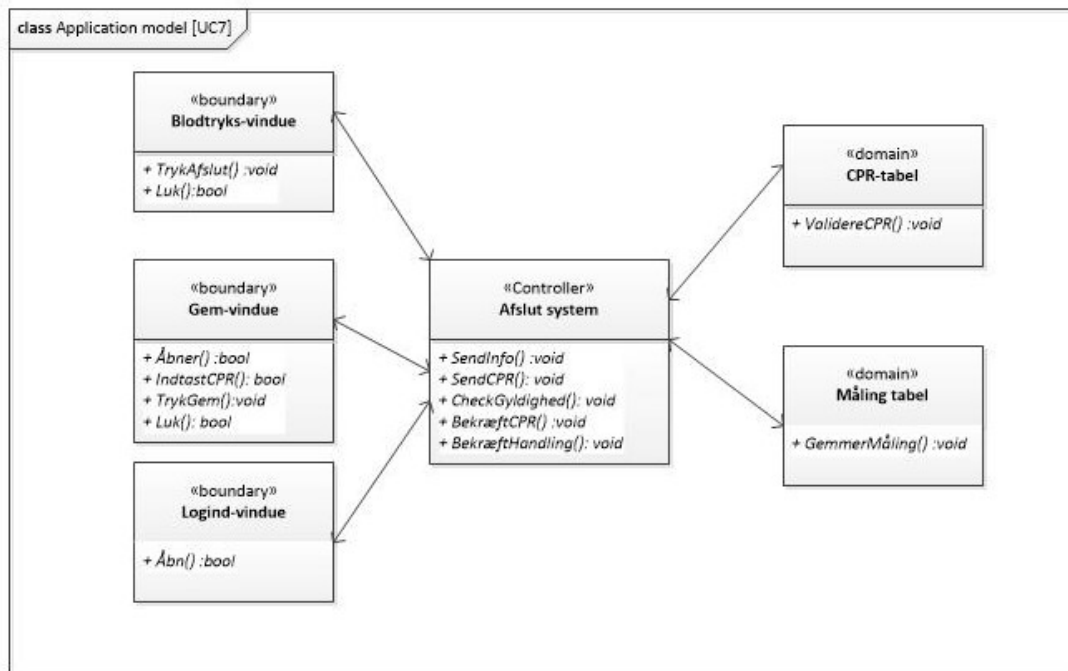
Figur 3.15: Klassediagram UC 3



Figur 3.16: Klassediagram UC 4



*Figur 3.17: Klassesdiagram UC 5**Figur 3.18: Klassesdiagram UC 6*



Figur 3.19: Klassesdiagram UC 7

### 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>Hovedscenarie</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"-vindue lukkes. "Login"-vindue 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. | BrugergrænsefladeOpstart lever op til nedensående figur | 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