

# Ultraljudsmätare för bubbelfälla

-Elektrisk signalanpassning samt undersökning av givartyper



LUNDS  
UNIVERSITET  
Lunds Tekniska Högskola

LTH Helsingborg  
Datateknikprogrammet

Examensarbete:  
Martin Lovén

© Copyright Martin Lovén

LTH Ingenjörshögskolan vid Campus Helsingborg  
Lunds universitet  
Box 882  
251 08 Helsingborg

LTH School of Engineering  
Lund University  
Box 882  
SE-251 08 Helsingborg  
Sweden

Tryckt i Sverige  
Media-Tryck  
Biblioteksdirektionen  
Lunds universitet  
Lund 2008

# Sammanfattning

Ultraljudsmätare för bubbelfälla

-Elektrisk signalanpassning samt undersökning av olika givartyper

Examensarbetet utgår från en ultraljudsgivare som finns implementerad i en bubbelkammare i Artis™. Givaren som består av en piezoelektrisk sensor med tillhörande styrkort ska implementeras i AK95S™. Styrkortet består av en programmerbar mikroprocessor, PIC18F2420 och en krets som tar hand om excitationssignalen till sensorn, samt ekot som tas emot från sensorn.

Arbetet består också av en teoretisk studie som undersöker olika sätt att mäta vätskenivån i en kammare. Studien resonerar kring vilka faktorer som är viktiga vid vätskenivåmätning och undersöker sedan vedertagna metoder som finns. Utifrån kunskapen om de vedertagna metoderna undersöks också en del nyare metoder som kommit fram på marknaden under de senaste åren.

Det praktiska arbetet med signalanpassningen utgår från den fyrkantvåg med varierande frekvens som ges som utsignal. Signalen anpassas genom mjukvaran och görs om till en PWM-signal med fast frekvens. Därefter sätts ett lågpassfilter och en differentialförstärkare till för att filtrera och anpassa signalen för AK95S™ gränssnitt.

De resultat som visas i rapporten tyder på att anpassningskretsen kan fungera. En del arbete återstår och tester måste visa pålitligheten av ultraljudsgivarens funktionalitet. Den teoretiska undersökningen visar en annan metod som mäter vätskenivån i kammaren genom kapacitans. Denna metod är ett teoretiskt alternativ med färre nackdelar.

Nyckelord: Ultraljudsmätare, Vätskenivåmätning utan kontakt med mediet, Microchip PIC18F2420

## **Abstract**

Ultrasonic level detector for bubbletrap.

-Electrical signal adaptation and a study of different sensor types

This bachelor thesis is about an ultrasonic sensor, implemented in a bubble chamber in Artis™. The sensor consists of the piezoelectric sensor and an electronic control circuit. The control circuit consists of a programmable microprocessor, PIC18F2420 and a circuit, which sends the excitation signal to the piezoelectric sensor, and later receives the echo.

This bachelor thesis consists also of a theoretical study, which examines different techniques of liquid level sensing in a chamber. The study discusses which factors are important in liquid level sensing and examine accepted methods. Based on that knowledge the bachelor thesis examines some newer techniques as well.

The practical part of the work starts with an electrical signal that consists of a square wave with a varied frequency. The signal converts via the software to become a PWM-signal that has a fixed frequency. A low pass filter and a differential amplifier make the signal meet the interface of AK95S™.

Results from the report shows that the adapting method can work. Some works remain and tests need to show the functionality of the ultrasonic level sensor. The theoretical study shows a different method of liquid level sensing using capacitance. This method is a theoretical option with fewer disadvantages.

Keywords: Ultrasonic level detector, Non-contact liquid level sensor, Microchip PIC18F2420

## **Förord**

Detta examensarbete ägde rum på Gambro Lundia AB, på avdelningen R&D Engineering Electronics.

Jag vill tacka mina handledare Johan Johansson och Roger Svensson för den kunskap och det stöd de bidragit med.

# Innehållsförteckning

<b>1</b>	<b>Bakgrund</b>	<b>2</b>
1.1	Mål	2
1.2	Avgränsningar	2
1.3	Problembeskrivning	2
1.4	Krav	4
1.4.1	Krav på givaren	4
1.4.2	Krav på den omvandlade signalen	4
<b>2</b>	<b>Projektets ramar</b>	<b>4</b>
2.1	Roller	4
2.2	Arbetad tid	5
2.3	Tidplan	5
2.3.1	Fas ett	5
2.3.2	Fas två	6
2.3.3	Fas tre	6
2.3.4	Gantt schema	6
2.4	Projektmodell	6
2.5	Verktyg	7
2.5.1	Veckorapporter	7
2.5.2	Dator	7
2.5.3	MPLAB ICD2	7
2.5.4	Laborationsrigg	7
2.6	Elicitation	7
2.7	Krav	8
<b>3</b>	<b>Metod</b>	<b>8</b>
3.1	Fas 1	8
3.1.1	Förstudie av givartyper	8
3.1.2	Förstudie av styrkort med ultraljudsgivare	8
3.1.3	Förstudie av Artis	9
3.2	Fas 2	10
3.2.1	Hårdvarumässig signalomvandling	11
3.2.2	Mjukvarumässig signalomvandling	11
3.2.3	Kombinerad metod för signalomvandling	11
3.3	Fas 3	13
<b>4</b>	<b>Sensortekniker</b>	<b>13</b>
4.1	Val av sensorer	13
4.1.1.1	Fysikaliska principer	14
4.1.1.2	Typ av vätska	14
4.1.1.3	Binär eller kontinuerlig givare	14
4.1.1.4	Direkt eller indirekt mätning	14
4.1.1.5	Smarta sensorer	14

4.1.1.6 Sensormaterial .....	15
<b>4.2 Mätare av flottörtyp .....</b>	<b>15</b>
<b>4.3 Hall-sensor .....</b>	<b>16</b>
<b>4.4 Induktiv sensor .....</b>	<b>17</b>
<b>4.5 Konduktiv sensor .....</b>	<b>18</b>
<b>4.6 Kapacitiv sensor .....</b>	<b>18</b>
4.6.1 Kapacitiv sensor CDC .....	22
<b>4.7 Ultraljudssensor .....</b>	<b>24</b>
<b>4.8 Radarsensor .....</b>	<b>26</b>
<b>4.9 Optisk sensor .....</b>	<b>27</b>
<b>5 Resultat .....</b>	<b>29</b>
<b>5.1 Teoretisk undersökning .....</b>	<b>29</b>
5.1.1 Kapacitiv givare .....	29
5.1.2 Ultraljudsgivare .....	29
5.1.3 Optisk givare .....	29
5.1.4 Övriga metoder .....	29
<b>5.2 Signalanpassning .....</b>	<b>30</b>
<b>6 Slutsats .....</b>	<b>31</b>
<b>6.1 Om projektet .....</b>	<b>31</b>
<b>6.2 Tankar om examensarbetet .....</b>	<b>31</b>
<b>7 Referensförteckning .....</b>	<b>33</b>
<b>Appendix .....</b>	<b>35</b>
<b>a. ....</b>	<b>35</b>
<b>b. ....</b>	<b>35</b>
<b>c. ....</b>	<b>36</b>





## Inledning

Detta projektarbete består av två huvuddelar, där signalanpassningen av ett styrkort för en ultraljudsgivare utgör den praktiska delen, och en teoretisk undersökning av befintliga givartyper för vätskenivåmätning utgör den teoretiska delen.

Gambro Lundia AB, också kallat Gambro eller företaget, ville genom arbetet ha en teoretisk undersökning på möjliga mätmetoder för att bestämma vätskenivåer, men de ville också veta om det var möjligt att ersätta en mekanisk nivåvakt i AK95S™ av flottörtyp mot en ultraljudssensor. Mätningen skulle göras i en bubbelkammare som har till uppgift att skilja gaser från en vätska. Miljön i bubbelkammaren ställde en del krav på mätningen, som att bubblor på mätytan och stora temperaturväxlingar störde. Detta ledde också till frågan om det var lämpligt att använda ultraljudsgivaren till att mäta vätskan i bubbelkammaren.

En befintlig ultraljudssensor plockades från maskinen Artis™ och gjordes körbar i AK95S™. En Anpassningskrets byggdes och mjukvaran förändrades i ultraljudsgivarens styrkrets. I den teoretiska undersökningen studerades traditionella mätmetoder men även nyare metoder undersöktes. Ett krav var att mätningen skulle ske utan kontakt med mediet.

Detta examensarbete bygger vidare på tidigare arbeten som gjorts på Gambro. I examensarbetet: Level measurements with ultrasonic technique 2003 [1] undersöktes olika tekniker för mätning av vätskenivån med hjälp av ultraljud. Tidigare arbete med att implementera en ultraljudsgivare i Artis™ 2006 skedde på Gambro då man gjorde en fungerande ultraljudsgivare som dock inte gick i produktion.

Användningen av ultraljudssensorn är en populär teknik för mätning av vätskenivåer [5]. Applikationen fungerar genom ett styrkort vars uppgift är att skicka en excitationspuls till ett piezoelektriskt material (ultraljudskristallen). Det piezoelektriska materialet fungerar då först som en sändare och sätts i gungning. En signal fortplantar sig i vätskan upp till ytan där den reflekteras. När signalen studsar tillbaka fungerar materialet som en mottagare och tar emot signalen. Signalen omvandlas då till en elektrisk impuls som styrkortet läser av. Styrkortets uppgift är att sända och ta emot signalen, samt utifrån data om ljudets hastighet i vatten, räkna ut vätskenivån. Styrkortet är uppbyggt kring en programmerbar PIC18F2420-mikroprocessor.

AK95S™ och Artis™ är varumärkesskyddade produkter som ägs av Gambro Lundia AB.

# 1 Bakgrund

Gambro Lundia AB är ett globalt medicintekniskt företag som utvecklar, tillverkar och underhåller produkter, behandlingar och tjänster inom hemodialys, peritonealdialys samt inom intensivvården av njurpatienter. R&D Engineering Electronics är avdelningen som har hand om elektroniken i maskinerna. Det innefattar nyproduktion av dialysapparater men även underhåll av befintliga.

## 1.1 Mål

En teoretisk undersökning skulle påvisa vilka möjliga mätmetoder som finns för att mäta vätskenivån i bubbelkammaren. En anpassning av signalen från ultraljudsgivarens styrkort skulle göras och en utvärdering skulle påvisa om ultraljudstekniken passar för ändamålet.

Att göra examensarbetet på R&D Engineering Electronics skulle ge praktik och erfarenhet för studenten, samtidigt som företaget skulle få hjälp med sin uppgift som var ett vilande projekt.

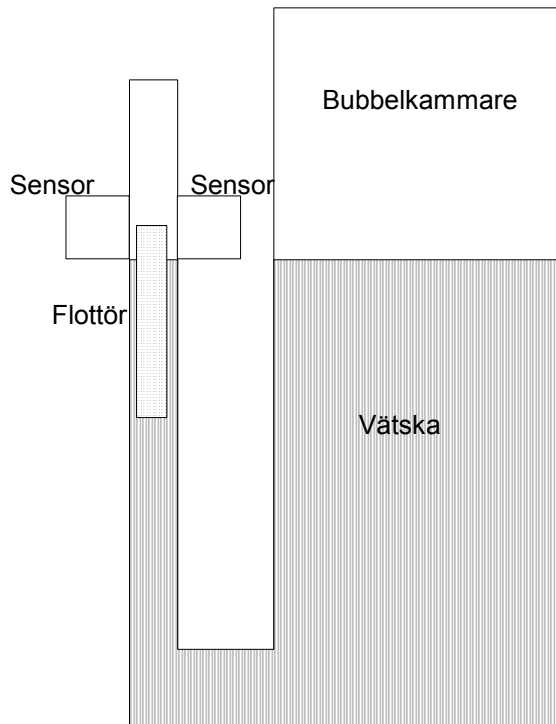
## 1.2 Avgränsningar

Testerna utfördes endast på en laborationsrigg och ingen hänsyn togs till hur applikationen fungerar i skarp miljö. Tiden för arbetet satte avgränsningar för vad som kunde göras. Arbetet innefattade inte mjukvara som kunde behövas i AK95S.

## 1.3 Problembeskrivning

Bubbelkammaren har till uppgift att skilja ut gaser ur ett slutet system med cirkulerande vätska. Under tiden som vätskan cirkulerar samlas de gaser som finns i vätskan upp och lagras i kammaren. När ansamlingen av gaser blir tillräckligt stor öppnas en ventil och gasen avlägsnas. För att detektera mängden gas i vätskan behöver vätskenivån mätas i bubbelkammaren.

I nuläget används en flottörgivare för mätning av vätskenivån i bubbelkammaren på AK95S (figur 1.1). Bilden visar schematiskt funktionen för hur en flottör kan fungera i en bubbelkammare.



figur 1.1

En flottörgivare fungerar genom att en flytkropp befinner sig i vätskan som ska mätas. Mätmetoden med flottören fungerar genom att en brytare reagerar när flottören har nått ett visst läge. Denna typ av mätning är en kontaktlös vätskenivåmätning, men den kräver samtidigt att flottören har kontakt med vätskan.

Att använda ultraljud som mätmetod för nivåmätning av vätskor är en vedertagen metod [5]. En ultraljudssensor består av ett inkapslat piezoelektriskt material och finns som standardkomponent i Gambros sortiment. Styrkortet är en prototyp som tagits fram för att styra ultraljudskristallen och fungerar genom PIC-processorn 18F2420, samt elektronik som har till uppgift att behandla signalen till och från ultraljudskristallen.

Skillnaden mellan maskinerna AK95S och Artis är att de behöver olika signaler för att kommunicera med ultraljudsgivarens styrkort. Signalen som kommunicerar med Artis är en fyrkantvåg med varierande frekvens, medan signalen som behövs för att kommunicera med AK95S är en likspänning som varierar mellan -50 mV och +50 mV. Uppgiften var därför att ändra utsignalen från styrkortet så att den skulle möta de krav som AK95S gränssnitt ställer.

Eftersom ultraljudsgivaren med styrkortet endast var en prototyp så hade den inte testats i någon större utsträckning. Man visste därför inte om den fungerade på ett tillfredsställande sätt.

De omständigheter som råder i miljön är att temperaturen varierar från fem grader, upp till 95 grader Celsius. Man visste att vätskan innehåller aggressiva kemikalier och att det därför var lämpligt med en mätmetod som fungerar utan kontakt med vätskan.

## 1.4 Krav

Utifrån mål, avgränsningar och problembeskrivningen sattes följande krav upp på applikationen:

### 1.4.1 Krav på givaren

- Temperaturen varierar mellan ca +5 och + 95 grader Celsius. Mätmetoden ska påverkas så lite som möjligt av temperaturväxlingar.
- Aggressiva kemikalier förekommer i vätskan. Man vill undvika kontakt med vätskan av annat än den polypropylen-plast som systemet är uppbyggt av.
- Det bildas skum och bubblor i kammaren som kan störa ultraljudsekon som ska reflekteras mot ytan.
- Systemet är slutet och trycksatt vilket utesluter metoder som indirekt mäter nivån genom tryck.
- Mätningen har inget krav på sig att vara kontinuerlig. Den mätmetod som utvärderas kan vara diskret eller kontinuerlig.

### 1.4.2 Krav på den omvandlade signalen

- Signalen ska variera från -50mV till +50mV. Den anpassade signalen ska vara en likspänning och variera proportionerligt mot vätskenivån i bubbelkammaren.
- Signalen har inte någon definierad upplösning.

## 2 Projektets ramar

I detta kapitel beskrivs de förutsättningar och ramar som fanns i projektet.

### 2.1 Roller

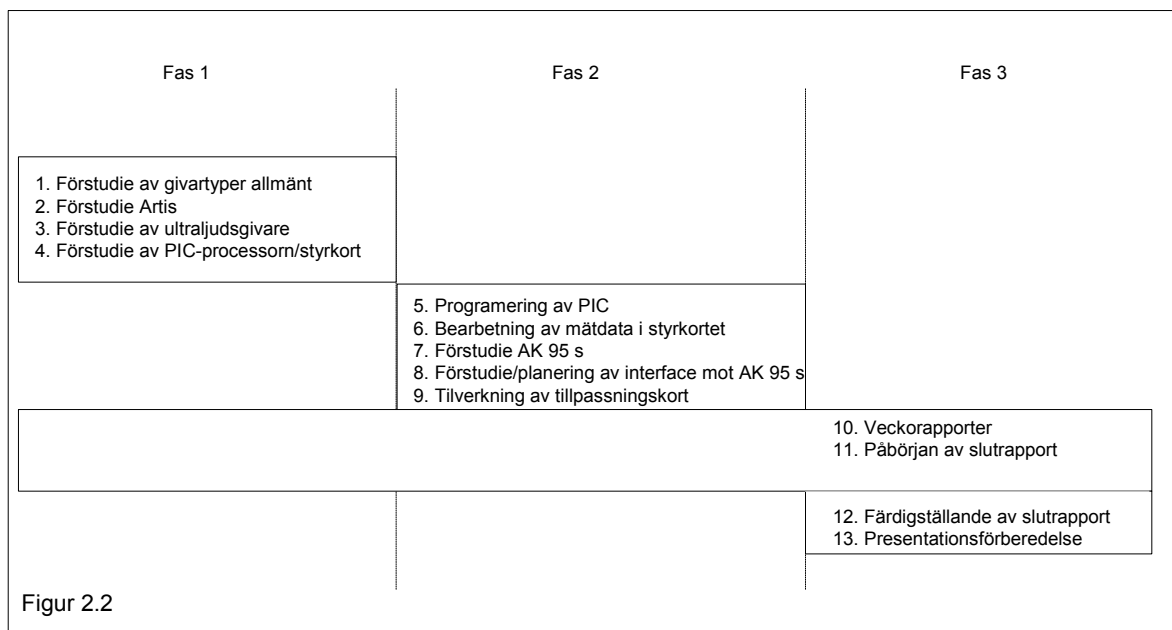
Arbetet utfördes av Martin Lovén som gick sista terminen på sin utbildning som högskoleingenjör inom datateknik 180 hp vid Lunds tekniska högskola, Campus Helsingborg.Handledare till Martin var Johan Johansson och Roger Svensson som var anställda på Gambro Lundia AB, samt Bernt-Arne Jönsson och Rolf Björkman, som agerade examinator från Lunds tekniska högskola, Campus Helsingborg.

## 2.2 Arbetad tid

Detta examensarbete pågick under våren och sommaren på Gambro Lundia AB. Arbetstiden var kontorstid 8 – 16.30 och projektet varade i 15 veckor. Ett par avbrott gjordes under projektet, men tiden kompenserades genom att projektet pågick under en längre tidsperiod.

## 2.3 Tidplan

Tidplanen utarbetades utifrån de olika aktiviteterna som skulle utföras. En teoretisk genomgång gjordes i början av arbetet och de olika arbetsuppgifternas innehåll och tidsåtgång skattades. Projektet delades in i tre faser där uppgift ett till fyra ingick i fas ett, uppgift fem till nio ingick i fas två och uppgift 10 till 13 ingick i fas tre (figur 2.2).



### 2.3.1 Fas ett

Under den första fasen hämtades kunskaper in och den teoretiska delen om olika givartyper påbörjades. De uppgifter som hörde till denna fas var att göra den teoretiska utredningen av sensorer, ta reda på hur signalen såg ut från ultraljudsgivaren in i Artis, ta reda på hur en ultraljudsgivare fungerade samt att ta reda på hur PIC-processorn fungerade och agerade med utvecklingsverktyget MPLAB IDE.

### 2.3.2 Fas två

Under andra fasen gjordes de mer praktiska uppgifterna. Programmet i styrkortet undersöktes och testades. Det togs reda på hur signalen in i AK95S såg ut och en lösning utarbetades för hur signalomvandlingen skulle göras. Därefter tillverkades ett kretskort som skulle omvandla signalen.

### 2.3.3 Fas tre

Den sista fasen handlade om att skriva ner resultaten från projektet. Detta moment påbörjades dock redan från början genom dokumentation i veckorapporterna. Under denna fas skrevs slutrapporten och en muntlig presentation färdigställdes.

### 2.3.4 Gantt schema

Ett gantt-schema över projekttiden upprättades från början och fick visa progressionen (figur 2.3). En del uppgifter var små och ganska obetydliga medan andra var mer tidskrävande. Eftersom det var svårt att skatta vilka uppgifter som var relevanta så togs samtliga uppgifter med i schemat.

Nr	Uppgift	Apr 2008				May 2008				Jun 2008				Jul 2008		
		4-6	4-13	4-20	4-27	5-4	5-11	5-18	5-25	6-1	6-8	6-15	6-22	6-29	7-6	7-13
1	Förstudier av givartyper allmänt	<input type="checkbox"/>														
2	Förstudie Foxtrot	<input type="checkbox"/>														
3	Förstudie av ultraljudsgivare		<input type="checkbox"/>													
4	Förstudie av PIC-processorn/styrkort	<input type="checkbox"/>														
5	Programering av PIC		<input type="checkbox"/>													
6	Bearbetning av mätdata i styrkortet						<input type="checkbox"/>									
7	Förstudie AK 95 s						<input type="checkbox"/>									
8	Förstudie/planering av interface mot AK 95 s						<input type="checkbox"/>									
9	Tilverkning av tillpassningskort								<input type="checkbox"/>							
10	Veckorapporter	<input type="checkbox"/>														
11	Påbörjan av slutrapport				<input type="checkbox"/>											
12	Färdigställande av slutrapport														<input type="checkbox"/>	
13	Presentationsförberedelse															<input type="checkbox"/>

Figur 2.3

## 2.4 Projektmodell

Projektet bestod av ett antal väldefinierade uppgifter med tydliga start- och stopptider, vilket mest liknar vattenfallsmodellen. Det var dock ingen speciell utarbetad plan att välja denna modell. I varje uppgift fanns det iterationer och

varje uppgift genomarbetades tills dessa att ett förväntat eller tillräckligt resultat uppnåts.

## **2.5 Verktyg**

### **2.5.1 Veckorapporter**

Veckorapporter skrevs varje vecka och lämnades till handledarna som på så sätt fick en inblick i arbetet. Rapporterna fungerade även som dokumentation över arbetet och gjorde det enklare att sammanställa projektets slutresultat. Veckorapporterna skrevs i slutet av varje vecka och skickades över till handledarna per e-post. När rapportskrivningen sattes igång skrevs inte veckorapporterna längre.

### **2.5.2 Dator**

Datorn som tillhandahölls av Gambro var utrustad med programvara som behövdes för projektet. För att skriva rapporten användes MS Office, till bilderna användes Visio. För att programmera PICen användes MPLAB med en C kompilator från CCS.

### **2.5.3 MPLAB ICD2**

Utrustningen för att programmera styrkortets PIC-processor bestod av en debugger (ICD 2 In-Circuit Debugger ) som styrdes genom ett USB-gränssnitt. MPLAB IDE användes för att programmera PIC-processorn och C-kompilator från CCS användes som plugin i MPLAB IDE

### **2.5.4 Laborationsrigg**

En laborationsrigg fanns att tillgå för att utföra experiment på. Denna bestod av en bubbelkammare med fastmonterad ultraljudsgivare. Samt påkopplad pump för möjligheten att reglera vätskenivån i kammaren. Till bubbelkammaren gick det även att koppla en luftpump för att simulera bubblor.

## **2.6 Elicitation**

Projektet präglades av att kunskapsnivån var ganska låg från början och att det snabbt behövdes samlas in mycket teoretisk kunskap inom många olika områden.

Metoder för kunskapsinhämtning inom givare och givartyper skedde genom att läsa litteratur inom den grundläggande industriella mättekniken men också genom studier av nyare forskningsartiklar inom områdena. Anställda på Gambro och applikationsingenjörer hos distributörer tillfrågades för att ta reda

på om den teoretiska kunskapen som inhämtats var praktiskt möjlig att utföra. Kunskap om de verktyg och kretsar som användes inhämtades genom litteratur som lånades på bibliotek eller fanns på företaget.

## **2.7 Krav**

De krav som omgav projektet kom dels från företaget, som tidigare hade testat och arbetat med applikationen och därmed visste om begränsningar och möjligheter. Andra krav uppkom under den teoretiska studien då mer kunskap inhämtades.

## **3 Metod**

Här beskrivs hur arbetet gick till, vad som gjordes och vad som styrde arbetet till det slutliga resultatet. Resultatet från tester och undersökningar presenteras i kapitel 5.

### **3.1 Fas 1**

#### **3.1.1 Förstudie av givartyper**

Området om givare var mycket stort vilket gjorde att den teoretiska delen med att samla in information om lämpliga givare för vätskenivåmätning egentligen sträckte sig över hela projektförloppet, och inte bara koncentrerat till första fasen. Målet var att den teoretiska undersökningen skulle avklaras från början, men hela arbetet byggde på att kunskap inhämtades inom området sensorer, och det kunde inte låta sig göras på så kort tid som första fasen. Från början var det svårt att hitta litteratur men efter någon vecka lossnade det och mycket litteratur upptäcktes. Den litteratur som var relevant skrevs upp i en referenslista och sammanfattningar skrevs ner i rapporten, som redan då påbörjades.

För att täcka in målet med en teoretisk undersökning som skulle undersöka vedertagna metoder, men också titta på nyare tekniker så gjordes undersökningen från två infallsvinklar. Litteratur och lärobok om industriell mätteknik studerades samtidigt som nyare forskningsartiklar lästes in. Metoden byggde på att grundläggande kunskap gavs från läroboken som i sin tur gav uppslag för att söka efter forskningsartiklar i databaser.

#### **3.1.2 Förstudie av styrkort med ultraljudsgivare**

PIC-processorn fungerade som hjärta i styrkortet och för att få kunskap om hur kretsen fungerade behövdes det en förstudie av den. Manualen för PIC-processorn studerades och även manualen för C-kompilatorn lästes in.



Styrkortet innehöll en krets med en uppbyggnad som behövdes granskas för att förstås. Kretsen var en kombination av två funktioner som först hade till uppgift att skicka iväg en excitationspuls och därefter ta emot pulsen. Excitationspulsen skapades när PIC-processorn gav en signal och kretsens uppgift var att förstärka signalen. Mottagarfunktionen byggde på att ta hand om den svaga signal som kom i retur till kretsen och vidarebefordra den till PIC-processorn.

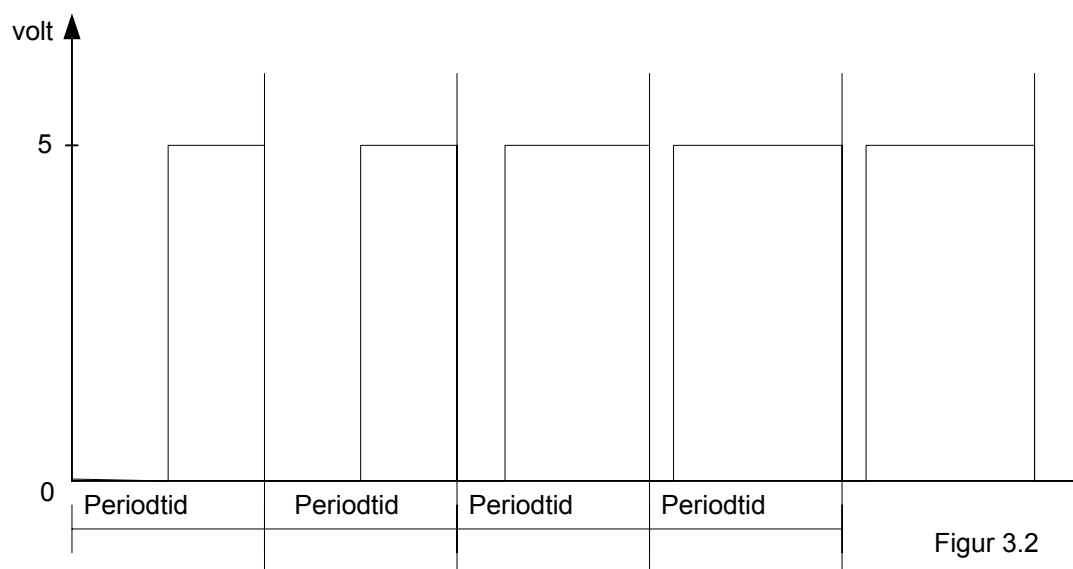
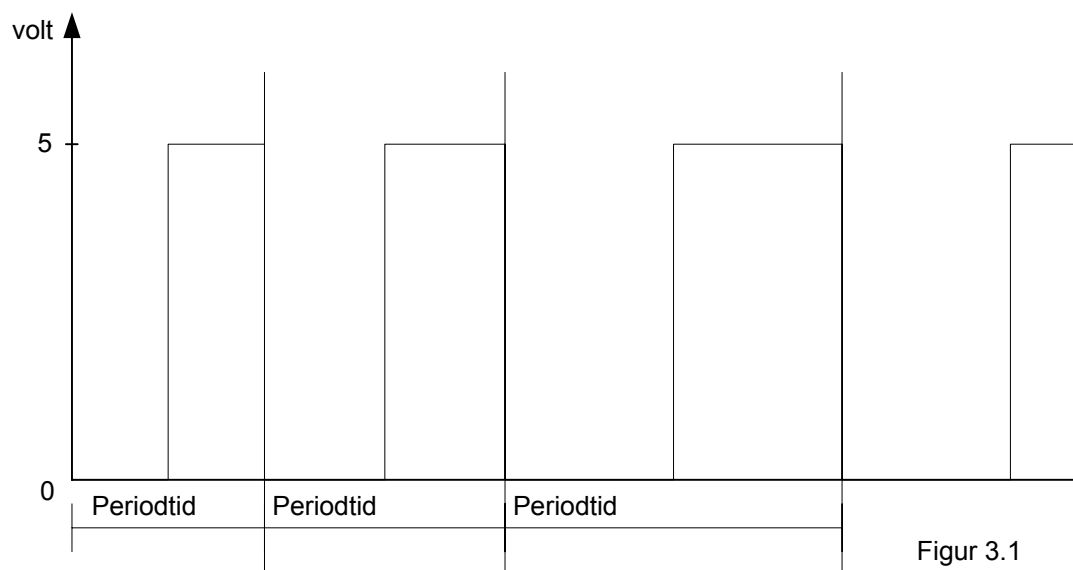
Arbetet med att förstå styrkortet gick ut på att läsa in dokumentationen som fanns om kortet. Det innefattade arbete med att läsa kopplingsschema och skrivna dokument. En del information inhämtades även från muntliga källor på företaget. Här studerades först ett gammalt examensarbete som inriktade sig på att hitta olika metoder[1] för hur man implementerar en ultraljudssensor i en kammare. Lösningen som implementerades i examensarbetet bestod av en ultraljudsgivare med en FPGA som styrde kristallen. Examensarbetet gav mest information om hur man placerar ultraljudsgivaren och ingen information gavs om det nuvarande styrkortet. Information om styrkortet fanns istället i interna dokument gjorda vid implementationen till Artis.

Praktiska tester som gjordes på styrkortet var att laborera med koden för att styra olika tidsintervall för en mätning. Mätningar gjordes med ett oscilloskop där excitationspulsens spänningsnivå kontrollerades. Det konstaterades att excitationspulsen var ganska svag vilket gjorde att svarpulsen också var svag. Eftersom styrkortet matades med 24 volt skulle impulsen kunna vara starkare. Det fanns tankar om att kunna förstärka excitationssignalen vilket skulle kräva modifiering av hårdvaran. Eftersom styrkortet var en tryckt prototypkrets gjordes inga ändringar för att realisera dessa tankar.

### 3.1.3 Förstudie av Artis

Arbetet med att sätta sig in i Artis-maskinen bestod av att allmänt se hur maskinen fungerade. Den detaljinformation som behövdes var enkel då det endast var att se hur den befintliga signalen såg ut från styrkortet. Arbetet gjordes genom att koppla upp styrkort och ultraljudsgivare mot ett oscilloskop samt att titta på kommentarerna i koden.

Utsignalen från styrkortet bestod av en fyrkantvåg som när man ändrade vätskenivån, ändrade frekvens (figur 3.1). Denna signal hade man tidigare implementerat för att möta de krav som Artis använder som kommunikationssignal. Att det var en fyrkantvåg med varierande frekvens vilseledde en del eftersom signalen liknade en PWM-signal med dess fyrkantvåg, men skilde sig genom sin frekvensmodulering. I en PWM-signal är frekvensen fast men med varierande pulsbredd [11](figur 3.2).



Kommentarer i c-koden till PIC-processorn innehöll en del information om vilken frekvens som gavs som utsignal vid en viss nivå. Dessa frekvenser mättes upp och kontrollerades med oscilloskop. Frekvensen var 2,500 kHz vid miniminivå och 8,012 kHz vid maximal vätskenivå.

### 3.2 Fas 2

För att implementera ultraljudsgivaren i AK95S bubbelkammare behövdes en signalomvandling göras. Efter förstudien av AK95S stod det klart att signalen som bestod av en fyrkantvåg med varierande frekvens behövde omvandlas så att den gav en varierande likspänning som skulle variera mellan -50mV och +50mV.

Under planeringen av signalomvandlingen kom det upp olika förslag på hur omvandlingen kunde ske. Det spånades på tre olika lösningar där fokus låg på om arbetet skulle utföras av mjukvaran respektive hårdvaran. Efter valet av metod realiserades och implementerades konstruktionen genom en kombination av mjukvaru- och hårdvarumässig signalomvandling.

### 3.2.1 Hårdvarumässig signalomvandling

Den första varianten som undersöktes var att göra en frekvensomvandling med hjälp av hårdvara. Kretsen VFC32 skulle kunna göra den signalomvandling som önskades. VFC32 är en billig och vanlig krets som kan omvandla från frekvens till spänning och från spänning till frekvens. En förstärkarkoppling som styrde signalen till den önskade skulle också vara nödvändig.

Eftersom denna metod byggde på att ingen ändring skulle göras av utsignalen, men styrkortet var uppbyggt med en PIC-processor som bygger på att allt går att förändra, så fortsatte undersökningen av möjliga metoder.

### 3.2.2 Mjukvarumässig signalomvandling

Att endast använda PIC-processorn för att skapa utsignalen från styrkortet var en metod som undersöktes. En PIC-processor kan ge en variabel utsignal genom PWM [11]. Denna signal arbetar normalt inom området från noll till fem volt i PIC18F2420 [10]. Undersökningar gjordes över om man skulle kunna använda sig av enbart förändringar i mjukvaran. Eftersom inga väldokumenterade metoder hittades så förkastades denna metod.

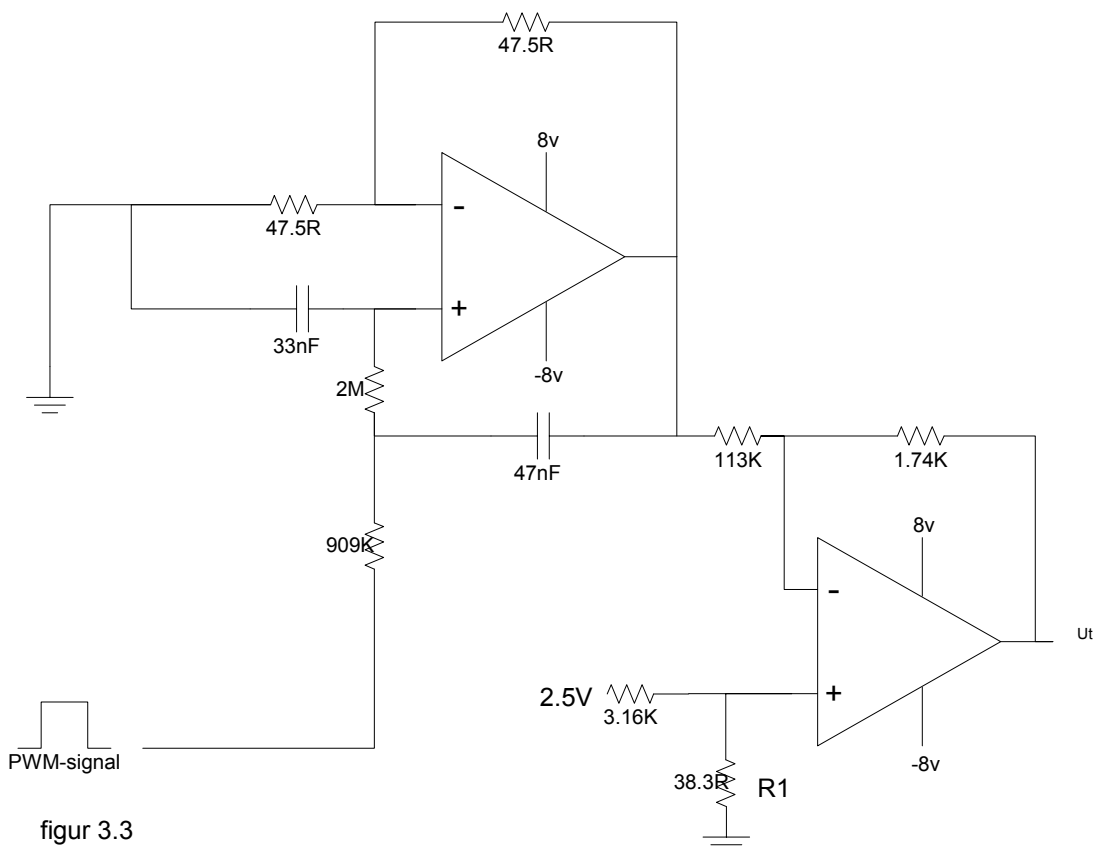
### 3.2.3 Kombinerad metod för signalomvandling

Den metod som valdes i detta arbete var en kombination av förändringar i mjukvaran och en tillhörande hårdvarulösning. När sökandet efter lösningar pågått ett tag bestämdes det att den frekvensmodulerade signalen skulle omformas till en PWM-signal som opererar vid en fast frekvens. På så sätt skulle man kunna styra den till att bli en varierbar likspänning. Användandet av PWM-signaler som en varierbar utsignal för likspänning är en vanlig metod för att få en likspänning som går att styra [10]. Problemet med applikationen AK95S var att spänningen skulle röra sig inom ett litet intervall och att spänningen behövde vara filtrerad. Detta gjorde att det behövdes ett lågpassfilter och en förstärkarkrets som kunde styra signalen till rätt nivå.

Den mjukvaruförändring som valdes var att ändra funktionen ”FreqvOut”, som hade till uppgift att läsa av mätvärdet från den senaste mätningen och om den ändrats skulle resultatet sparas i variabeln ”tim2Load” som ett siffervärde mellan 77 och 249. Därefter skulle en beräkning göras på värdet så att det

representerade olika frekvenser. Det var här ändringen gjordes så att talet istället representerade "Duty-tiden" för PWM-signalen. Vad "Duty-tiden" skulle vara berodde på vilken fast frekvens man ställde in.

Hårdvarulösningen som valdes bestod av två op-kopplingar som plockades ur en befintlig koppling från en dialysmaskin. Den första op-kopplingen var ett Sallen Key lågpasfilter som fungerar bra för att minimera ripplet från PWM signalen [2,3]. Därefter satt en differentiaförstärkare som styrde signalen till de rätta värdena (figur 3.3).



figur 3.3

Det fanns ingen dokumentation som visade vid vilken frekvens denna krets opererade vid. Därför byggdes kretsen upp enligt den specifikation som fanns, för att senare kunna testas. Ett första försök gjordes med att testa kretsen som då fanns implementerad i en annan applikation. Tanken var att försöka avläsa frekvensen med en frekvensräknare. Försöket visade inga resultat och därför testades en annan metod där den byggda kretsen sveptes med en funktionsgenerator. En fyrkantvåg på 5 volt topp-till-topp utnyttjades och testet gick ut på att mäta utsignalen på LP-filtret. LP-filtret visade sig vid svepningen börja styra insignalen vid frekvenser runt 6MHz (se appendix A). Det LP-filtret som var uppbyggt visade sig vara designat för en mycket högre frekvens på PWM-signalen än vad PIC-processorn kunde ge. Ett nytt Sallen

Key filter byggdes upp med hjälp av specifikationer från ett designverktyg som Analog Devices tillhandahöll [8]. Vid senare tester med funktionsgenerator började aldrig denna krets att styra upp signalen som var önskvärt. Men det konstaterades att ett Sallen Key lågpasfilter ändå skulle fungera bra för att filtrera signalen.

Den andra delen av kretsen testades genom att byggas upp och svepas av en likspänning från ett nätaggregat. Testet som gjordes på differentialförstärkaren (se appendix B) visade att signalen styrdes inom den önskade gränsen. Signalen varierade mellan +40 mV till -40mV, vilket var mindre än den önskade signalen. För att styra signalen till den önskade bredden om +50 till -50 mV kan resistor R1 i figur 3.3 justeras i värde upp till 64,5 Ohm.

### **3.3 Fas 3**

Under tredje fasen skrevs rapporten och presentationen förbereddes. En del av hårdvarubygget sträckte ut på tiden vilket gjorde att det även utfördes arbete på kretsen i denna fas. Rapporten skrevs och en muntlig presentation förbereddes.

## **4 Sensortekniker**

Denna teoretiska utredning av sensorer försöker inte vara heltäckande. Istället ligger fokus på att redovisa traditionella tekniker samt en del förbättringar som skett inom området under senare år, samt försöka hitta lämpliga metoder för vätskenivåmätning i bubbelfällan.

Det finns idag inga banbrytande teknologier inom sensorer, även den mest avancerade tekniken är ganska mogen säger Hunt i sin recension över sensortekniker [7]. Det betyder dock inte att den tekniska utvecklingen inte går framåt. Tvärtom är området stort och det satsas mycket på utveckling. Fraden [4] menar på att utvecklingen har gjort stora framsteg vad gäller precision, storlek och selektivitet, även priserna har sjunkit.

### **4.1 Val av sensorer**

Det finns ett brett urval av sensorer på marknaden och det är en svår uppgift att hitta rätt bland dessa. När man väljer sensorer för en applikation finns det olika parametrar att ta hänsyn till. Det kan vara bra att ringa in vilka behov man har eftersom utbudet är så stort. Beroende på behovet kan man sedan

bestämma sig för vilka egenskaper sensorn ska ha. I denna del listas olika parametrar som man bör ta hänsyn till.

#### **4.1.1.1 Fysikaliska principer**

Det finns olika fysikaliska principer att utgå ifrån vid val av sensorteknik. Att känna av elektriska fält och laddningar är den fysiskt mest grundläggande formen. Andra principer är avkänning av kapacitiva egenskaper, magnetism, induktion, resistans, piezoelektrisk effekt, pyroelektrisk effekt, hall-effekt, ljudvågor, temperatur och termisk effekt från material samt ljus.

En del av dessa principer lämpar sig bättre för vätskenivåmätning än andra. Några av principerna innebär en indirekt mätning vilket i sin tur kanske påverkar kostnaden för implementationen.

#### **4.1.1.2 Typ av vätska**

En av de viktigaste faktorerna att ta hänsyn till när det gäller nivåmätning är vad vätskan består av. Beroende på vätskans beståndsdelar kan man utesluta eller bestämma sig för att använda vissa metoder. Det kan gälla val som att låta sensorn vara i kontakt med mediet eller ej, vilka indirekta metoder man kan använda, exempelvis: går det att mäta trycket i kammaren för att sedan överföra resultatet till en vätskenivå. Det kan också handla om val som styr hur komplicerad mätningen ska vara. Behövs det en enkel konstruktion som är underhållsfri med t ex en binär givare, eller ska man satsa på en smart mätare som kräver kalibrering men som ger en kontinuerlig och exakt utsignal.

#### **4.1.1.3 Binär eller kontinuerlig givare**

De flesta givare är kontinuerliga vilket betyder att de samlar mätvärden och återger en varierande signal som kan vara digital eller analog. En binär givare kan endast visa två värden, det vill säga på eller av [5].

#### **4.1.1.4 Direkt eller indirekt mätning**

Det är mycket vanligt att använda indirekt mätning då man vill mäta en storhet och mäter en annan, vilken man omvandlar för att få fram sina data. Exempelvis är det möjligt att mäta vätskenivån genom att känna av trycket i kammaren, flödet genom ett rör, kapacitansen i vätskan, resistansen genom vätskan och så vidare.

#### **4.1.1.5 Smarta sensorer**

Begreppet med att kalla vissa sensorer för smarta sensorer är inte helt vedertaget [16], dock finns begreppet definierat enligt IEEE 1451. Med smarta sensorer menar man kortfattat sensorer som har en slags intelligens inbyggd. De kan vara drivna av en mikroprocessor och ha egenskaper som exempelvis

kommunikationsprotokoll och någon sorts diagnostik, vilket gör att underhållskostnaden minskar och att det krävs mindre underhåll.

Det är inom området med smarta sensorer som mycket utveckling sker idag. De grundläggande fysiska principerna för hur man mäter något är väl beprövat men kommunikationen, bearbetningen av mätdata, precisionen och storleken på sensorn blir hela tiden bättre.

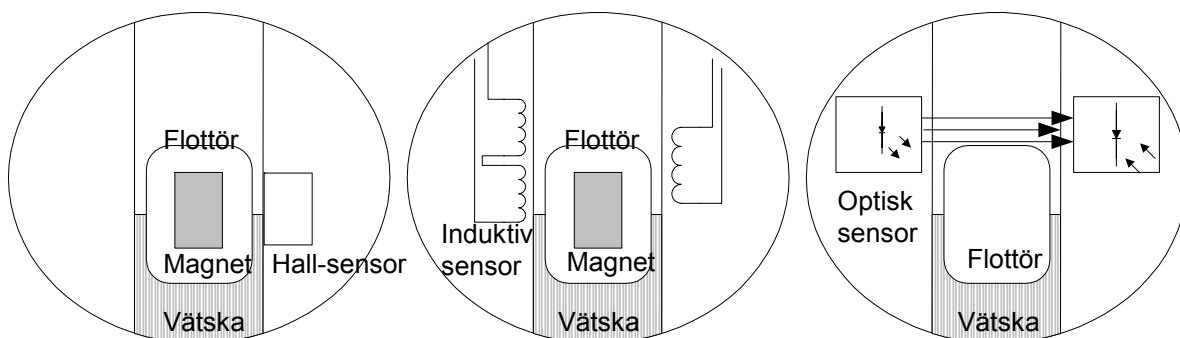
#### **4.1.1.6 Sensormaterial**

Materialet mellan sensorn och den vätska som ska mätas har stor betydelse för resultatet. Silikon är ett användbart material som ofta används tillsammans med sensorer. Materialet tål extrema temperaturskiftningar och har inga piezoelektriska egenskaper[4]. Detta gör att materialet fungerar bra som isolering i ultraljudsapplikationer. Alla plaster bygger på åtta monomerer som kan kombineras i nästan ett oändligt antal kombinationer för att bilda olika plaster. Plasternas olika egenskaper kan till exempel påverka en kapacitiv mätning, där mätning av kapacitans sker på utsidan av behållaren. Hårda och temperaturtåliga plaster görs i en tvåstegsprocess där man först tillverkar plasten och sedan gjuter den, ofta under högt tryck. Epoxy till tryckta kretsar är ett exempel på en sådan termoplast. Andra material som använd inom mätteknik är olika metaller och keramiska material.

Bubbelkammaren är uppbyggd av polypropylen och är testad för att vara motståndskraftig och tålig inom medicinska ändamål. Att denna plast används är därför en förutsättning i letandet efter nya mättekniker. Polypropylen har förutom nämnda egenskaper även god förmåga att släppa genom ljus[4].

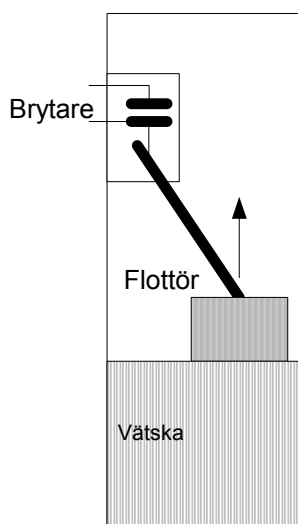
## **4.2 Mätare av flottörtyp**

Nivåmätning med flottör bygger på principen att man har en flytande flottör som på något sätt bryter eller sluter vid olika nivåer. Flottören kan också vara kopplad till en variabel resistor och på så sätt ge en kontinuerlig mätsignal. Vanliga tekniker för att bryta/sluta strömmen är annars magnetbrytare, induktiv brytare eller en optisk brytare (figur 4.0) Den magnetiska brytaren fungerar genom att en magnetisk kärna sitter monterad i flottören och påverkar en hall-sensor. Den induktiva brytaren fungerar genom att flytkroppen innehåller en metall som ger upphov till en induktiv spänning i spolarna. Den optiska brytaren fungerar genom att flottören bryter ljuset.



figur 4.0

Mekaniska flottörgivare kan fungera genom att direkt öppna eller sluta en brytare (figur 4.1). Den kan också påverka en potentiometer och på så sätt ge ett kontinuerligt mätvärde.

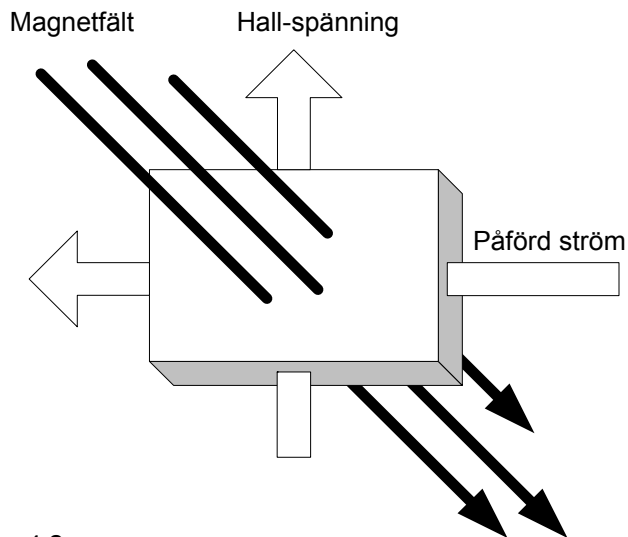


figur 4.1

### 4.3 Hall-sensor

Halleffekten bygger på att man skickar en ström genom ett konduktivt material, som i sin tur ger upphov till en spänning när ett magnetfält påverkar materialet (figur 4.2). Materialet man påför ström kan exempelvis vara silikon.



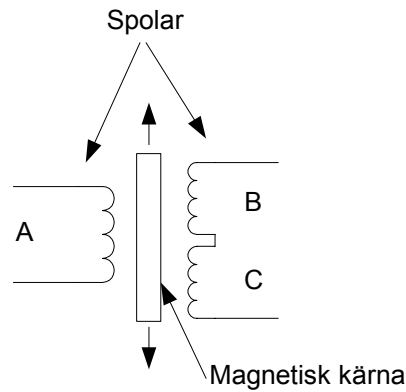


figur 4.2

Att använda sensorer som bygger på Hall-effekten blir allt vanligare [12]. Styrkan i tekniken sitter i att det finns ett så brett användningsområde. Den metod som Pepka beskriver i sin artikel bygger på den metod som beskrivs i kapitel 4.2. En flottör befinner sig i vätskan och inuti flottören sitter en magnet som vid vissa bestämda nivåer passerar hall-sensorerna. Denna teknik är kontaktlös på så sätt att ingen kontakt finns mellan flottör och sensor.

#### 4.4 Induktiv sensor

En fördel med att använda induktiva och magnetiska sensorer är att de penetrerar ej magnetiskt material [4]. Givare som fungerar genom induktion bygger på vetenskapen om Faradays lag. Ett sätt att koppla induktiva spolar är genom linear variable differential transformer, förkortat LVDT. Genom att påföra en referenssignal i spole A (figur 4.3) så elimineras störningar som kan uppkomma i spole B och C. Samtidigt som en sinussignal påföres spole A så påföres en växelström till spole B. Spole B och C är fasvända mot varandra. En ferromagnetisk kärna som är placerad i det magnetiska centrumet kommer då att ge upphov till att Spole C inte ger någon signal ut. När spolen senare förflyttar sig så kommer dock signalen att ändras linjärt med kärnans rörelse [4].



Figur 4.3

## 4.5 Konduktiv sensor

Genom att mäta vätskans elektriska ledningsförmåga är det möjligt att avgöra nivån i behållaren. Givaren passar de vätskor som har en viss konduktivitet. Konduktiviteten mäts enligt SI-systemet i Siemens per meter. Konduktiva sensorer finns både i utförande som har kontakt med vätskan, men också kontaktlös teknik finns.

Den konduktiva metoden används inte så ofta för mätning av vätskenivåer. Det finns därför inte heller så mycket dokumenterat om hur en sådan teknik ska implementeras.

## 4.6 Kapacitiv sensor

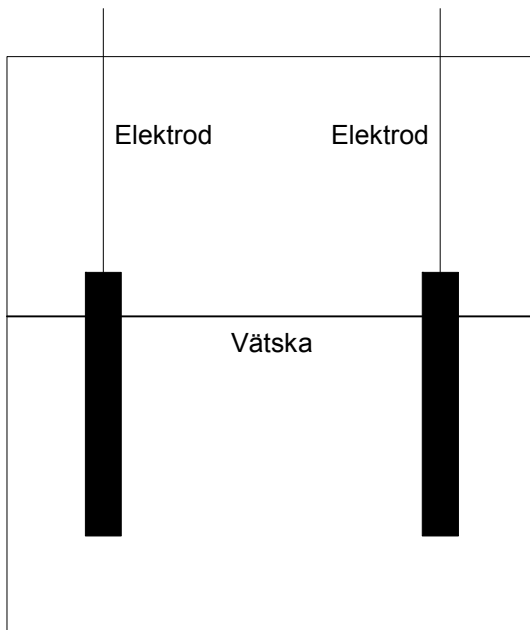
Den kapacitiva sensorn har till skillnad mot den konduktiva en förmåga att känna av icke elektriskt ledande material. Den kan användas till att känna av luftfuktighet och position med sin förmåga som förskjutningssensor. Indirekt kan sensorn som förskjutningssensor användas för att mäta kraft, tryck, temperatur och lämpar sig även bra för vätskenivåmätning.

Den kapacitiva sensorn fungerar genom att det mellan två metallkroppar kan lagras en elektrisk laddning. Man får då en kondensator med en kapacitans som beror på arean av metallkropparna, avståndet mellan kropparna och materialet mellan dem. Olika material har olika värden på dielektricitetskonstanten ( $\epsilon_r$ ). Den allmänna formeln för kapacitans ges av

$$C = \epsilon_r * \epsilon_0 * \frac{A}{d}$$

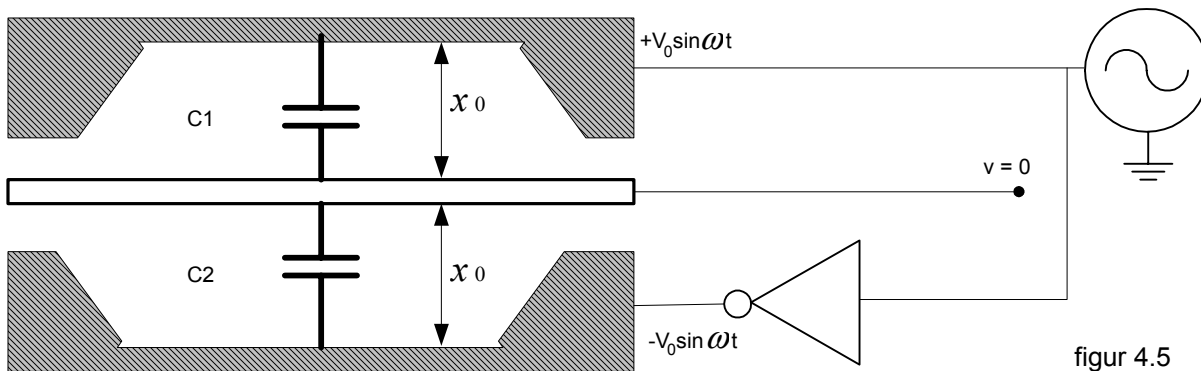
Där C är kapacitansen i Farad,  $\epsilon_r$  är permittiviteten i vakuum,  $\epsilon_0$  är permittiviteten för materialet mellan plattorna och A är arean med avståndet d.

Om man använder kapacitanssensorn i monopolär form så måste mätningen göras genom att stoppa två elektroder i vätskan som ska mätas (figur 4.4). Alternativt kan behållaren utgöra en av elektroderna vilket förutsätter att den är gjord av metall.



figur 4.4

Om mätningen görs med en differentiell metod, det vill säga att man använder två kondensatorer, så öppnas möjligheten upp för mätning utan kontakt med mediet [4]. Grunden för den differentiella metoden fungerar genom att man har tre plattor lika stora till ytan (figur 4.5) med arean  $A$ . Plattorna formar två kondensatorer  $C1$  och  $C2$ . Plattorna matas med var sin sinussignal som är fasvridna 180 grader. Kondensatorerna som bildas blir lika stora om mittenplattan befinner sig mitt emellan dem och den mittersta plattan har knappt någon spänning eftersom strömmen genom  $C1$  och  $C2$  tar ut varandra.



figur 4.5

Om man förskjuter den mittersta plattan med ett avstånd av  $x$  (figur 4.6), resulterar det i att kapacitansen kommer att variera i de båda kondensatorerna med följande ekvation:

$$C1 = \epsilon r \frac{S}{d}, \text{ där } S = \epsilon_0 * A \text{ och } d = x_0 + x$$

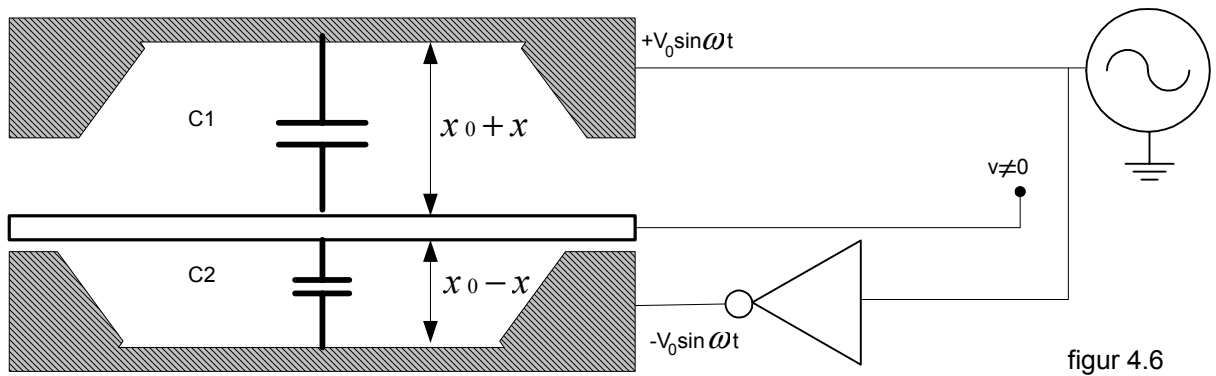
$$C2 = \epsilon r \frac{S}{d}, \text{ där } S = \epsilon_0 * A \text{ och } d = x_0 - x$$

Den mittersta plattans signal kommer då att öka linjärt med förskjutningen och fasen av signalen kommer att vara en indikation på vilket håll förskjutningen sker åt. Utsignalen ges då av:

$$V_{out} = V_0 \left( -\frac{x}{x_0 + x} + \frac{\Delta C}{C} \right)$$

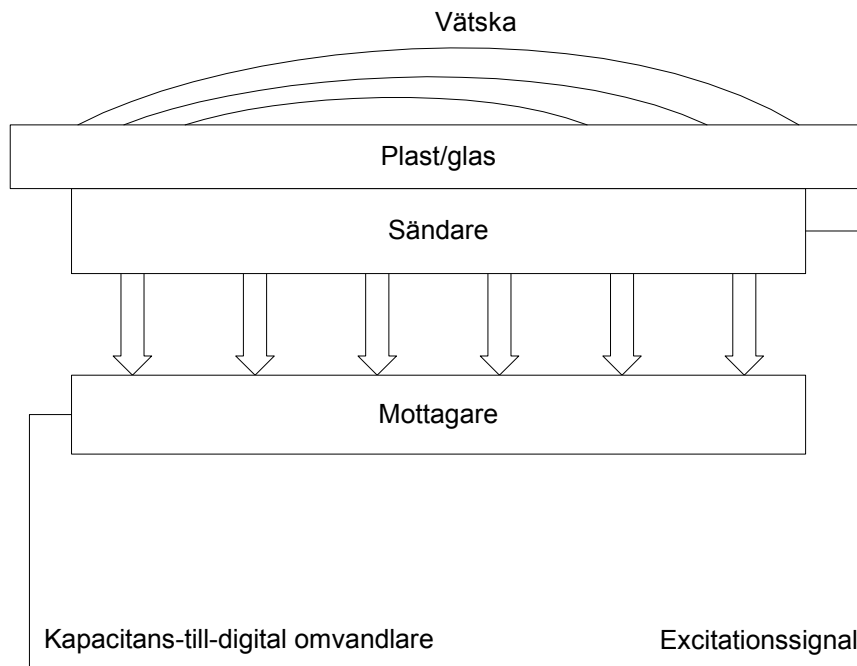
Så länge  $x \ll x_0$  så kan man se utsignalen som en linjär funktion av förskjutningen. I det sista bråket av ekvationen finns det även inbakat ett begynnelsevärde för kapacitansen som orsakas av förskjutningen och störningseffekt på kanterna av plattorna [4].

Ekvationen ovan talar om att kapacitansen av en flat kondensator är omvänt proportionell till avståndet mellan plattorna. Principen för hur den kapacitiva sensorn känner av föremål är att ändra avståndet mellan plattorna, eller att variera närvaron av konduktiva eller dielektriska material. När kapacitansen ändras kan den omvandlas till en elektrisk signal.



figur 4.6

I många praktiska applikationer använder man en monopolär koppling där den ena kondensatorn bildas av den uppkopplade kondensatorn och föremålet som ska mätas bildar den andra (figur 4.7).

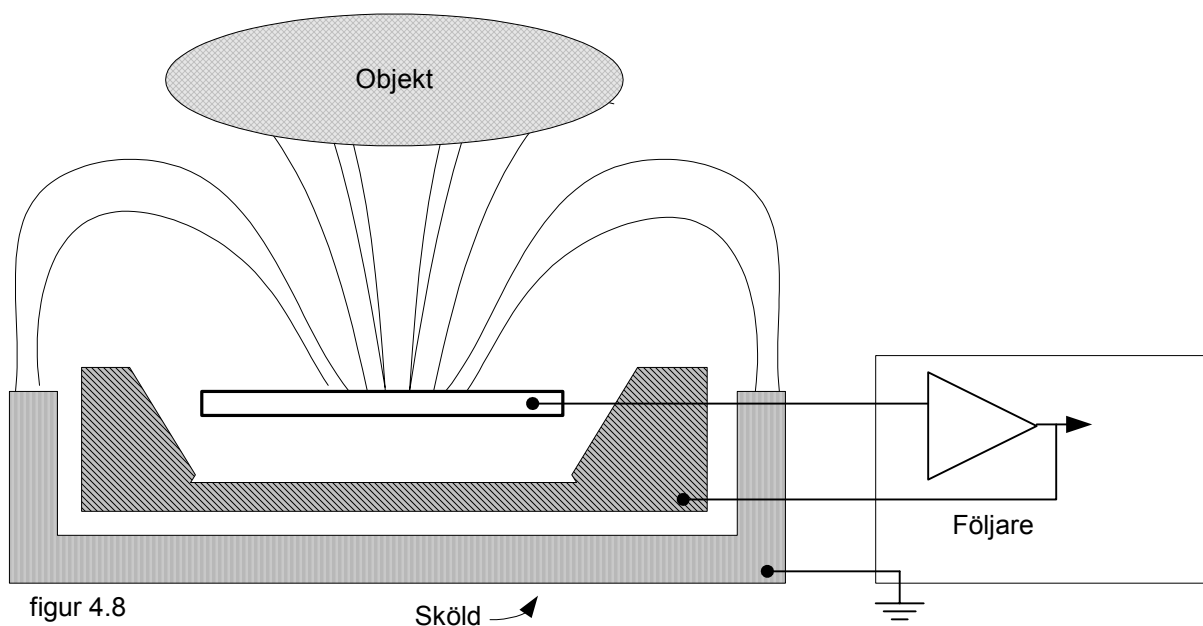


figur 4.7

En typisk kapacitiv sensor arbetar i området 3 MHz och kan detektera snabba förändringar på det mätbara föremålet. En kapacitiv mätare med ett inbyggt interface arbetar i området 40 kHz.

Även objekt som inte är konduktiva kommer att ge utslag på en kapacitiv sensor eftersom de har en viss dielektricitetskonstant som kommer att ändra kapacitansen mellan elektroden och cylindern och i sin tur ge en mätbar utsignal.

För att förbättra selektiviteten och reducera störningar från plattornas kanter så kan den monopolära sensorn bestyckas med en driven sköld (figur 4.8). En sådan sköld sätts runt de sidor som inte ska användas för avkänning och matas med samma spänning som elektroderna. Eftersom skölden och elektroden är i fas och har samma styrka kommer inget elektriskt fält existera mellan dem. Komponenterna bakom skölden kommer då inte att påverka mätningen så mycket.



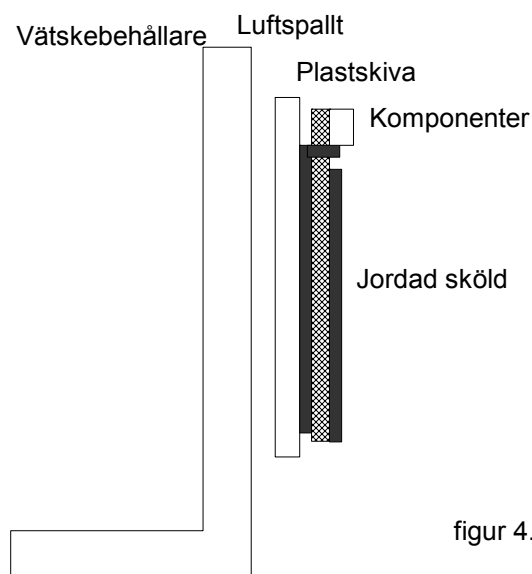
#### 4.6.1 Kapacitiv sensor CDC

Kunskapen om att använda kapacitiva sensorer har funnits länge. Det har dock länge varit svårt att bearbeta den information som en kapacitiv givare ger som utsignal. I och med att mikroprocessorer blir allt mer avancerade har det de senaste åren dykt upp mycket noggranna kapacitiv-till-digitalomvandlare. Analog Devices är ett företag som marknadsför en serie av dessa ”smarta sensorer”, men även en handfull andra företag har liknande lösningar. Kretsarna finns i olika utföranden och är avsedda till lite olika ändamål. Mycket av tekniken handlar om att implementera touchknappar och rörelsesensorer, men även vätskenivåmätning passar utmärkt för denna typ av sensorer [14].

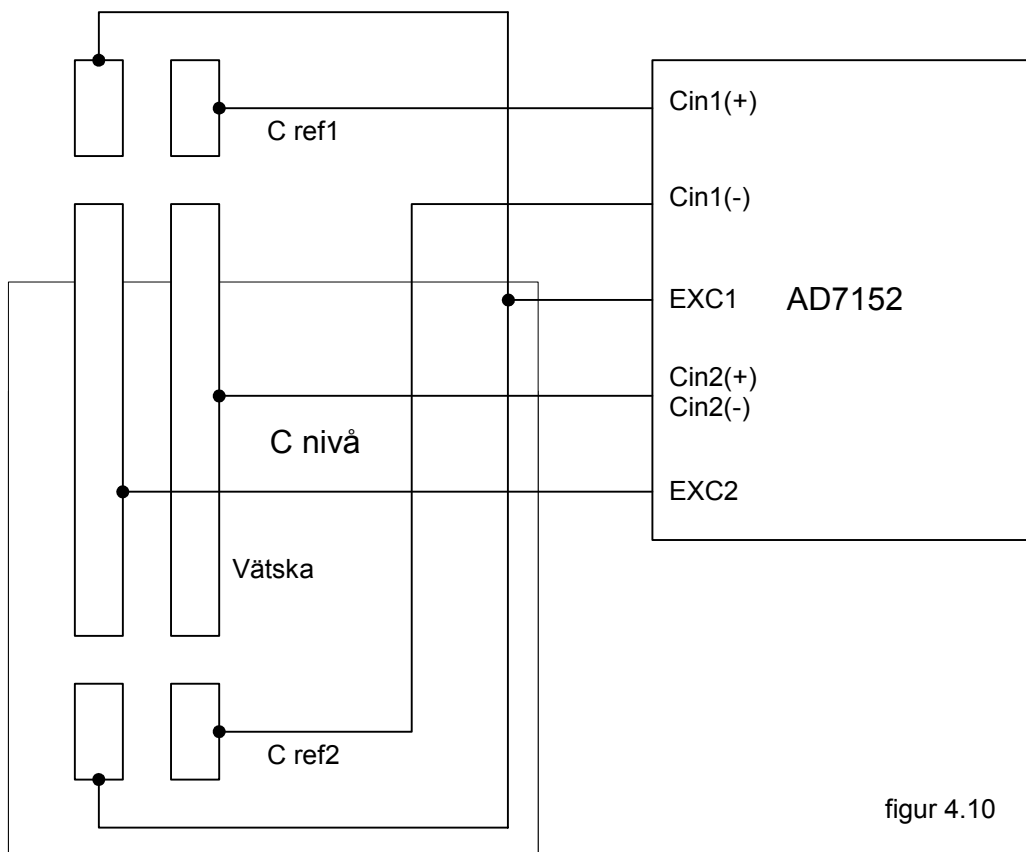
Från Analog Devices finns det kretsar som är speciellt avsedda för vätskenivåmätning AD7152 och AD 7153. De två utföranden är beroende på antalet ingångar. För att koppla den kapacitiva kretsen med två referenssignaler krävs att man använder AD7152 som är den kretsen som har två ingångar. Genom att koppla de elektriskt ledande banorna på utsidan av plastbehållaren kan man kontinuerligt känna av vätskenivån. Att denna metod

fungerar visar ett test som Holger Groethe utfört på Analog Devices och redovisar i sitt dokument ”Evaluation of Capacitive Level Sensing”[6].

Testet gick till så att en vattentank med ca 20 cm höjd fylldes och tömdes med en pump, och man mätte kapacitansen vid tom respektive full tank. Den kapacitiva kretsen som användes vid testet var AD7150 som egentligen är designad för touchknappar och var en föregångare till AD7152. De elektriska probarna utgjordes av 1,5mm PCB men var inte kopplade enligt metoden med två referenser, som dock rekommenderas för att få ett tillförlitligare resultat. Det provades att ändra avståndet mellan plastskivan och behållaren med mellan noll till tre millimeter (figur 4.9). Testresultatet visade att kapacitansen varierade mellan 0,757 och 0,385 pF mellan en tom och full behållare. Det visade sig också att kapacitansen blev något lägre när man ökade avståndet. Vid tre millimeters avstånd blev resultat 0,644 till 0,466 pF.



Att koppla probarna med två referenser (figur 4.10) är att föredra då det kompenserar för ändringar i avståndet samt för temperaturväxlingar.



figur 4.10

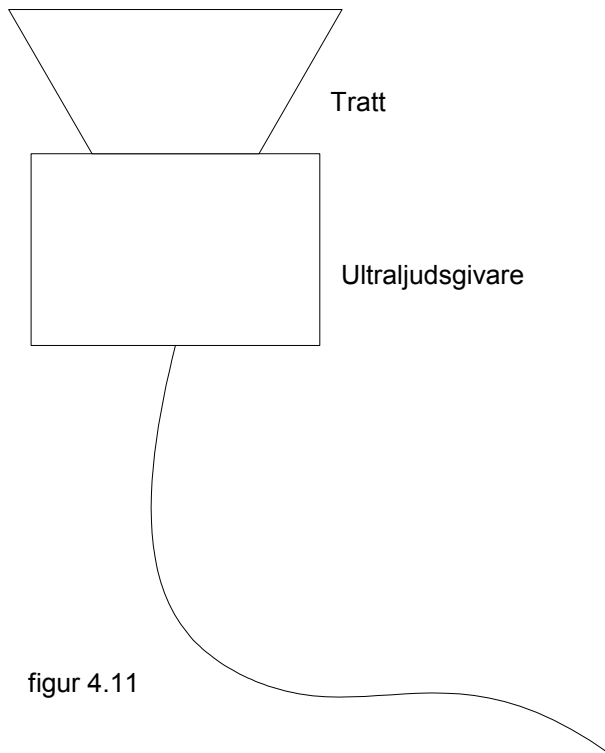
## 4.7 Ultraljudssensor

Ultraljudssensorn är en välbeprövad teknik inom vätskenivåmätning. Den är ofta det självklara valet eftersom det är billigt, ger ett exakt mätvärde, är väl utvecklat och framförallt inte påverkar mediet som mäts.

Anledningen till att ultraljudstekniken är billig beror på att den använder ljudvågor som rör sig relativt långsamt. Detta gör att det inte krävs så höga toleranser i drivutrustningen, vilket håller priserna nere. Ett par nackdelar med tekniken är att vågorna påverkas av temperatur samt är ganska känsliga för det material som det penetrerar, ljudvågen kan studsas på oönskade sätt.

Det finns olika sätt att placera ultraljudsgivaren, vilket har för och nackdelar. Om givaren ska placeras i en cylinder kan den reflekterande signalen ge oönskade ekon. Detta kan kompenseras genom att rikta signalen med en tratt (figur 4.11)[13].

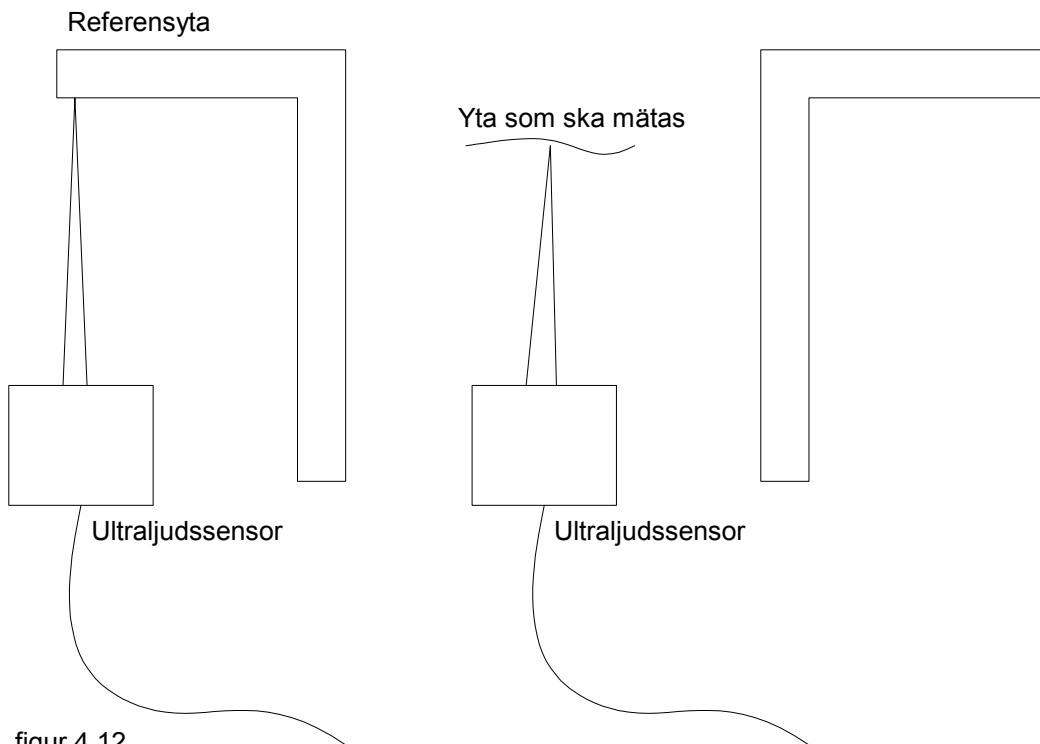




figur 4.11

När man mäter en vätskenivå kan man välja att placera givaren så att ultraljudssignalen går genom vätskan, eller genom den gas som bildas, vilket i fallet med bubbelkammaren betyder att den kan placeras i botten så att ultraljudssignalen går upp genom vätskan och studsar på ytan och tillbaka igen. Man kan också välja att placera givaren i toppen så att ultraljudssignalen går genom gasen som bildats och studsar på ytan upp tillbaka igen.

En metod som kan användas för att kompensera eventuella mätfel som uppkommer när temperaturen växlar är att placera en referensyta i bubbelkammaren [1]. Ultraljudsgivaren skickar då först en signal som träffar referensytan. Därefter flyttas referensytan bort och ytan mäts (figur 4.12). Metoden innebär tekniska svårigheter eftersom det blir svårt att ha en flyttbar referensyta inuti bubbelkammaren.



figur 4.12

En ultraljudssensor består av en sändare och en mottagare. Dessa är egentligen beskaffade på samma sätt men med olika funktioner. Funktionerna som sändare respektive mottagare skiljer sig bara åt genom den elektronik som styr dem. Det betyder att man kan använda sig av endast ett piezoelektriskt material som först skickar iväg signalen och sedan väntar och tar emot signalen.

En ultraljudssensor kräver smart-funktionalitet för att fungera. Det betyder att man måste ha någon form av kringutrustning som skickar excitationssignalen, väntar och tar emot ekot, samt räknar fram resultatet och skickar det vidare. För att få ultraljudsgivaren att fungera krävs det oftast ett inbyggt system som i sig kan vara en felkälla, men som också gör att man kan skräddarsy systemet.

## 4.8 Radarsensor

Radartechniken kan fungera på liknande sätt som ultraljudstekniken för att detektera en vätskenivå, med skillnaden att den använder sig av elektromagnetisk strålning.

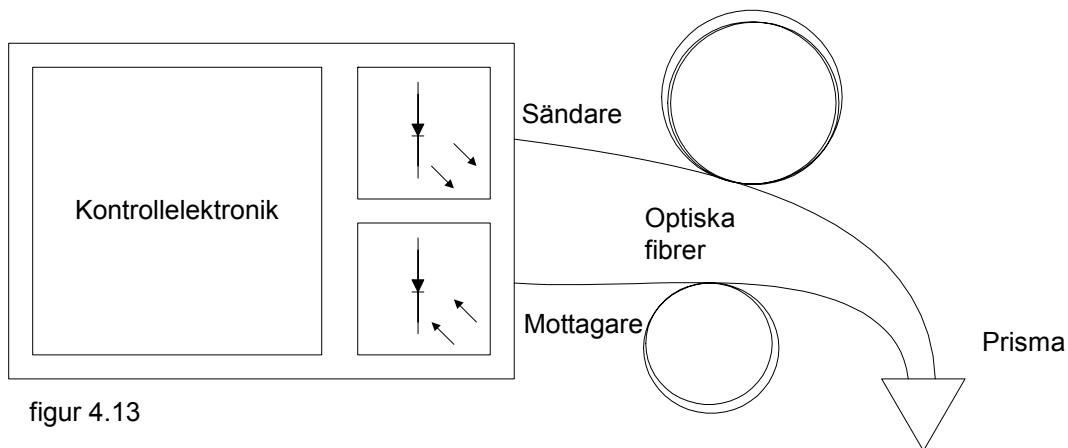
En tillgänglig teknik för nivåmätning med radarsensorn är MIR, Micropower Impuls Radar. Tekniken bygger på att korta radiovågspulser sänds ut och reflekteras mot en yta. Ekot tas därefter emot och tiden det tog för signalen beräknar nivån av vätskan. Tidpunkten för när pulsen ska skickas iväg styrs av

slumpen och när en signal skickas iväg väntar mottagaren bara en bestämd tid på svarpulsen. Detta gör att flera sensorer kan mäta utan att störa varandra. Tekniken förbrukar lite energi, är billig och fungerar bra vid mätning på korta avstånd[4].

#### 4.9 Optisk sensor

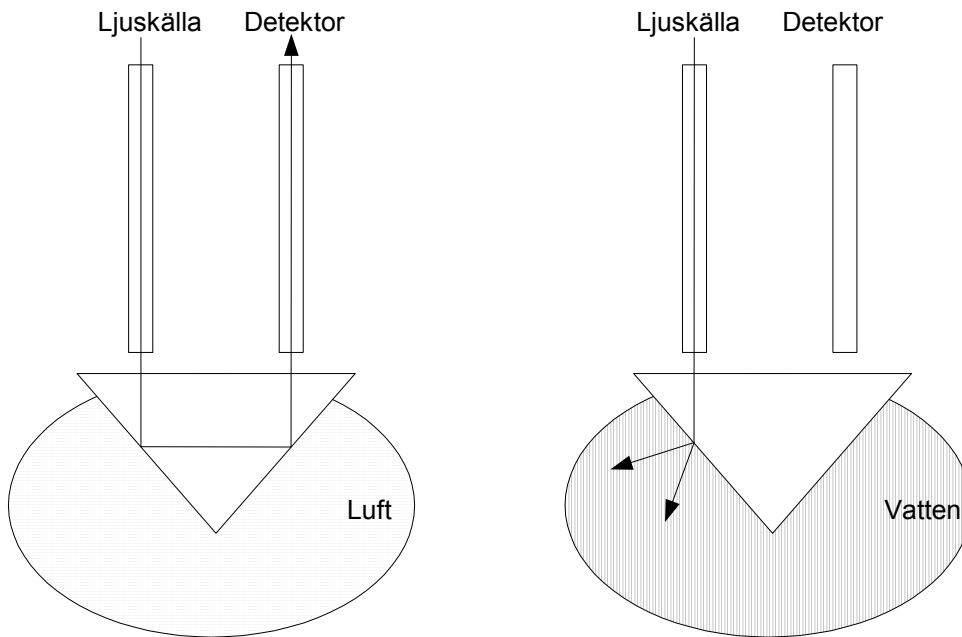
Optiska sensorer har länge använts för vätskenivåmätning och passar bra för ändamålet [9]. Tekniken bygger på givare som använder elektromagnetisk strålning för detektion. När man pratar om optiska sensorer är det våglängder från ultraviolett till infrarött man syftar till [4]. Både laserljus och vanligt ljus kan användas till dessa brytare.

Ofta används en teknik med fiberoptik för att transportera ljuset fram till prisma (figur 4.13).



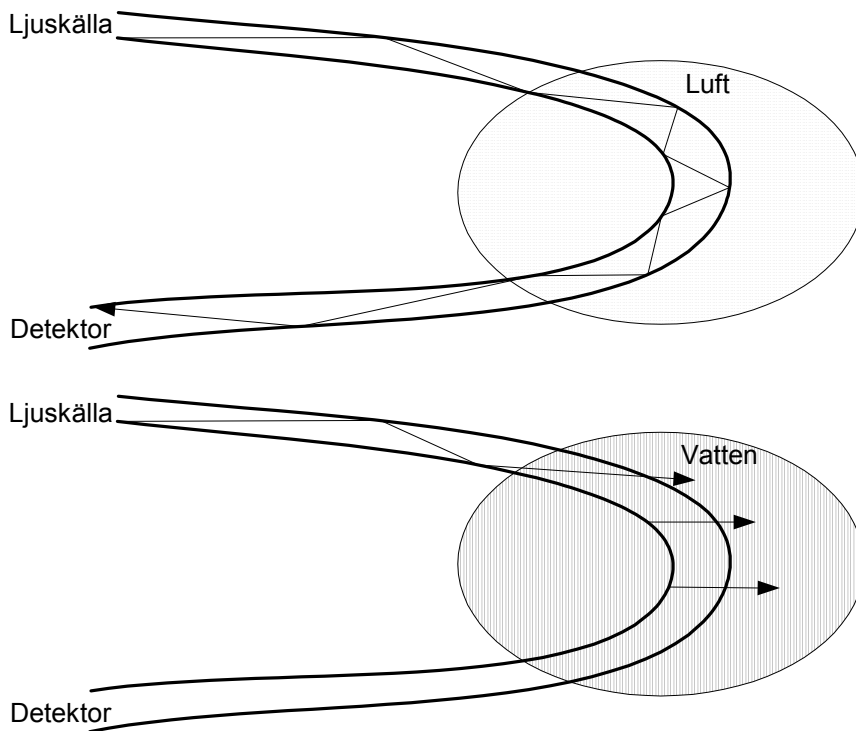
figur 4.13

Tekniken med att använda ett prisma fungerar som en binär givare. När vätskan kommer i kontakt med prisma bryts strålen annorlunda och vätskenivån detekteras därigenom (figur 4.14). De nackdelar som finns med denna metod är att det kan bildas avlagringar på prismans yta samt att vätska och bubblor kan finnas på ytan och påverka mätningen.



figur 4.14

Tekniken kan också fungera genom en fiberoptisk kabel. Ljuset transporteras genom kabeln och bryts av beroende på om vätska finns på ytan eller ej (figur 4.15).



figur 4.15

## 5 Resultat

I detta kapitel diskuteras de resultat som rapporten presenterar. Resultat erhöles både vid den teoretiska studien och vid det praktiska arbetet.

### 5.1 Teoretisk undersökning

Utifrån den teoretiska undersökningens insamlade stoff kom undersökningen fram till metoder för mätning av vätskenivån som var mer lämpade än andra.

#### 5.1.1 Kapacitiv givare

Den kapacitiva metoden med en bipolär sensor som kopplats enligt metoden att använda två referenser var den mest intressanta lösningen som studerades i detta examensarbete. Kretsen AD7152 var en helt ny krets som designats för ändamålet att mäta vätskenivåer med en teknik som funnits länge. Genom att använda AD7152 gör man implementationen så enkel som möjlig, eftersom det finns en färdig utvärderingskrets med ett USB-gränssnitt och program för vanlig PC. Kretsen visade i tester att den skulle kunna fungera genom att man fäster kopparbanor som etsats fram från ett kretskort, direkt mot bubbelkammarens utsida. Nackdelen med denna metod är att det krävs arbete med implementation och tester innan den kan realiseras.

#### 5.1.2 Ultraljudsgivare

Ultraljudsmätaren visade sig vara en teknik som kan fungera bra för mätning i kammaren. Enligt studien av Vargas [15] var det en pålitlig metod för mätning av vätskenivåer och en metod att föredra framför laser och radar. De nackdelar som finns med metoden är att varierande temperatur och bubblor trots allt kan påverka resultatet [13]. För att implementera ultraljudsgivaren i AK95S kommer det att krävas fler tester i realistisk miljö innan man kan vara säker på funktionen.

#### 5.1.3 Optisk givare

Den optiska givaren mäter visserligen utan att ha kontakt med mediet, men är beroende av att det inte bildas avlagringar eller partiklar i vätskan. Eftersom avlagringar kan fastna på plastens yta så kan tekniken kräva underhåll. Att implementera en optisk sensor kan vara ett alternativ till ultraljud men vid användandet av primatekniken mister man fördelarna som ett kontinuerligt mätvärde ger.

#### 5.1.4 Övriga metoder

De metoder som använder sig av en form av flottör i vätskan som med någon teknik detekteras på utsidan ansågs i detta arbete vara mindre lämpliga

metoder, eftersom det var från denna teknik man ville gå. Exempel på tekniker som använder sig av denna mätteknik är den induktiva sensorn, hall-givare och även vissa optiska sensorer.

Den metod som bygger på radartekniken kan vara ett alternativ till ultraljudsmätaren. Detta arbete har inte tittat på någon applikation som kan ersätta den befintliga ultraljudsmätaren eftersom det inte hittats någon sådan.

## **5.2 Signalanpassning**

Signalanpassningen gjordes utifrån de förutsättningar som gavs i detta projekt. Metoden att ändra mjukvaran tillsammans med en hårdvaruanpassning valdes efter att andra metoder hade uteslutits. Att endast använda en mjukvarulösning var inte tillämpligt då det inte hittades grunder för hur det skulle gå att göra en likspänning endast med mjukvaran. Lösningen med att använda en frekvensomvandlare uteslöts också eftersom den innebar att man inte gjorde någon mjukvaruförändring. Strategin var här att försöka göra så mycket av arbetet i PIC-processorn som möjligt. Vilket skulle innebära att framtagandet av lösningen skulle vara så enkel som möjligt. Därför valdes den kombinerade metoden där PWM-signalen sattes till en fast frekvens, och ett LP-filter samt differentialförstärkare kopplades till.

## **6 Slutsats**

### **6.1 Om projektet**

Att använda ultraljudsgivaren som en vätskenivåmätare i bubbelkammaren visade sig vara en av få pålitliga, enkla och vedertagna metoder som används för vätskenivåmätning utan kontakt med mediet. Den kapacitiva mätaren visade sig dock teoretiskt sett ha färre nackdelar än ultraljudstekniken.

Till ultraljudsteknikens fördel hör att den redan finns implementerad som prototyp i Artis. Men enligt den redovisade muntliga källan i kapitel 4.5.1, går trenden inom industrin mot att man ersätter ultraljudstekniken till kapacitiva givare. Jag anser därför att denna teknik är ett alternativ som kan behöva undersökas vidare även i andra applikationer.

Examensarbetet gav ingen fullt fungerande lösning för implementationen av ultraljudsmätaren. Eftersom vidare tester och en del dimensioneringsarbete kommer att vara nödvändigt. De resultat som jag kom fram till under examensarbetet visar dock att implementationen kan göras. Men för att säkerställa ultraljudsmätarens tillförlitlighet behöver den testas mer i skarp miljö, vilket jag tror är en förutsättning för testernas tillförlitlighet. Under detta projekt fanns det inga resurser för att testa på AK 95 S.

Att vätskan som ska mätas innehåller bubblor ser jag som den största risken med detta projekt. Därför anser jag också att den kapacitiva givaren är den mest lämpliga sensorn till uppgiften. Genom de kapacitiv till digital omvandlare som finns på marknaden idag kan implementationen göras enklare med ett minimum av kringelektronik.

Med vetskap om slutresultatet är det inte uteslutet att man kan använda den rent hårdvarumässiga lösningen som den kallas i kapitel 3.2.1. Eftersom kretsen VFC32 endast kräver ett fåtal kringkomponenter så behöver inte denna lösning vara mer komplicerad att realisera än den valda metoden.

### **6.2 Tankar om examensarbetet**

Arbetet gjordes på Gambro Lundia AB där jag fick en egen plats att jobba på. Det var bra att kunna arbeta ostört och arbetet kändes äkta. All utrustning som behövdes, som exempelvis dator med programvaror fick jag låna och det underlättade min vardag. Jag uppskattade också att mina handledare fanns nära till hands när jag behövde ställa frågor.

Arbetet var det längsta projektet jag gjort i min utbildning och ibland kändes det svårt att hitta vilken riktning jag var på väg mot. Ungefär i mitten av projektet var arbetsuppgifterna inte så många , medan det i slutet blev ganska stressigt. Trots att arbetsbelastningen varierade tyckte jag att planeringen fungerade bra och inga större ändringar behövde göras.



## 7 Referensförteckning

- [1] Akogyeram, Franco – Galazzi, Sandra (2003), *Level measurement with ultrasonic technique*. Master thesis, Blekinge Institute of Technology.
- [2] Blake, Kumen (1996), *Low-Sensitivity, Low pass Filter Design*  
[www.national.com/an/OA/OA-27.pdf](http://www.national.com/an/OA/OA-27.pdf)  
2008-05-17
- [3] Bryant, James M *How a Sigma-Delta ADC Works*  
<http://www.techonline.com/article/showCourse.jhtml?courseID=100152>  
2008-06-27
- [4] Fraden, Jacob (2004), *Handbook of modern sensors Physics, Designs and Applications*. 3:e uppl, AIP-press, NewYork.
- [5] Gram, Lennart – Jubrink, Hans-Gunnar (1996), *Modern Industriell Mätteknik Givare*. 4:e uppl, Bokförlaget Teknikinformation, Linköping
- [6] Grothe Holger, Applications Engineer, Analog Devices, Arrow Components 2008-05-28
- [7] Hunt, James A (2007), Level Sensing of liquids and solids – a review of the technologies. *Sensor Review*, 27, s. 200-206.
- [8] *Interactive Design Tools: OpAmps : Active Filter Synthesis*  
[http://www.analog.com/Analog\\_Root/static/techSupport/designTools/interactiveTools/filter/filter.html](http://www.analog.com/Analog_Root/static/techSupport/designTools/interactiveTools/filter/filter.html) 2008-08-28
- [9] Kersey, Alan D-Dandridge, Anthony (1990), Applications of Fiber-Optic Sensors. *IEEE Transactions on Components, Hybrids, and Manufacturing Technology*, 13, s. 137-143.
- [10] Microchip (2004), *PIC18F2420/2520/4420/4520 Data Sheet*  
[www.datasheetcatalog.org/datasheet2/f/0xwypjaz882icwuhol9cl7exy37y.pdf](http://www.datasheetcatalog.org/datasheet2/f/0xwypjaz882icwuhol9cl7exy37y.pdf)  
2008-08-28
- [11] Palacherla, Amar(1997), *Using PWM to Generate Analog Output*  
[ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/00538c.pdf](http://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/00538c.pdf)  
2008-07-15
- [12] Pepka, G (2007), Position and level sensing using Hall-effect sensing technology. *Sensor Review*, 27, s. 29-34.

[13] Schreiber, Robert (1997) *Implementing Ultrasonic Ranging*.  
[http://www.microchip.com/stellent/idcplg?IdcService=SS\\_GET\\_PAGE&nodeId=1824&appnote=en011066](http://www.microchip.com/stellent/idcplg?IdcService=SS_GET_PAGE&nodeId=1824&appnote=en011066). (2008-04-27)

[14] Tounsi Tammam, Applications Engineer, sensors and high intensity led, Arrow Components, Kista 2008-05-06

[15] Vargas, E – Ceres, R – Martin, J M – Caldéron, L (1997), Ultrasonic sensor for liquid-level inspection in bottles. *Sensors and actuator: international journal devoted to research and development of physical and chemical transducers. A*, 51, s. 256-259.

[16] *What is a smart sensor?*  
<http://resource.controleng.com/article/CA6296119.html> 2008-07-15

## Appendix

### a.

Ordlista	
AK 95 S™	Dialysmaskin
Artis™	Dialysmaskin, tidigare kallad Foxtrot
Bubbelkammare	En kammare som används för att skilja gaser ur vätskan i ett system.
FPGA	Programmerbar logisk krets.
Givare av flottörtyp	En sensor som bygger på tekniken att använda en flytkropp i mätvätskan. Flytkroppen påverkar i sin tur en brytare.
Monopolär form	Endast en, i detta fall en kondensator.
MPLAB IDE	Det utvecklingsverktyg som används för att hantera mjukvaran till Microchips PIC-kretsar.
PCB	Kretskort
PIC18F2420	En programmerbar mikrodator från Microchip. Även kallad PIC, eller PIC-processor.
Ultraljudskristall	Piezoelektriskt material som sänder respektive tar emot ultraljudsvågor.
VFC32	Frekvens till spänningsomvandlare.

### b.

Resultat vid svepning av Sallen Key lågpassfilter. Signalen som påfördes var en fyrkantvåg som varierade mellan -2,5 och +2,5 volt med en frekvens enligt tabellen i intervall om 100 kHz.	
Frekvens, kHz	Uppmätt spänning, volt
6500	7,2
6600	7,2
6700	7,2
6800	7,1
6900	7,0
7000	3,8
7100	1,3
7200	-1,6
7300	-4,8
7400	-7,9
7500	-7,9

Resultat vid svepning av Sallen Key lågpasfilter.  
 Signalen som påfördes var en fyrkantvåg som varierade mellan -2,5 och +2,5 volt med en frekvens enligt tabellen i intervall om 10 kHz.

Frekvens, kHz	Uppmätt spänning, volt
7000	3,8
7010	2,4
7020	2,2
7030	2,0
7040	1,7
7050	1,7
7060	1,4
7070	1,6
7080	1,0
7090	1,3
7100	-0,9

**c.**

Resultat som uppmättes vid svepning av differentialförstärkaren.  
 Insignalen var en likspänning som genererades av en HPE3631A. Utsignalen mättes med en handhållen Fluke 189.

Insignal, volt	Utsignal, millivolt
0,0	36,8
0,5	29,0
1,0	21,0
1,5	13,5
2,0	5,7
2,5	-2,1
3,0	-9,9
3,5	-17,7
4,0	-25,5
4,5	-33,3
5,0	-41,1