



AARHUS SCHOOL OF ENGINEERING

SUNDHEDSTEKNOLOGI  
3. SEMESTERPROJEKT

---

# Rapport

---

*Gruppe 4*

Mads Fryland Jørgensen (2014003827)

Jeppe Tinghøj Honeré (201403827)

Freja Ramsing Munk (201405722)

Nicoline Hjort Larsen (201370525)

Sara-Sofie Staub Kirkeby (201406211)

Tine Skov Nielsen (201404233)

*Vejleder*

Thomas Nielsen

Aarhus Universitet

3. december 2015



# Resumé

---

*Gruppemedlemmer*

---

Jeppe Tinghøj Honeré (201371186)

---

Dato

---

Mads Fryland Jørgensen (201403827)

---

Dato

---

Freja Ramsing Munk (201406736)

---

Dato

---

Nicoline Hjort Larsen(201405152)

---

Dato

---

Tine Skov Nielsen (201404233)

---

Dato

---

Sara-sofie Staub Kirkeby (201406211)

---

Dato*Vejleder*

---

Thomas Nielsen

---

Dato

# Godkendelsesformular

---

## *Godkendelsesformular*

Forfattere:

---

Jeppé Tinghøj Honeré

---

Mads Fryland Jørgensen

---

Freja Ramsing Munk

---

Nicoline Hjort Larsen

---

Tine Skov Nielsen

---

Sara-Sofie Staub Kirkeby

**Godkendes af**      Thomas Nielsen

**Antal sider**              24

**Kunde**              Aarhus Universitet

Ved underskrivelse af dette dokument accepteres det af begge parter som værende kravene til udviklingen af det ønskede system.

**Dato:** 3. december 2015

---

Kundens underskrift

---

Leverandørens underskrift



# Ordliste

---

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

---





# Indholdsfortegnelse

---

Resumé	i
Godkendelsesformular	iii
Ordliste	v
Kapitel 1 Indledning	3
Kapitel 2 Projektformulering	5
Kapitel 3 Baggrund	7
3.1 Hjertet & Kredsløb . . . . .	7
3.2 Blodtryk . . . . .	8
3.3 Hypertension . . . . .	9
3.4 Hypotension . . . . .	9
3.5 Hæmodynamik . . . . .	9
Kapitel 4 Systembeskrivelse	11
Kapitel 5 Krav	13
5.1 IHA krav . . . . .	13
5.2 Funktionelle krav . . . . .	13
5.3 Ikke-funktionelle krav . . . . .	15
Kapitel 6 Projektbeskrivelse	17
6.1 Projektgennemførelse . . . . .	17
6.2 Metode . . . . .	17
6.2.1 Ase-modellen . . . . .	17
6.2.2 Vandfald . . . . .	18
6.2.3 V-model . . . . .	19
6.3 Specifikation og analyse . . . . .	20
6.4 Arkitektur . . . . .	20
6.4.1 Design . . . . .	20
6.4.2 Implementering . . . . .	20
6.4.3 Test . . . . .	20
6.5 Resultater og diskussion . . . . .	20
6.6 Opnåede erfaringer . . . . .	20
6.7 Fremtidigt arbejde . . . . .	20
Kapitel 7 Konklusion	21
Litteratur	23



**Versionshistorik**

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

---



# Indledning 1

---



# Projektformulering 2

---

## Ansvarsområde

### Initialer:

Jeppé Tinghøj Honeré - JTH

Mads Fryland Jørgensen- MFJ

Tine Skov Nielsen- TSN

Freja Ramsing Munk - FRM

Nicoline Hjort Larsen - NHL

Sara-Sofie Staub Kirkeby - SSK

Afsnit    Ansvarlig

---

I dette projekt var problemstilling at lave en invasiv blodtrykmåler til en valgfri institution. Der er i den forbindelse blevet arbejdet med blodtryks-måling, udvikling af hardware til blodtryksmåleren samt udarbejdelse af et program til analyse af blodtryks-målingen.

Motivationen for projektet bygger på, at der i klinisk praksis ofte er behov for kontinuert at kunne monitorere en patients blodtryk. Dette er især vigtigt på en operationsstue, hvor blodtrykket er en vigtig parameter til monitorering af deres helbredstilstand, hvilket derfor ligger til grund for udarbejdelsen af dette projekt.



Figur 2.1: Tilslutningen af væskefyldt kateter

Da det er vigtigt med kontinuerte målinger af blodtrykket bliver målingen foretaget invasivt. På billedet ses det hvordan blodtryksmålesystemet er tilsluttet patientens arterier via et væskefyldt kateter.

Projektets resultat vil kunne hjælpe sundhedsfaglig personale med at bevare overblikket over deres patients fysiske tilstand under en operation. Da det både kan være en planlagt eller akut situation på operationsstuen er det vigtigt, at systemet virker optimalt og udøver den bedste hjælp til personalet.

I dette projekt der skal arbejdes på at udarbejde et system, der kan tilsluttes det væskefyldte kateter og som kan vise en blodtryks kurve, samt blodtryks værdier på en computerskærm.

Systemet skal bestå af to elementer:

1. Det ene element består af et elektronisk kredsløb, der forstærker signalet fra transduceren og filtrerer signalet med et indbygget analogt filter.
2. Det andet element er et program, der afbilder blodtrykket grafisk som funktion af tiden. Programmet skal ligeledes vise blodtryksværdier, samt puls og kunne udløse en alarm hvis grænseværdier for blodtrykket overskrides.

## Afgrænsning

Fra IHA's side er der på forhånd defineret nogle krav til projektets indhold, hvilket indebærer:

### Software

- Programmet skal programmeres i C#
- Programmet skal kunne kalibrere blodtrykssignalet og foretage en nulpunktsjustering
- Programmet skal kunne vise blodtrykssignalet kontinuert
- Programmet skal kunne lagre de målte data i enten en tekstfil eller en database
- Programmet skal kunne filtrere blodtrykket i selve programmet via et digitalt filter, dette skal kunne slås til og fra

### Hardware

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



## 3.1 Hjertet & Kredsløb

Hjertet, *cor*, er en hul muskel, der har til opgave at pumpe blodet rundt til hele kroppen. Hjertet består af i alt fire kamre, som det kan ses på figur 3.1 nedenfor. To forkamre, atrier, og to hjertekamre, ventrikler. Atrierne fungerer primært som reservoir for blod, mens ventriklerne fungerer som den effektive pumpe.



Figur 3.1: Hjerte med forklarende pile <sup>1</sup>

Hjertekamrene og forkamrene er adskilt fra hinanden af anulus fibrosus, som er en plade af bindevæv. Anulus fibrosus består af fire bindevævsringe, der er forbundet med hinanden. To af disse udgør åbningerne mellem atrierne og ventriklerne. De to sidste danner åbningerne mellem højre hjertekammer og lungepulsåren og venstre ventrikel og hovedpulsåren. Ved alle bindevævsringene er der klapper, der fungerer som ventiler.

AV-klapperne sidder mellem atrierne og ventriklerne. Klappen mellem højre atrium og ventrikel kaldes tricuspidalklap, mens klappen mellem venstre atrium og ventrikel kaldes mitralklap, se figur 3.1. Aortaklappen er placeret ved afgang af hovedpulsåren og pulmonalklappen ved afgang af lungepulsåren. Klapperne fungerer således, at blodet kun kan løbe én vej gennem dem. Åbningen samt lukningen af disse er en passiv proces, som

<sup>1</sup>[http://www.hjertelunge.dk/hjertesygdomme/hjerte\\_og\\_kredsloeb/hjertet/](http://www.hjertelunge.dk/hjertesygdomme/hjerte_og_kredsloeb/hjertet/)

bestemmes af forskelle i væsketrykket på de to sider af klapperne.



Figur 3.2: De forskellige faser i hjertets cyklus <sup>2</sup>

Hjertets cyklus, som er illustreret ved figur 3.2, inddeles i to hovedfaser. Den første kaldes diastolen. I diastolen er ventriklene afslappede og fyldes med blod. Det vil sige, at trykket i ventriklene bliver lavere end trykket i atrie, således at AV-klapperne åbnes, og blodet begynder at strømme ind i ventriklene. Under hele diastolen er aortaklappen lukket. Den anden fase kaldes systolen. I systolen kontraherer ventriklene sig. Trykket i ventriklene overstiger trykket i atrie, således, at AV-klapperne lukkes, så tilbagestrømning af blod til atrie forhindres. Når ventriklene har kontraheret sig så meget, at trykket i ventriklene overstiger trykket i hovedpulsåren samt i lungepulsåren, åbnes aortaklappen og pulmonalklappen, og blodet strømmer ud i hovedpulsåren og lungepulsåren. Ventriklernes tryk falder igen til under atriernes tryk, hvilket påvirker, at AV-klapperne åbnes igen og hjertets cyklus starter forfra.

## 3.2 Blodtryk

Blodtryk er tryk i blodkarrene. Blodtrykket er resultatet af hjertets pumpearbejde og modstanden mod blodstrømmen i blodkredsløbet. Trykket er højest i arterierne, der forlader hjertet og trykket er lavest i venerne, der fører tilbage til hjertet.

<sup>2</sup>Billede fra "Menneskets anatomi og fysiologi"s. 273 figur 9.6

Blodtrykket deles op i et systolisk tryk og et diastolisk tryk. Det systolske tryk er det tryk, der opstår under hjertets sammentrækning. Det diastoliske tryk opstår i hjertets afslapningsfase. Dog falder trykket ikke til 0 i diastolen pga. pulsårevæggenes elasticitet.<sup>3</sup>

### 3.3 Hypertension

Hypertension defineres ud fra vedtagne blodtryksgrænser. De nuværende blodtryksgrænser ligger på et systolisk tryk over 140mmHg og/eller et diastolisk tryk på over 90mmHg. Disse grænseværdier gælder uanset patientens alder. Grænseværdierne er dog kun et udgangspunkt for der kan godt opstå hypertension hos en person med i forvejen for lavt blodtryk og i dette tilfælde vil grænseværdierne ikke nå op på værdien for definitionen af hypertension.

Hypertension medfører betydelig øget risiko for kardiovaskulære sygdomme som oftest er apopleksi og iskæmisk hjertesygdom. Herudover kan hypertension medføre påvirkning af nyrene.<sup>4</sup>

### 3.4 Hypotension

Hypotension defineres som et vedvarende systolsk tryk under 100mmHg i hvile.

Under operationer og traumer er hypotension en mere alvorlig ting og defineres ofte som shock.

Shock er defineret ved en patofysiologisk tilstand karakteriseret ved, at blodcirkulationen er utilstrækkelig til at imødekomme kroppens metaboliske behov. Blodtryksgrænsen for shock angives forsimplet ofte at være systolisk blodtryk på under 90 eller et fald i systolisk tryk på 40 mmHg.<sup>5</sup>

### 3.5 Hæmodynamik

---

<sup>3</sup> [http://www.denstoredanske.dk/Krop,\\_psyke\\_og\\_sundhed/Sundhedsvidenskab/Fysiologi/blodtryk](http://www.denstoredanske.dk/Krop,_psyke_og_sundhed/Sundhedsvidenskab/Fysiologi/blodtryk)

<sup>4</sup> <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehaandbogen/hjerte-kar/tilstande-og-sygdomme/ovrigt-sygdomme/hypertension/>

<sup>5</sup> <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehaandbogen/akut-og-foerstehjaelp/tilstande-og-sygdomme/hjerte-kar/shock/>



# Systembeskrivelse 4

---



# Krav 5

---

I dette afsnit beskrives hvilke krav der er stillet til det endelige produkt. I krave indgår både krav opstillet af institutionen IHA, egne krav i udarbejdet i forbindelse med kravspecifikationen (Se dokumentationen afsnit ...)

## 5.1 IHA krav

Fra IHA's side er der på forhånd defineret nogle krav til projektets indhold, hvilket indebærer:

### Software

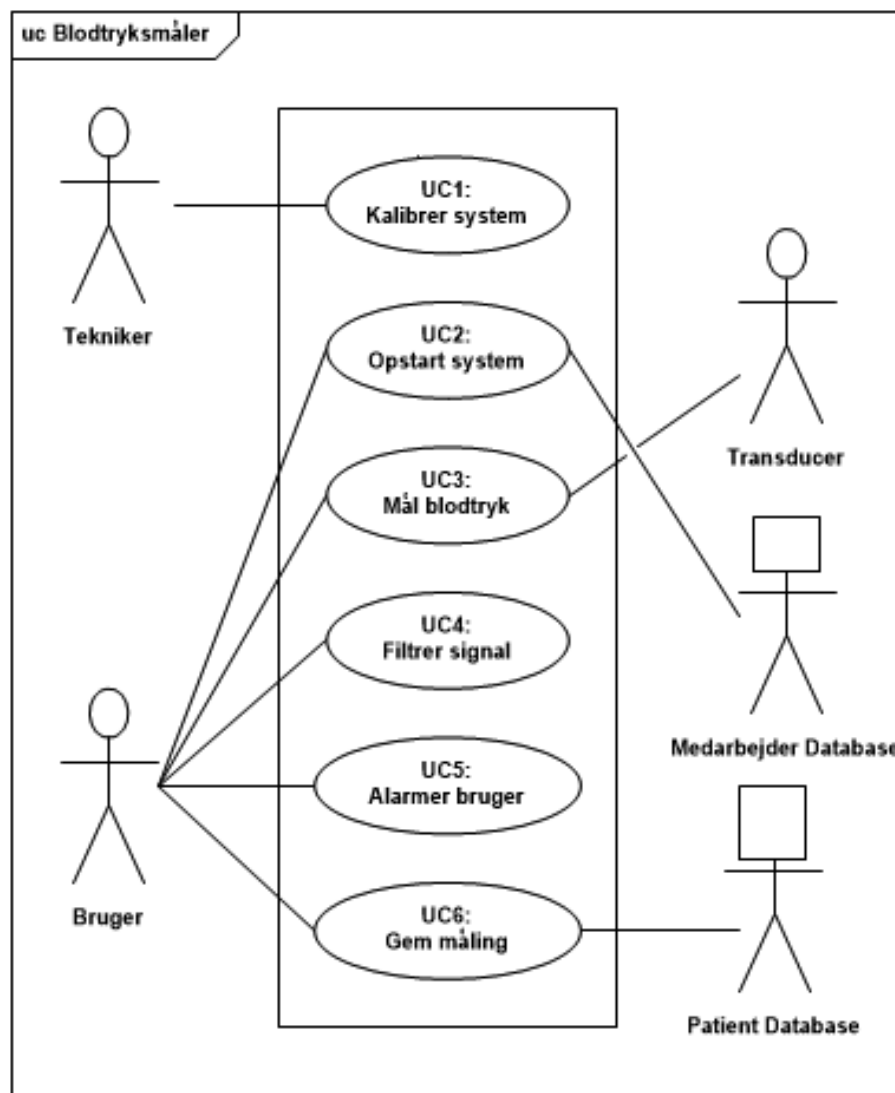
- Programmet skal programmeres i C#
- Programmet skal kunne kalibrerer blodtrykssignalet og foretage en nulpunktsjustering
- Programmet skal kunne vise blodtrykssignalet kontinuert
- Programmet skal kunne lagre de målte data i enten en tekstfil eller en database
- Programmet skal kunne filtrerer blodtrykket i selve programmet via et digitalt filter, dette skal kunne slås til og fra

### Hardware

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

## 5.2 Funktionelle krav

Disse opstillede krav indgår i enten Use cases eller ikke-funktionelle krav, med vurderingen "must". De funktionelle krav er udformet som use cases, hvor følgende 6 use cases (figur 5.1) er valgt:



Figur 5.1: Use case diagram

### Kalibrer system

Use casen "Kalibrer system" beskriver hvordan systemet kalibreres af en tekniker, hvilket sørger for en mere præcis blodtryksmåling.

### Opstart system

Use casen "Opstart system" beskriver hvordan brugeren logger ind i systemet samt nul-punktsjusterer systemet. Brugeren logger ind i systemet ved at indtaste brugernavn og kode hvorved log ind oplysningerne tjekkes i medarbejder databasen. Herefter vælger brugeren at nulpunktsjusterer systemet hvorefter systemet starter.

### Mål blodtryk

Use casen "Mål blodtryk" beskriver hvordan blodtrykket startes og vises i brugergrænsefladen, her vises både det systoliske- og diastoliske blodtryk samt pulsen.

### Filtrer signal

Use casen "Filtrer signal" beskriver hvordan brugeren har mulighed for at til- og fravælge et digitalt filter.



**Alarmer bruger**

Use casen "Alarmer bruger" beskriver hvordan systemet i tilfælde af for højt eller lavt blodtryk kan alarmere brugeren. Yderligere er kan brugeren justere grænseværdierne for alarmer, samt udskyde denne.

**Gem måling**

Use casen "Gem måling" beskriver hvordan brugeren kan gemme og afslutte en måling. Her indtastes patientens CPR nr også.

### 5.3 Ikke-funktionelle krav

De ikke-funktionelle krav er opstillet på baggrund af FURPS+, en model for klassifikation af krav. Yderligere er vigtigheden af hvert enkelt krav vurderet ved MoSCoW, hvor de vigtigste, kategorien must, er listet her:

1. (M) Brugeren skal kunne starte en ny måling indenfor XX sekunder efter opstart af programmet
2. (M) Systemet skal kunne foretage en nulpunktsjustering
3. (M) Systemet skal kunne forstærke signalet fra transducere ca. 400 gange +/- 10%
4. (M) Systemet skal kunne filtrere signalet med det indbyggede analoge antialiaseringsfilter med en båndbredde på 50 Hz
5. (M) Programmet skal kunne vise blodtrykket som funktion af tiden



# Projektbeskrivelse 6

---

## 6.1 Projektgennemførelse

Projektet startede med, at der blev lavet en tidsplan, som var mulig at ændre undervejs, dog med faste deadlines, som skulle overholdes. De forskellige deadlines lagde op til, at der kunne arbejdes efter udviklingsmodeller, som er beskrevet nærmere i metodeafsnittet 6.2.

Tidsplanen blev sidenhen ført mere detaljeret ind i projektstyringsværktøjet Scrum. Scrum blev benyttet til at holde overblikket over manglende opgaver, igangværende opgaver og afsluttede opgaver.

Gruppens seks medlemmer blev fra start delt op i to undergrupper, én med hovedfokus på hardware udvikling, og én med hovedfokus på software udvikling. Dog blev de basic delene til projektet, som kravspecifikation og case udvalgt samlet. Scrum er her også et godt værktøj til at bevare overblikket over de to gruppers individuelle opgaver.

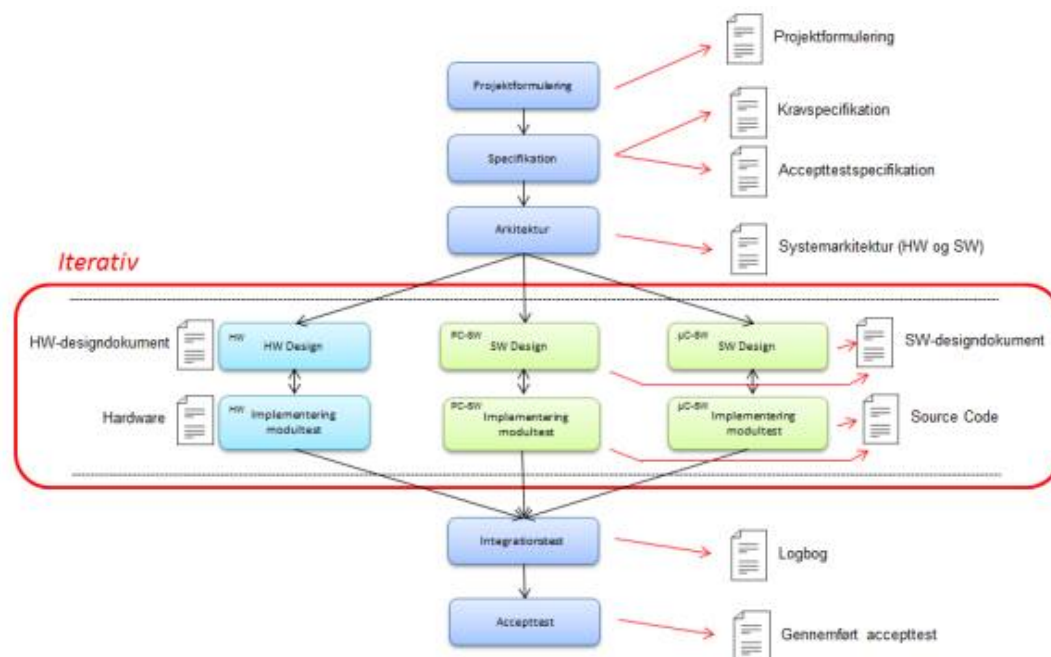
Fra start blev der aftalt et ugentlig møde, med vejleder og de to grupper som medvirkende parter. På denne måde blev alle parter holdt opdateret på udviklingsprocessen, især grupperne imellem, men også vejleder. Sidst i forløbet, under test af diverse dele af systemet, blev grupperne samlet og testene blev udarbejdet i fællesskab.

Projektet er gennemført ved udarbejdelse af en samarbejdsaftale, herunder udvælgelse af en projektleder, som i tilfælde af uoverensstemmelse havde den afgørende stemme.

## 6.2 Metode

### 6.2.1 Ase-modellen

Den primære udviklingsmodel, der er benyttet i dette projekt, er ASE modellen. ASE modellen er en udviklingsmodel, der tager udgangspunkt i use cases.



Figur 6.1: Projektmodel illustreret med de faser som projektet gennemløber<sup>1</sup>

Modellen er opbygget sådan, at udviklerne benytter vandfaldsmodellen (se afsnit 6.2.2) til at fastlægge en opgaveformulering, kravspecifikation og systemarkitektur, for derefter at designe og implementere de enkelte moduler i iterationer.

Ud fra projektformuleringen specificeres kravspecifikationen som en række use cases. Use cases er et værktøj, der beskriver diverse aktørers interaktion med systemet. Ved at definere kravspecifikationen ud fra use cases, opnås et overblik over hvilke krav, der stilles til systemets endelige funktionalitet.

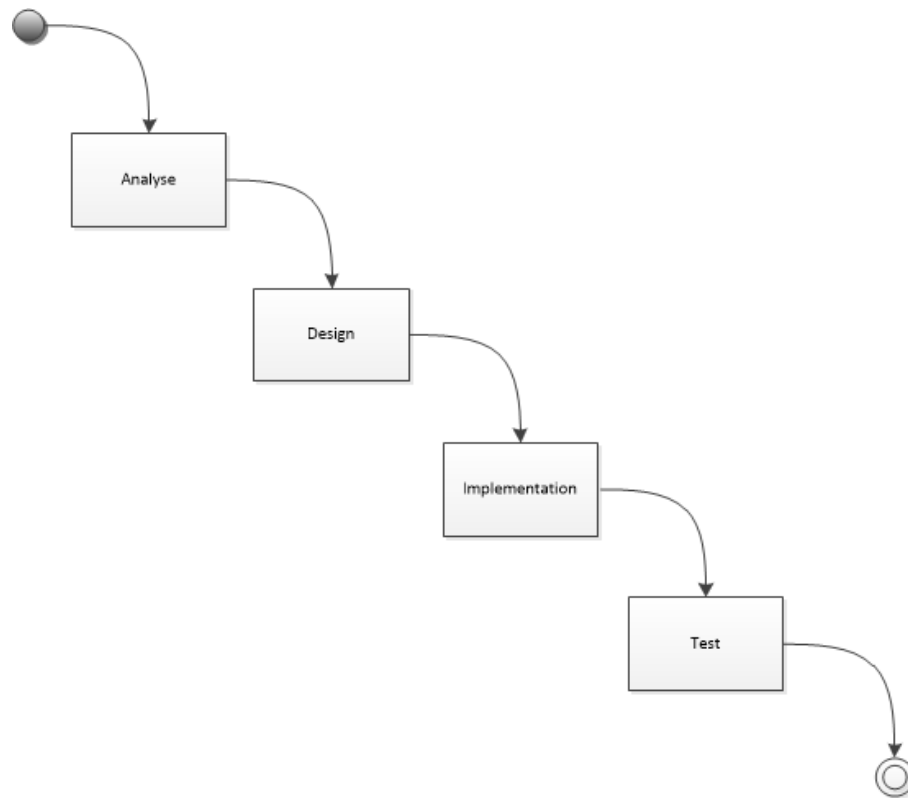
Ud fra kravspecifikationen kan systemets accepttest udarbejdes. Efter kravspecifikationen er fastlagt, udarbejdes systemarkitekturen.

I systemarkitekturen uddeles systemets funktionalitet i moduler og deres grænseflader til resten af systemet bestemmes. Ud fra systemarkitekturen designes systemet ved at nedbryde det efter funktionalitet, som kan bindes til både hardware og software.

## 6.2.2 Vandfald

Denne metode bygger på at gøre en hel fase af arbejdet færdigt før den næste startes. Grafisk ser det ud som på figur 6.2:

<sup>1</sup>Fra "Vejledning til udviklingsprocessen for projekt 2"



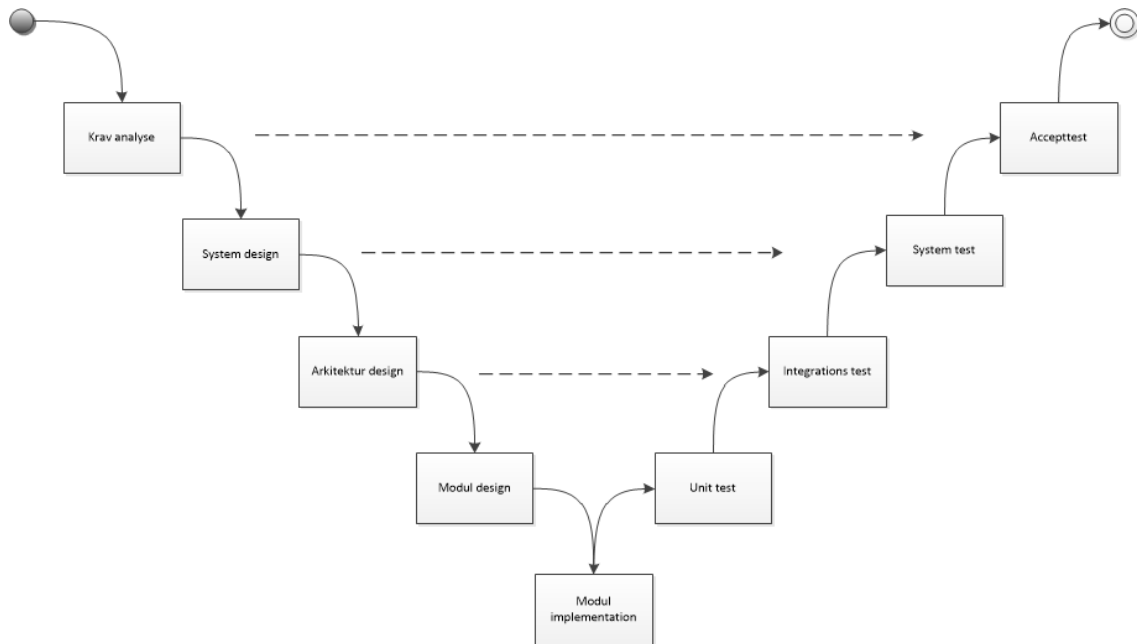
Figur 6.2: Vandfaldsmodel

Projektet starter med en analyse, og så videre med de andre faser - design, implementering og test. Det er altså hele systemet, der arbejdes igennem i hver fase, og vandfaldet symboliserer, at der kun arbejdes i en retning, altså man kan ikke gå imod strømmen. Metoden benyttes, når opgaven er veldefineret og velkendt.

Projekt forløbet skal have en kort varighed, dvs. mindre end ca. 4 måneder, under velkendte forhold med hensyn til udviklings- og testmiljø, udviklingsmetodik, platforme etc. [1]

### 6.2.3 V-model

V-modellen er en model, hvor testen planlægges parallelt med udviklingen. Accepttesten planlægges detaljeret efter kravanalysen, altså kravspecifikationen, systemtest planlægges detaljeret efter system design, og integrationstesten planlægges detaljeret efter arkitektur design fasen. Unit/modul testen ligger dog uændret i forhold til den traditionelle strategi.

*Figur 6.3: V-model*

Testens praktiske udførelse er altså uændret i forhold til Ase-modellen og Vandfaldsmo-  
dellen, dvs. den ligger sidst i forløbet. Det betyder at testfaserne planlægges modsat den  
rækkefølge, de udføres i. Den største forskel for testerne er, at planlægningen baseres på  
de tidlige modeller af systemet, ikke på det færdige system.

V-modellen udvides desuden med reviews og deadlines (se afsnit 6.1).

## 6.3 Specifikation og analyse

## 6.4 Arkitektur

### 6.4.1 Design

### 6.4.2 Implementering

### 6.4.3 Test

## 6.5 Resultater og diskussion

## 6.6 Opnåede erfaringer

## 6.7 Fremtidigt arbejde

# Konklusion 7

---





# Litteratur

---

- [1] Poul Staal Vinje, *Projektledelse af systemudvikling*, Nyt Teknisk Forlag, ISBN 978-87-571-2457-5.

