



Mätmetoder till laparoskopiska diatermitillbehör

Examensarbete inom högskoleingenjörsprogrammet Elektroingenjör

ALBASYOUNY SHADY
AL-BAYATI AHMED

Institutionen för signaler och system
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg, Sverige, 2015

Förord

Denna rapport handlar om ett examensarbete som är gjort på MTA (Medicin Tekniska Avdelningen) på Östra sjukhuset, Göteborg. Examensarbetet är utfört av studenterna Shady Albasyouny och Ahmed Al-Bayati inom högskoleingenjörsprogrammet elektroingenjör på Chalmers tekniska högskolan, Göteborg.

Rapporten nedan sammanfattar tio arbetsveckor som syftade till att finna en testmetod till defekt på diatermi laparoskopiska tillbehör. Projektet ägde rum i våren 2015 och omfattade 15 högskolepoäng. Examinatorn är Morgan Osbeck och Manne Stenberg har varit handledaren på Chalmers.

Tack till handledaren Benny Stenberg och medicintekniska ingenjören Mattias Jardeby på MTA, Östrasjukhus för deras givande stöd och tips under arbetsgången samt forskningsingenjören på Chalmers, Sakib Sisteck för visat engagemang. Ett speciellt tack till handledaren Manne Stenberg för den sensationella vägledningen i form av idéer, förklaringar och hänvisningar som bidrog till en effektivare tidsplanering och lättare målsättning.

Sammanfattning

Diatermi är en elektrokirurgisk apparat som används ständigt vid olika typer av kirurgiska operationer bland annat laparoskopiska operationer. Laparoscopi är ett kirurgiskt begrepp som står för titthålsoperation. Diatermiapparaten genererar växelström med hög frekvens för att skära vävnad, stilla blödningar etc. På laparoskopiska operationer används tillbehör genom vilka växelströmmen flödar till avsedd vävnad i en patientens kropp.

Med frekvent användning utsätts laparoskopiska tillbehör för slitage, oftast glapp vilket skapar irriterande situationer under operationsgången. Dessutom kan slitage leda till läckströmmar i tillbehören vilket kan ge upphov till brännskador på patienten.

I samband med ovan nämnda problem uppstår ett behov till en testmetod som kan undersöka tillbehören innan de används på operationer och därmed blir risken mindre. I rapporten beskrivs en arbetsprocess som kartlägger problemet samt presenterar nuvarande testmetoder som används utav MTA och diskuterar dess för- och nackdelar. Till följd därav ges förslag på utveckling på dessa metoder. Dessutom presenterar rapporten en färdig testad funktionsmodell som detekterar glapp på tillbehör på ett effektivt sätt. Därmed introduceras en prototyp till en testbox.

Abstract

Diathermy is an electrosurgical device that is used constantly at different types of surgical operations including laparoscopic operations. Laparoscopy is a surgical term for keyhole surgery. The diathermy generates alternating current of high frequency to cut tissue, still bleeding etc. In laparoscopic surgeries, equipment are used through which the alternating current flows to the targeted tissue in a patient's body.

By frequent consumption the equipment could damage and therefor stop leading the current which creates stress situations during the operation. Even current leakage occurs sometimes, which in turn causes burns on the patient.

In connection with the above-mentioned problems, a need arises for a test method that can examine the equipment before they are used on operations and thus the risk reduces. The report describes a work process that maps the problem and presents current testing methods used by the medical technical department at Östra hospital, Gothenburg, as it discusses their advantages and disadvantages. As a result, suggestions have been made for the development of these methods. In addition, the report presents a complete tested function model that involves an electric circuit that detects looseness of equipment effectively. Thereby a prototype of a test box is introduced.

Innehållsförteckning

<i>Förord</i>	1
<i>Sammanfattning</i>	2
<i>Abstract</i>	3
<i>Innehållsförteckning</i>	4
<i>Beteckningar</i>	6
<i>1. Inledning</i>	7
1.1. <i>Bakgrund</i>	7
1.2. <i>Problem beskrivning</i>	7
1.3. <i>Syfte</i>	8
1.4. <i>Mål</i>	8
1.5. <i>Avgränsningar</i>	8
<i>2. Systembeskrivning och teknisk bakgrund</i>	9
2.1. <i>Diatermi</i>	9
2.2. <i>Värmegenerering</i>	9
2.3. <i>Funktionslägen och kopplingar</i>	10
2.3.1. <i>Monopolära lägen och monopolär koppling</i>	11
2.3.2. <i>Bipolära lägen och bipolär koppling</i>	12
2.4. <i>Systemstandarder</i>	13
2.5. <i>Aktuella mätmetoder</i>	13
2.5.1. <i>Multimeter</i>	13
2.5.2. <i>Electrosurgical analyzer</i>	14
2.5.3. <i>Isolationstest/Läckströmmar</i>	14
<i>3. Metod</i>	16
<i>4. Genomförande</i>	17
4.1. <i>Förhandsinläring</i>	17
4.2. <i>Uppbyggnad av en ny testbox</i>	17
4.3. <i>Vägen till en slutkrets</i>	18
4.3.1. <i>Förbestämda krav på kretsen</i>	20

4.3.2.	<i>Slutkretsen</i>	20
4.3.3.	<i>Last och spänningsdelare</i>	22
4.3.4.	<i>Halvvågsl riktare</i>	24
4.3.5.	<i>Aktiv låg-pass filter</i>	25
4.3.6.	<i>Komparator</i>	28
4.3.7.	<i>Anslutning av "diatermi och tillbehör" med hjälp av LT-Spice</i>	34
4.4.	<i>Förslag på mätmetoder</i>	39
4.4.1.	<i>Säkerhetsutökning på nuvarande isolationstestmetod</i>	39
4.4.2.	<i>Ytjämnhetsmätare</i>	39
4.4.3.	<i>Förslag på utveckling till testboxen</i>	40
4.5.	<i>Livslängdsbestämning på diatermitillbehör</i>	41
5.	<i>Resultat</i>	42
5.1.	<i>En färdig prototyp till en testbox</i>	42
5.2.	<i>Resultat av livslängdsbestämningen</i>	48
6.	<i>Diskussion</i>	52
7.	<i>Referenser</i>	53

Beteckningar

Term/akronym	Beskrivning
CE-märke	Certifieringsmärke som står för ” <i>Conformité Européenne</i> ”
Covidien	MTP tillverkare
Cysta	Vätskefylld blåsa som kan uppkomma i många av kroppens organ
Dehydrering	Vävnadsuttorkning
Diatermi	En elektrokirurgisk apparat
Koagulera	Stelna blod
Laparoskopi	Ett kirurgiskt begrepp som står för titthålsoperationer
LTSpice	Simuleringsprogram
MTA	Medicintekniska avdelningen
MTP	Medicintekniska produkter
Nekros	Sjuklig cell- och vävnadsdöd i en organism

1. Inledning

Detta avsnitt presenterar problemet efter en kortfattad bakgrund om problemets ursprung. Dessutom ger avsnittet en redogörelse om målsättningen och syftet med projektet.

1.1. Bakgrund

I och med att patientsäkerhet är ett centralt ärende inom samtliga medicinska behandlingar är det essentiellt att alla MTP (medicintekniska produkter) ska tillgodose säkerhetskrav. Säkerhetsregler är förbestämda internationellt av EU-direktiv och omskrivna lokalt av ett visst anmält organ. Säkerhetskraven syftar till att minska risken som patienten kan utsättas för. MTA (medicintekniska avdelningen) på Östra sjukhuset har uppgiften att utföra kontinuerlig kontroll på olika MTP.

Diatermi kan vara ett riskfullt instrument för patienten under behandlingen. Att undersöka funktionaliteten på diatermitillbehör innan de sätts i bruk är viktigt dels för patienternas säkerhet och dels för att bli säker på att de har normal funktion vilket dessutom hjälper till att undvika oförväntade fel under operationsgången. Därför behandlar examensarbetet i stort sett säkerheten på tillbehören genom att utveckla en metod för att undersöka funktionaliteten och upptäcka glapp som kan vara irriterande för läkarna.

1.2. Problem beskrivning

Under en operation utsätts patienten för en risk på grund av att ett tillbehör kan efter ett antal användningar få slitage vilket kan orsaka glapp i tillbehöret eller att tillbehöret läcker ström. En laparoskopisk operation utförs via kamerabild och genomslag i ett tillbehör kan vara utanför kamerans räckhåll under operationsgången vilket kan leda till oupptäckta allvarliga brännskador på patienten. Ett av de vanliga problem är att läkaren under operationen inte får fram önskad ström eller inte får signal alls vilket kan leda till oundvikliga stressituationer.

Att få fram ett samband mellan slitagerutin och antal användningar eller användningsperiod är dessutom en central fråga. Hur testas tillbehören, hur ofta de borde testas, vem utför testarbetet och hur mycket arbetstid testprocessen tar, behöver diskuteras i form av överenskommelse mellan MTA och sjukvården på Östrasjukhus och vilka testutrustningar som ska användas.

1.3. Syfte

Projektet syftar till att utveckla eller komma på en enkel testmetod att detektera glapp. Projektet avser därtill att genom periodiska mätningar åstadkomma ett förslag på ett slitagediagram och en metod på hur man mäter slitage.

1.4. Mål

Efter en klar undersökning och noggrann utredning av problemet bestämdes ett mål för hela projektet som kan sammanfattas i att framställa en testbox som kan hjälpa MTA på östrasjukhus att undersöka de laparskopiska tillbehörens förmåga att leverera ström. Genom en diskussion med MTA ställdes några krav på testboxen. Den ska konstrueras med hänsyn till olika aspekter bland annat grundläggande krav på säkerhet, ekonomiaspekter, flexibilitet, enkelhet, etc.

1.5. Avgränsningar

Detta projekt inriktar sig till att detektera signalavbrott på samtliga bipolära och monopolära laporoskopiska tillbehör som används både på kvinno-, central- och barnkliniken. Alltså tillbehör som används vid öppen kirurgi och engångs material kommer inte att ingå i testprocessen.

2. Systembeskrivning och teknisk bakgrund

2.1. Diatermi

Diatermi är ett elektrokirurgiskt instrument som används till olika typer av behandlingar och operationer bland annat laparoskopiska operationer. Diatermi genererar elektrisk ström med hög frekvens 300 till 3000 kHz [1][2]. Denna genererade ström ger upphov till uppvärmning när den passerar en vävnad, där man med hjälp av laparoskopiska tillbehör som kopplas till diatermin kan använda denna värme till att skära eller döda vävnad eller stilla blodflöde i kroppen [3].

Namnet är tolkat från latinskt språk (Dia betyder genom och Therma betyder värme) dvs. genom värme. Instrumentet utvecklades av W.T. Bovie i slutet av 1920-talet och sedan 1950 togs i bruk. Apparaten är effektiv i behandlingen men kan orsaka brännskada eller störning vid felaktig användning [2][4].

2.2. Värmegenerering

Vid elektrokirurgi används växelström med hög frekvens (minst 300kHz). Skulle växelström med lägre frekvenser användas kan nerver och muskler förstöras och likströmmar orsakar problem med elektrolys [6]. En så högfrekvens aktiverar den kapacitiva ledningsförmågan i kretsen och därmed leds strömmen genom kroppen kapacitivt vilket gör att strömmen tar andra vägar än den tilltänkta. Däremot är den kapacitiva ledningsförmågan liten jämfört med den resistiva med tanke på en väl sluten krets [3].

För att förstå uppvärmningsprocessen krävs uppfattning om hur kroppens vävnad reagerar på inmatad ström. En vävnad betraktas som ett resistivt medium när den passerar av en växelström med högfrekvens vilket gör att den elektriska energin konverteras till värme. Medan vävnaden värms, inträffar nekros, protein koagulation och dehydrering successivt. Vävnaden blir nekros efter 7 timmar vid 44 °C och redan efter 1s vid 70 °C. Matas vävnaden med tillräcklig effekt avdunstar halten av vattnet inne i vävnaden ögonblickligt vilket leder till att cellväggarna exploderar. Detta beskriver i princip mekanismen till skärningsprocessen [5].

Följande ekvationer beskriver hur strömmen leds i en kropp (cheng1989) [7]:

$$J = \sigma E = -\sigma \nabla V, \quad (\text{A/m}^2) \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \sigma \nabla V = 0, \quad (\text{A/m}^3) \quad (2)$$

$$J = \text{Strömtäthet} \quad (\text{A/m}^2)$$

$$E = \text{Elektrisk fält} \quad (\text{V/m})$$

$$\sigma = \text{Elektrisk konduktivitet} \quad (\text{S/m eller } \Omega^{-1}\text{m}^{-1})$$

$$V = \text{Elektrisk potential} \quad (\text{V})$$

Ekvation (2) medför att all ström som flödar in måste flöda ut ur varje delvolym i kroppen.

Hur värmeutvecklingen uppstår på grund av strömmen beskrivs i följande ekvation:

$$Q = J \cdot E = \sigma(\nabla V)^2, \quad (\text{W/m}^3) \quad (3)$$

Q = Effekttäthet.

I jämförelse med Joules lag:

$$P = U \cdot I = U^2/R = I^2 \cdot R, \quad (\text{W}) \quad (4)$$

P = Effekt (W)

U = Spänning (V)

I = Ström (A)

R = Resistans (Ω)

$R \propto 1/\sigma$

Detta visar att värmeutvecklingen är proportionell mot elektriska fältet i kvadrat. Dvs. där elektriska fältet är starkast utvecklas mest värme.

Bortsett från vävnadens värmekonduktivitet kan effekten som genereras per vävnadsvolymenhet även uttryckas av följande ekvation:

$$P_{v\ddot{a}v} = (I/A)^2 \cdot r, \quad (\text{W/m}^3)$$

r = Vävnad resistivitet (Ωm)

A = Vävnad area (m^2)

Producerat värme ökar per tidsenhet och värmeökningen är proportionell mot effekt per volymenhet.

$$T = K \cdot P_{v\ddot{a}v} = K \cdot (I/A)^2 \cdot r, \quad (\text{K/s})$$

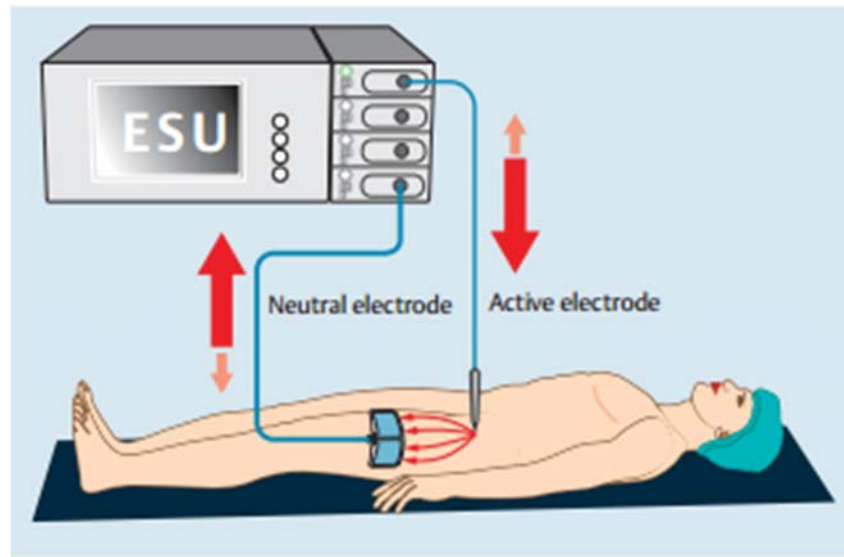
K är konstant.

2.3. Funktionslägen och kopplingar

En diatermiapparat kan generera olika varianter av elektriska strömtyper som utför olika syften. Dessa varianter presenteras som funktionslägen (Eng. modes) i diatermiapparaten. Namnet på varje funktionsläge varierar från tillverkare till en annan. Funktionslägen är antingen bipolära eller monopolära. Här kommer dessa lägen att presenteras enligt tillverkaren Covidien standarder [5].

2.3.1. Monopolära lägen och monopolär koppling

I monopolär koppling flödar ström från en aktiv elektrod till önskad biologiska vävnaden genom patientkroppen som sedan förs genom en neutralelektrod tillbaka till diatermiapparaten (figur 1). I monopolär används funktioner eller metoder baserad på signaltyp och behandlingssyfte [5][8].



Figur 1: Monopolär koppling [12]

- Cut Modes

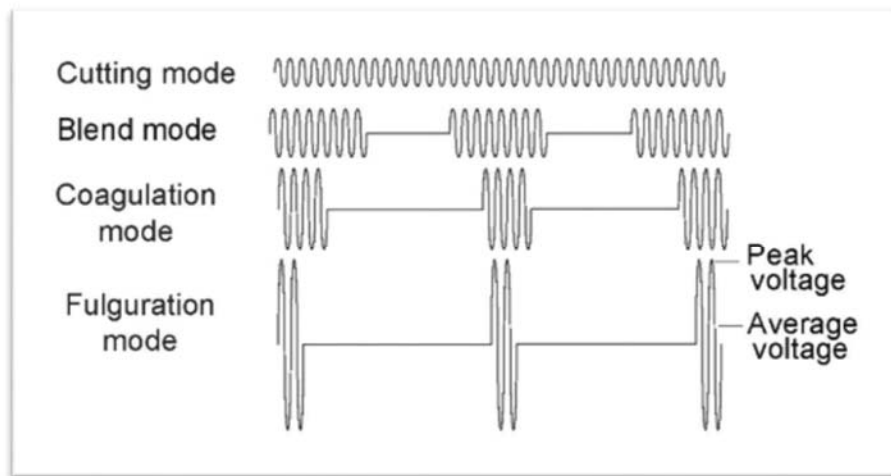
I denna metod genereras en ren sinus ström som tillhandhåller den maximala output effekten från instrumentet (1 - 300 W). Skärning metoden inkluderar två lägen (figur 2):

- Pure: Ren skärning har noggranna snitt i alla vävnads typer, Duty Cycle [N/A].
- Blend: Blandad strömtyp har en långsammare snitt, kan stilla blodet, Duty Cycle [50%].

- Coag Modes

Till skillnad från Cut Modes genereras här lägre output effekt (1 - 120 W). Den används med huvud syfte att "torra" eller stilla vävnad genom att uppvärma vävnaden resistivt. Koagulationsmetoden har två lägen (figur 2) [9]:

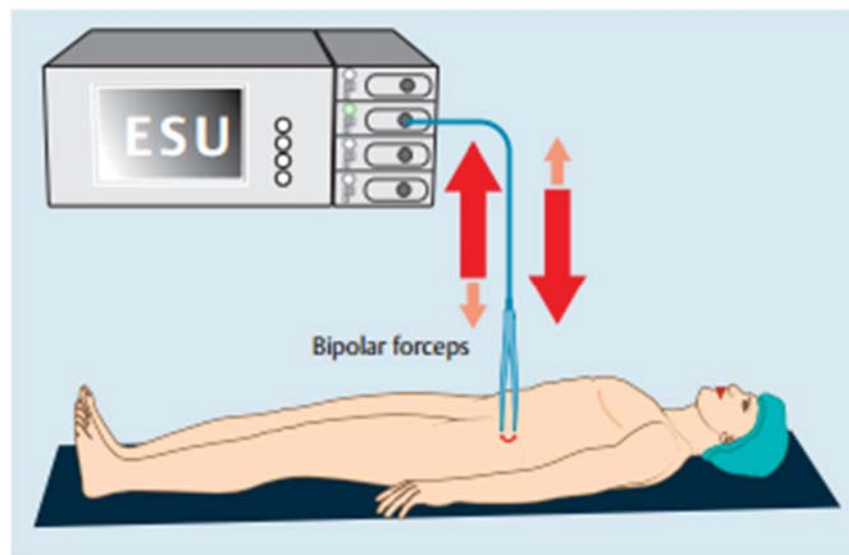
- Fulgurate: Här koaguleras vävnad med hjälp av skapade gnistor från den aktiva elektroden genom luften till patientens vävnad. Duty Cycle [6.5%].
- Spray: Skapar bredare fulguration. Duty Cycle [4.6%].



Figur 2: Monopolära funktionslägen [13]

2.3.2. Bipolära lägen och bipolär koppling

Vid den bipolära metoden används laparoskopiska tillbehör som innehåller endast aktiva två poler eller elektroder som är ganska nära placerade till varandra. Principen är att elektriska strömmen flödar från den ena elektrodendän genom den avsedda vävnaden till den andra elektroden (figur 3) [5][8].



Figur 3: Bipolär koppling [12]

Bipolära funktioner genererar effekterna (1 - 95 W) och inkluderar tre modes enligt följande:

- Low: Levererar noggrann och fin kontroll av vävnadstorkning.
- Standard: Konventionell bipolär output vid lägre spänning.
- Macro: Macro bipolär gör effekten konstant över ett brett område av vävnadstyper [9].

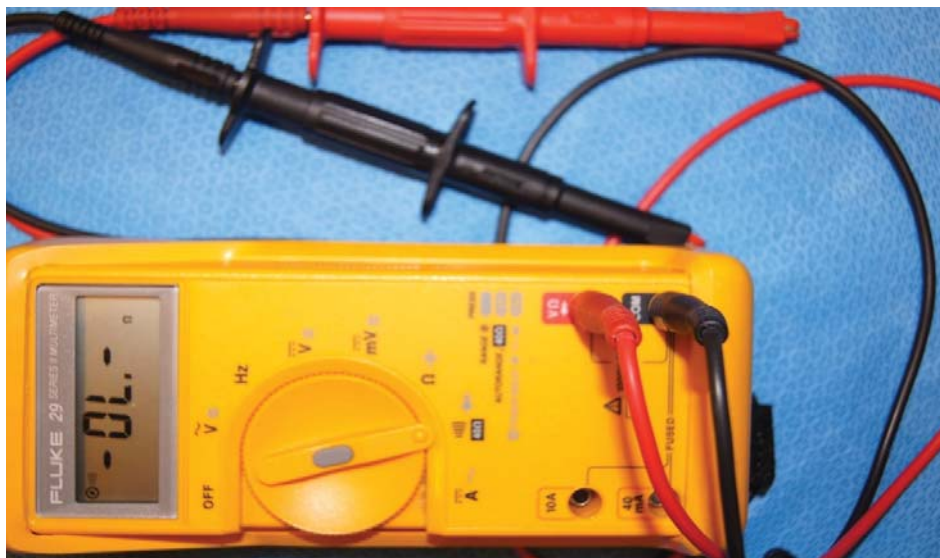
2.4. Systemstandarder

Standarder omfattar alla regler som instrument skall uppfylla. Standarder är bestämda av europiska kommissionen och används av ett anmält kontrollorgan till att få ett instrument CE-märkt. Vi använde oss av standarden SS_EN_IEC 60601-2-2 som innehåller fordringar på kirurgiska diatermiapparater och tillbehör. Standarden beskriver hur olika funktioner på instrument borde drivas och vilka rimliga värden på resultaten som ska accepteras exempelvis maximal ström och effekt som får flöda genom människans kropp.

2.5. Aktuella mätmetoder

2.5.1. Multimeter

Med en vanlig multimeter (figur 4) kan man undersöka ledningsförmågan i ett tillbehör genom att mäta resistansen mellan sitt ena ende och sitt andra. Att multimetern tutar innebär att motståndet är väldigt litet vilket betyder att ledningsförmågan är bra. Fördelen med denna metod är att den är enkel, snabb, och elektriskt säker. Trots att resultatet talar tydligt om att polerna leder eller inte, kvarstår den kritiska frågan om att vad som egentligen är ett bra resultat, dvs. hur låg resistans är bra vilket gör att ingen säker slutsats kan dras.



Figur 4: Multimeter inställd på ljud funktion

2.5.2. Electrosurgical analyzer

Electrosurgical analyzer (figur 5) är ett instrument som mäter effekt, spänning och ström med möjlighet till att välja last resistans vilket gör att den kan anpassas till olika lägen på en diatermi (bipolär, monopolär cut och coag). Fördelen med detta instrument är dessutom att det visar hur mycket effekt som egentligen kommer fram i jämförelse med inställd effekt på diatermin vilket gör att ett noggrant resultat kan nås som i sin tur leder till en säker slutsats. Nackdelen med denna metod är att den måste utföras utav en tekniker som kan läsa och utvärdera mätvärden vilket gör att den inte blir till en flexibel metod.



Figur 5: Electrosurgical Analyzer

2.5.3. Isolationstest/Läckströmmar

Med en högspänningsgenerator (15kV NON-DISTRUKTIVE INSULATION TESTER TYPE JP 15) (figur 6) kan man testa isolationen på tillbehörets yta. Man kopplar ett diatermitillbehör till jord och närmar ett handtag med en potential på 15 kilovolt (figur 7) mot det isolerade området på tillbehöret. Om det skulle finnas ett skadligt slitage på tillbehöret kan det hoppa laddningar mellan handtaget och tillbehöret (figur 8) på grund av den höga potentialskillnaden. Till följd av detta markeras ett isolationsfel på tillbehöret. Metoden är enkel och bra med att detektera läckströmmar på tillbehöret men kräver att utföras av en tekniker med stor försiktighet på grund av den livsfarliga höga spänningen.



Figur 6: 15kV NON-DISTRUKTIVE INSULATION TESTER TYPE JP 15



Figur 7: Handtag som närmar sig ett diatermi tillbehör



Figur 8: Ett upptäckt fel (läckströmmar)

3. Metod

Förutom källsamling och dokumentation användes flera metoder som hjälpte till att genomföra detta projekt. Dessutom användes både programvaror och hårdvaror för att nå ett färdigt resultat. Dessa metoder sammanfattas i följande punkter.

- Manualer av diatermiapparat och aktuella mätinstrument
- Utbildning om direktiv och regelverk för MTP
- Operationsbesök (Laparoskopisk operation, borttagning av cysta)
- Hårdvara och programvara

Förutom kopplingsplattan och tillgång till olika elektriska komponenter användes följande instrument och programvara för att efter undersökning åstadkomma ett så bra resultat som möjligt.

- Funktionsgenerator – Hewlett Packard 33120A
- Multimeter – Hewlett Packard 33120A
- Likspänningsgenerator – DC POWER SUPPLY HY3003-3
- Oscilloskop – Tektronix TBS 1052B-EDU
- Diatermi apparat – ForceTriad
- Effektmätare – Electrosurgical Analyzer METRON QA-ES
- Kretssimuleringsprogram – LT-Spice

4. Genomförande

4.1. Förhandsinläring

En stor del av information angående diatermi specifikationer, konstruktioner och funktioner togs fram från manualen till ForceTriad diatermi. En bra uppfattning bildades från bland annat diagram, tabeller och gränsvärde från manualen som framställde samband mellan olika faktorer och variabler som behövdes för lösningsplanen. Denna information har underlättat arbetet vad gäller att dimensionera olika komponenter i kretsen.

Därtill har en utbildning genomgåts med en forskningsingenjör från MIS (medicinsk informationssystem) avdelning på Sahlgrenska sjukhuset, Jessica Ylve'n. Utbildningen handlade om regelverket för MTP samt utvecklingen i MIS framförallt i Sverige men även i EU. Utbildningen var oerhört lärorik och instruktiv och bidrog i att kunna bearbeta säkerhetsaspekter på testboxen och komma på olika förslag om andra testmetoder.

Ett besök vid en laparoskopisk cysta operation var dessutom till stor nytta för att komma närmare verkligheten och få bättre bild på hur diatermin används. Upplevelsen gav tillgången till att förstå hur olika tillbehör används vid olika lägen på diatermin och vilket syfte de olika lägena har. Därmed skapades en uppfattning på hur en kirurg hanterar tillbehören, på vilket sätt tillbehören kan förslitas och vilka inställningar på diatermin användes på en sådan operation.

4.2. Uppbyggnad av en ny testbox

Utifrån slutsatserna som har dragits av de aktuella mätmetoderna med tanke på för- och nackdelar, ett nytt mätinstrument tänktes vara en bra lösning om den löser tids-, enkelhets- flexibilitets- och säkerhetsproblem. Mätinstrumentet ska vara enkelt och säkert att använda oberoende av vem som utför mätningen och om denne har elektrisk eller teknisk utbildning/bakgrund eller inte. Detta sparar mycket tid och mycket jobb eftersom tillbehören kan testas när som helst, hur ofta som helst och av vem som helst. Följande krav ställdes på testboxen.

- Sjukvårdspersonalens önskemål

I med att ett av MTAs önskemål är att sjukvårdspersonalen själva ska kunna ta hand om testprocessen är det viktigt att testboxen ska anpassas till sjukvårdspersonalens önskemål med tanke på att de inte har en elektrisk utbildning. Det innebär att testboxen måste vara elektriskt isolerad och säker att använda. För att undvika komplikationer och funderingar ska testboxen dessutom presentera tydligt resultat som gör att en slutsats kan enkelt och lätt dras utan möjlighet till olika tolkningar. Helst ska ett mätresultat från testboxen vara sifferfritt till exempel ett grönt och/eller rött ljus eller ett ljud som låter vid detektering av glapp.

- Adaptrars anpassning

Diatermi har olika laparoskopiska tillbehör som testas. Tillbehören som används på kvinnokliniken, barnkliniken och centralkliniken kan se annorlunda ut. Dessutom skiljer sig bipolära tillbehör ifrån monopolära vilket förutsätter att testboxen måste vara flexibel till att täcka alla olika tillbehörsvarianterna. Detta görs genom att anpassa giltiga kontakter till de olika tillbehören så att testboxen ska vara brett användbar.

- Ekonomi och prisbegränsning

Att vara ekonomieffektiv med att framställa en lätt byggd testbox är en av de viktigaste utmaningarna. Önskemålet är att testboxen inte ska innehålla högt kostande komponenter, byggdelar och material. Detta beror på bland annat att inom sjukhuset tar det lång tid att begära ett stort belopp, nämligen två år.

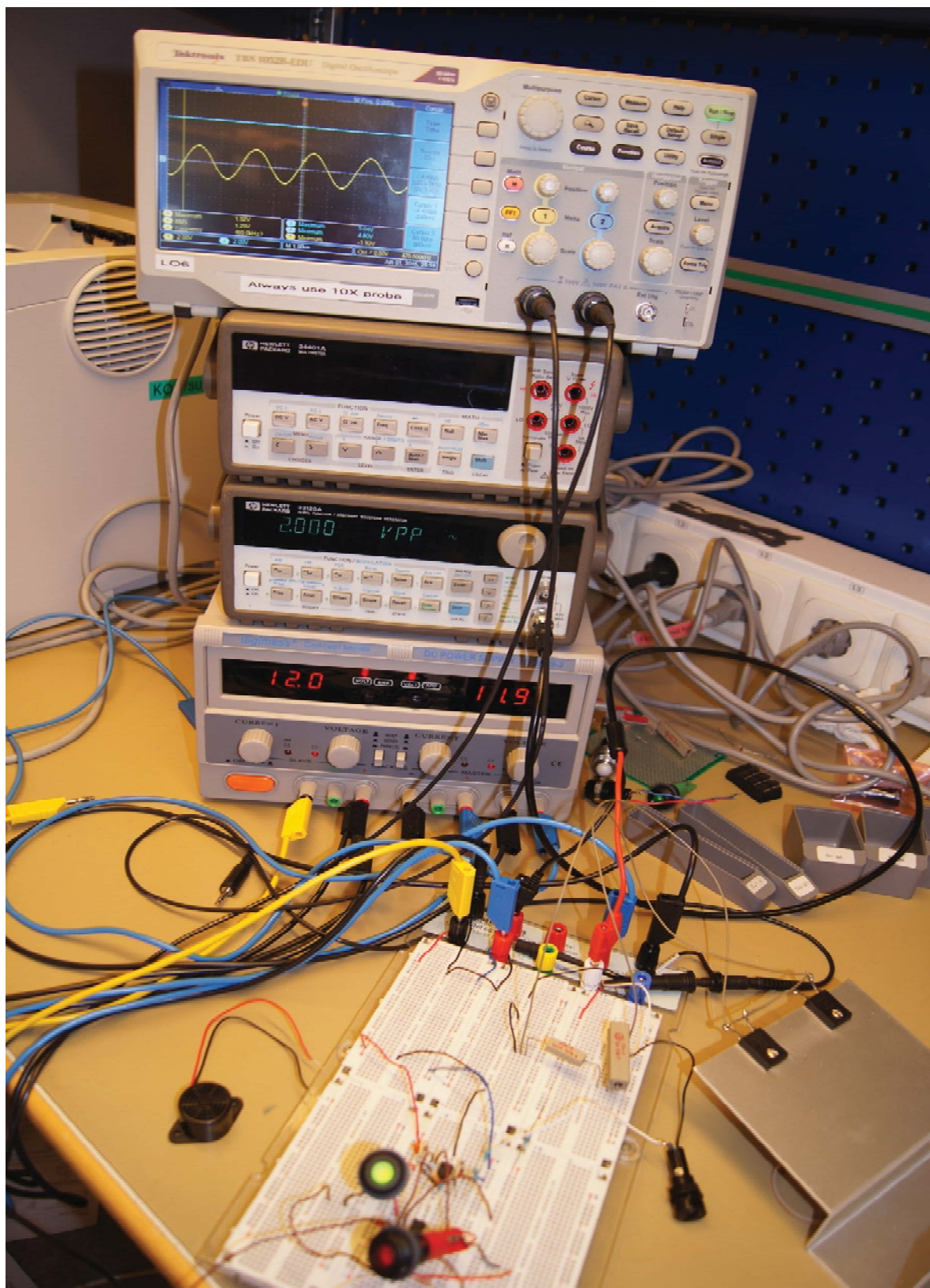
- Tillverkningsflexibilitet

Om testboxen löser MTAs och sjukvårdens problem, kommer de att vilja framställa ett antal av produkten som kan användas på andra sjukhus och medicintekniska avdelningar inom Sverige. Därför är det ett krav på att testboxen ska vara enkel att bygga med avseende på tid och komplikation.

4.3. Vägen till en slutkrets

Kretsen konstruerades och simulerades med hjälp av programvaran LT-Spice. Programmet var väldigt användbart och skapade gynnsamma förutsättningar för att hantera varje del och dimensionera alla komponenterna.

Dessutom byggdes kretsen på en kopplingsplatta för att testas och undersökas (figur 9). I samband med kopplingsplattan användes en likspänningsgenerator (DC POWER SUPPLY HY3003-3) för att mata operationsförstärkarna med dubbel spänningsmatning $\pm 12V$ och en 5V spänningskälla kan användas för att skapa referensspänning. En funktionsgenerator (Hewlett Packard 33120A) utnyttjades för att skicka sinusformade insignaler med en viss frekvens och viss amplitud. Funktionsgeneratoren i detta fall ersatte en diatermi signal.



Figur 9: Kretsplattan och laborativ utrustning

Därtill användes andra mätinstrument som multimetern (Hewlett Packard 33120A) för att mäta och kontrollera växelströmmar och likströmmar i kretsen. Dessutom användes multimetern för att mäta frekvensen från diatermin. Sist men inte minst användes ett oscilloskop (Tektronix TBS 1052B-EDU) för att undersöka insignal och utsignal i kretsen.

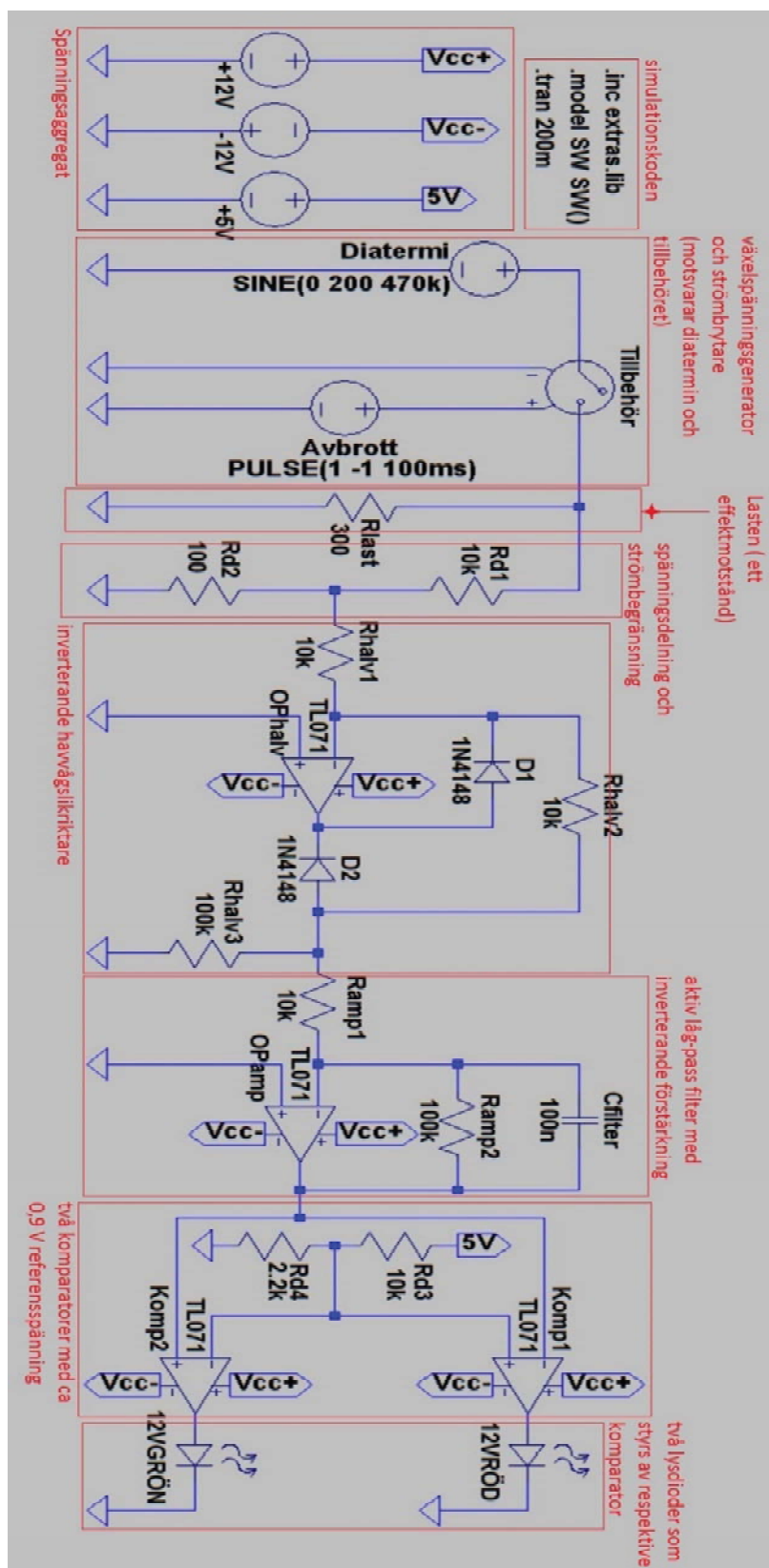
4.3.1. Förbestämda krav på kretsen

Uppställda krav och önskemål ifrån MTA studerades och till följd därav tänktes kretsen utföra några uppgifter som sammanfattas i nedanstående punkter:

- Den ska tåla hög effekt upp till 300 W.
- Den ska kunna dela den höga spänningen för att kunna hantera den.
- Den ska ha strömbegränsning så att inte de olika komponenterna skadas.
- Den ska likrikta signalen efter spänningsdelningen och glätta den för att åstadkomma en så ren likriktad signal som möjligt.
- Den ska kunna med hjälp av den likriktade signalen styra en/två lysdiod/er och om det krävs en summer.
- Den ska kunna med hjälp av lysdioden och/eller summern indikera att en glapp på diatermitillbehöret har detekterats.
- Den ska ta hänsyn till att det finns okritiska glapp som inte vill detekteras.

4.3.2. Slutkretsen

För att åstadkomma de föregående kraven byggdes kretsen som visas i figuren nedan (figur 10). Kretsen fungerar så att signalen från diatermin går in i kretsen genom tillbehöret och matar en lasten. Spänningen delas därpå och strömmen som går in i den första OP-förstärkaren begränsas så att den inte skadar komponenten. Den delade signalen bearbetas genom en specialkonstruerad inverterande halvvågslikriktare med hjälp av en OP-förstärkarkoppling. Därefter inverteras signalen, förstärks och glättas samtidigt med hjälp av en annan OP-förstärkare som kopplas till att vara en aktiv låg-pass filter med inverterande förstärkning. Den likriktade glättade signalen går in i två komparatorer som i sin tur jämför signalen med en referenssignal för att generera utsignal som kan tända en eller två lysdiod/er och/eller en summer.



Figur 10: Den slutliga kretsen

Nedan följs växelspänningen som har amplituden 200 V genom kretsen för att visa hur kretsen fungerar (figur 10):

1. Spänningsdelning 100 gånger:

$$\frac{200}{100} = 2V \text{ AC}$$



2. Inverterande halvvågsl riktnings:

$$-2V$$



3. Glättning och inverterande förstärkning 10 gånger:

$$-\left(\frac{-2}{\pi} \cdot 10\right) \approx 6,4V \text{ DC}$$

4. Jämförelse med 0,9 V referensspänning till komparatorn

$$6,4 \geq 0,9 \Rightarrow \text{Lyser grönt}$$

Om strömmen bryts ger (punkt 3) idealt sett 0V och när denna jämförs med 0,9 V:

$$0 \leq 0,9 \Rightarrow \text{Lyser rött}$$

4.3.3. Last och spänningsdelare

Eftersom diatermin genererar hög effekt måste effekten hanteras för att inte bränna mätinstrumentets kretskomponenter. Ett effektmotstånd med låg resistans måste därför användas som lastresistans till kretsen. 300 Ω tänktes vara en lagom last resistans med minst 300 W effekttålighet enligt rekommenderade test värden som fanns i diatermi manualen.

Dessutom för att dela spänningen som går in i kretsen användes två motstånd. Den ena bestämdes till 100 Ω och den andra till 10 K Ω för att dela spänningen ungefär 100 gånger för att garantera en lagom insignal till kretsen (figur 11).

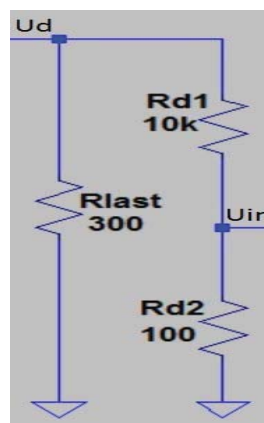
För att dimensionera dessa värden användes beräkningarna nedan och mätdata (tabell A) med hjälp av diatermin och Electrosurgical Analyzer. Last resistansen på Electrosurgical Analyzer ställdes på 300 Ω .

Tabell A: Peak-to-peak spänningen vid både minimum och maximum effekt till samtliga diatermilägen.

Läge/Effektinställning	Min effekt	Max effekt	Enhet
Pure (cut) (1-300W) $R_L=300$	73	910	V_{PP}^1
Blend (cut) (1-200W) $R_L=300$	87	1210	V_{PP}
Fulg (coag) (1-120W) $R_L=300$	187	2130	V_{PP}
Spray (coag) (1-120W) $R_L=300$	220	2520	V_{PP}
Bipolär (Low) (1-95W) $R_L=300$	69	497	V_{PP}
Bipolär (Standard) (1-95W) $R_L=300$	70	501	V_{PP}
Bipolär (Macro) (1-95W) $R_L=300$	71	506	V_{PP}

Som det märks av tabellen varierar peak-to-peak spänningen mellan 70 V och 2520 V. På kretsen dimensioneras komponenterna med hjälp av amplitud spänningen (peak spänning) som motsvarar halva peak-to-peak spänningen (70 – 2520 V (peak-to-peak) $\Rightarrow$ 35 – 1260 V (amplitude)).

Den största spänningen som kretsen matas med är 12 V (OP-förstärkarens V_{CC+}). För att få en maximum amplitud inspanning till kretsen på 12 V var det bäst att dela diatermispänningen (max 1260 V) ca 100 gånger.



Figur 11: Last och spänningsdelare

¹ PP = Peak-to-peak

$$U_{in} = \frac{R_{d1}}{R_{d1} + R_{d2}} \cdot U_d$$

U_d är amplitud värdet som är halva peak-to-peak spänningen från diatermin. R_{d1} valdes först till 10 K Ω för att begränsa strömmen. U_d enligt ovan beräknas till 35 V som minst och 1260 V som störst. U_{in} är amplitud inspänningen till kretsen och är som max 12 V.

Den minsta spänningen som kan detekteras i kretsen är 0,9 V (referensspänning till komparatorn) vilket förutsätter att utspänningen från filtret inte får vara mindre än 0,9 V. Detta värde i sin tur följs baklänges i kretsen för att komma fram till en minimum inspänning U_{in} som kretsen kan matas med enligt följande:

$$U_{in,min} = \frac{0,9}{10} \cdot \pi \approx 0,28V$$

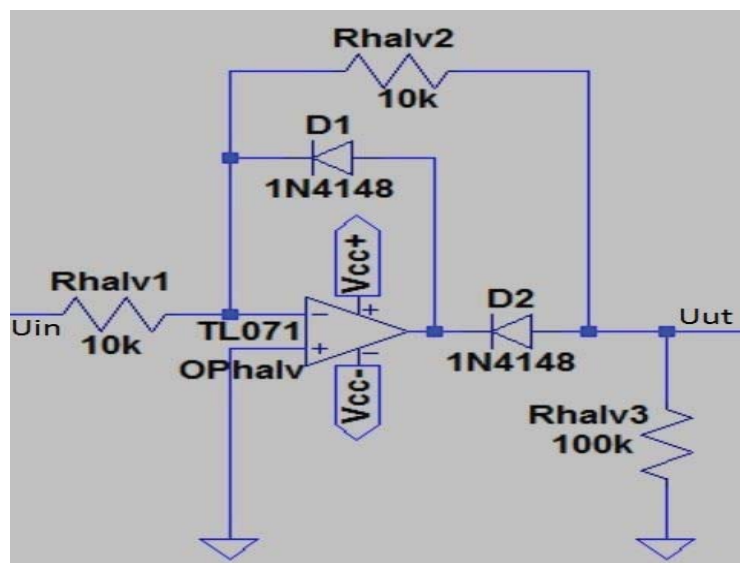
Dvs. den minsta spänning $U_{in,min}$ som får mata kretsen efter spänningsdelning av diatermispänningen U_d är 0,28 V. Minsta diatermispänning $U_{d,min}$ är 35 V.

$$\frac{35}{100} = 0,35V \geq 0,28$$

Dvs. det är bäst att dela diatermispänningen ca 100 gånger enligt beräkningarna ovan. Därför bestämdes R_{d2} till 100 Ω .

4.3.4. Halvvågslikriktare

En halvvågslikriktare kan enkelt konstrueras med hjälp av en diod och en resistans. Däremot uppstår spänningsfall på grund av dioden vilket gör att den fungerar dåligt vid låga spänningar. Därför användes en OP-förstärkare för att uppnå en halvvågslikriktad signal utan spänningsfall (figur 12) [10].



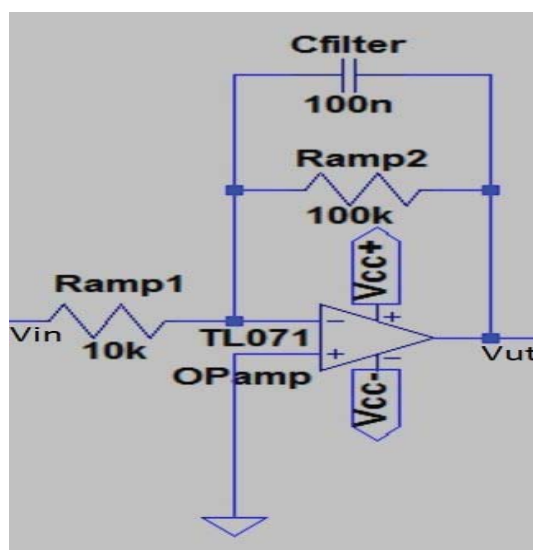
Figur 12: Halvvågslikriktare

Figuren visar en inverterande havvågslikriktare konstruerat med hjälp av operationsförstärkaren som föreställer en "ideal diod". När U_{in} är positiv leder D_2 och strömmen flyter i kretsen så att kopplingen fungerar som inverterande förstärkare och på grund av att utspänningen på förstärkaren är negativ spärrar D_1 . Vid negativ spänning sker motsvarande princip, dvs. D_1 leder och på grund av positiv spänning på förstärkarens utgång spärrar D_2 så att $U_{ut} = 0$.

Här valdes lika stora R_{halv1} och R_{halv2} för att undvika förstärkning eller dämpning på U_{in} . R_{halv3} är lastresistansen som valdes till 100 K Ω för att garantera att nästa del av kretsen ska matas med hela utspänningen U_{ut} .

4.3.5. Aktiv låg-pass filter

Efter att signalen halv vågslikriktats behöver den glättas för att få en ren likriktad signal. I med att den halv vågslikriktade signalen som resulterades av OP-förstärkarkopplingen är negativ är det lämpligt att samtidigt invertera den så att den blir till en positiv likriktad signal. Dessutom förstärktes signalen 10 gånger för att få en större variation. Dessa gjordes med hjälp av en aktiv låg-pass filter (figur 13).



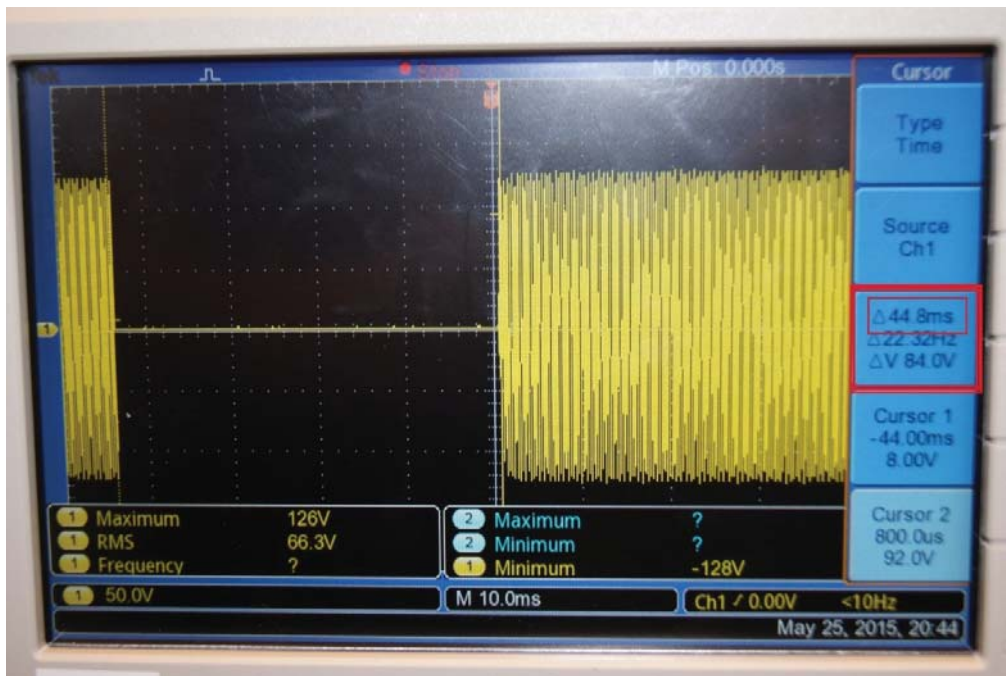
Figur 13: Aktiv låg-pass filter plus inverterande förstärkare

Figuren visar en aktiv låg-pass filter med 10 gånger inverterande förstärkning. Kapacitansen C_{filter} bestämdes enligt en avgörande konstant, nämligen tidskonstanten.

Tidskonstanten är tiden tills spänningen över kondensatorn når 63% av sitt maximum värde med tanke på att den börjar öka från noll volt (kondensatorn laddas på) eller 37% av den spänningen den börjar avta ifrån med tanke på att kondensatorn laddas ur. Den beräknas från sambandet $\tau = R \cdot C$ där τ (tau) är tidskonstanten, R är resistansen i filtret och C är kapacitansen i filtret.

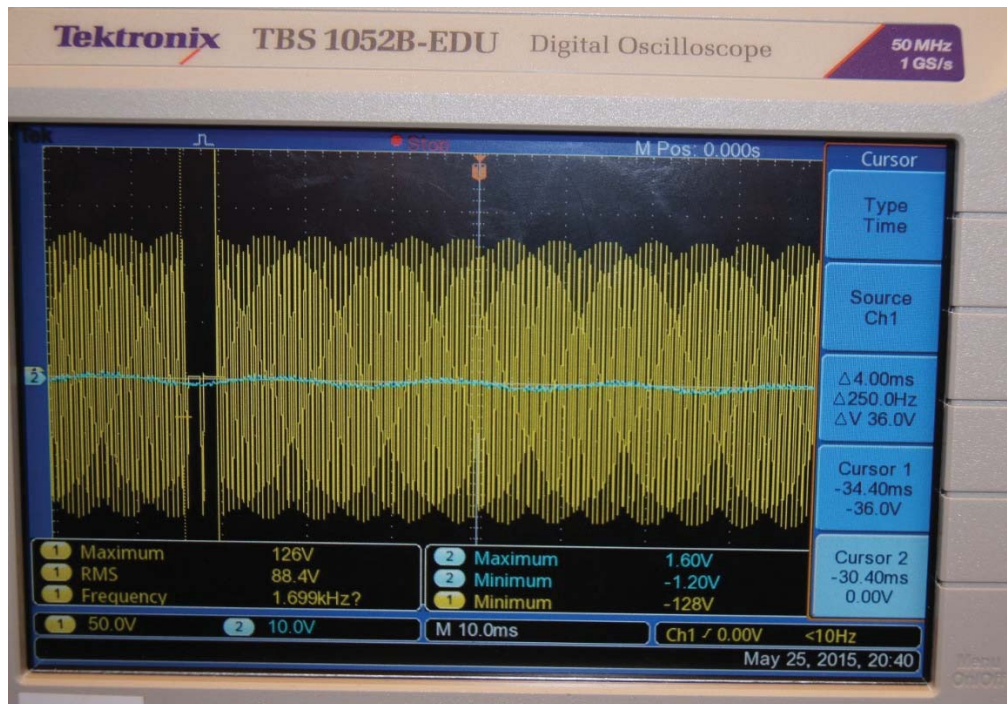
Tidskonstanten är en central storhet i kretsen eftersom ett fel på ett trasigt tillbehör är av en viss tidsstorleksordning.

För att komma närmare verkligheten och kunna bestämma en rimlig tidskonstant var det nödvändigt att känna till hur en typisk defekt på ett tillbehör kan se ut samt mäta tiden på en sådan defekt. Inför detta syfte användes diatermin med ett trasigt tillbehör, oscilloskop och kablar. Tillbehöret kopplades mellan diatermin och oscilloskopet och under det att en kontinuerlig signal skickades utfördes vissa vridningar och rörelse på tillbehöret för att upptäcka fel i form av signal avbrott. Samtidigt som denna process pågick stoppades oscilloskopet och kördes ett antal gånger slumpmässigt tills en önskad bild på en graf kom fram (figur 14).



Figur 14: Kritiskt avbrott

Figuren visar ett signalavbrott som är ca 45 ms. Efter flera mätningar på samma sätt och på tre olika trasiga tillbehör noterades att avbrottstiden ligger alltid mellan 30 och 50 ms. Några få gånger dök upp avbrottstider mellan 2 och 6 ms men sådana väldigt korta perioder är okritiska och behöver nämligen inte detekteras (figur 15).



Figur 15: Okritiskt avbrott

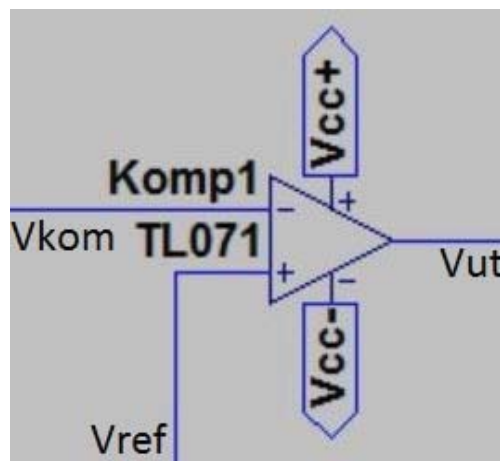
Kapacitansen C_{filter} bestämdes så att kretsen ska upptäcka avbrottstider som är större än 20 ms med hänsyn till resultaten ovan. För att åstadkomma en tidskonstant som leder till att kretsen detekterar avbrottstider som varierar runt 20 ms togs en annan storhet i anspråk vilken är referensspänningen till komparatorn.

4.3.6. Komparator

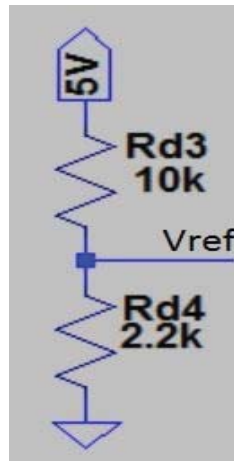
Iden med komparaton dök upp i samband med att ett förslag var att en summer skulle användas för att detektera avbrott. Då var frågan att hur man skulle koppla summern i kretsen så att den låter vid avbrott istället för att låta kontinuerligt och blir tyst vid avbrott.

En komparator med hjälp av OP-förstärkaren tänktes vara en bra lösning. En komparator jämför två signaler som går in i plus respektive minus ingångarna på en OP-förstärkare. Om signalen på plus ingången är större än signalen på minus ingången ges maximalt positiv spänning på OP-förstärkarens utgång. Motsvarande negativ spänning ges om signalen på plus ingången är mindre än den på minus ingången.

För att göra så att summern låter när det är avbrott, dvs. när insignalen till kretsen är idealt sett noll, kopplas referensspänningen V_{ref} , spänningen som man vill jämföra med, till plus ingången, och inspänningen V_{kom} , spänningen man vill jämföra, till minus ingången (figur 16). För att vara säker på att inte jämföra med störningar och brusspänningar undveks det att ha jorden som referensspänning, dvs. plus ingången jordades inte. Däremot valdes referensspänningen till ca 0,9V med hjälp av en spänningsdelare som var kopplad till en 5V spänningskälla (figur 17).



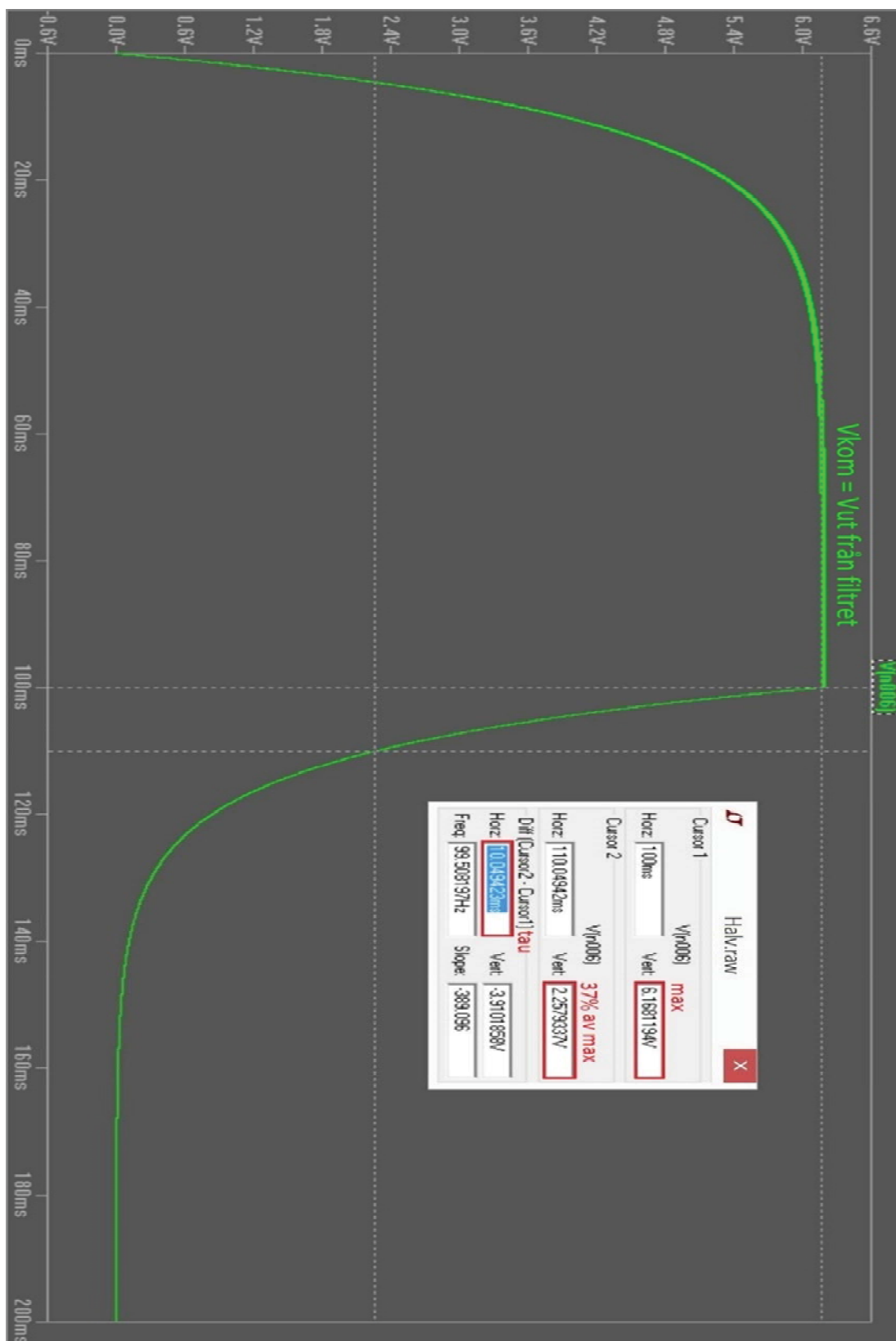
Figur 16: komparator



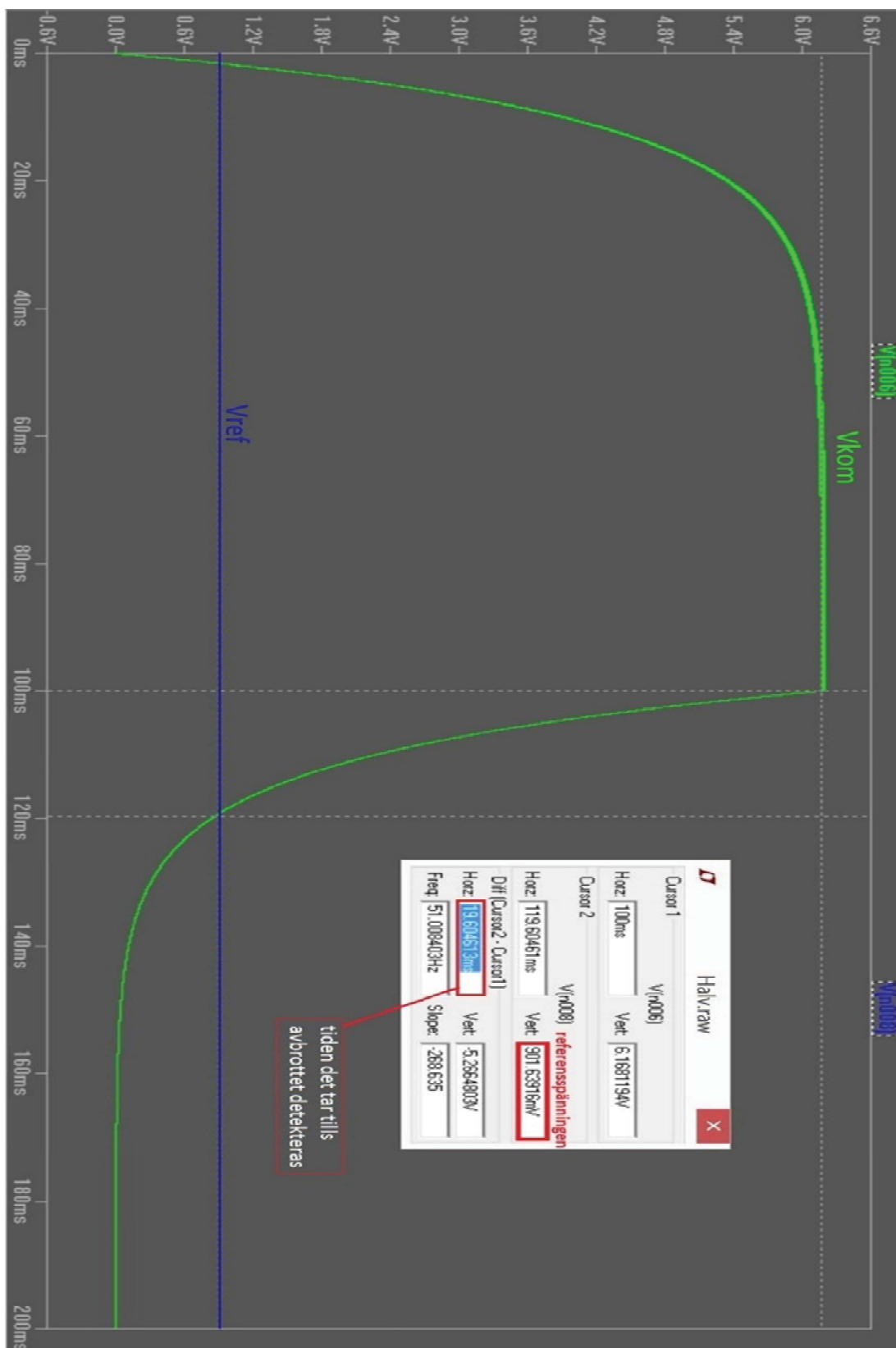
Figur 17: Spänningsdelare för att förse komparatorn med önskad referensspänning

Anledningen till att den bestämdes till just 0,9 V var dessutom att känsligheten ska vara så nära 20 ms som möjligt.

C_{filter} bestämdes till 100 nF för att åstadkomma en tidskonstant på 10 ms (figur 18). Avbrottsdetekteringen sker när signalen V_{ut} från filtret (figur 13) blir mindre än referensspänningen V_{ref} som går in i komparatorn. Detta bearbetades så att referensspänningen tillsammans med tidskonstanten bestämmer känsligheten till kretsen (figur 19).

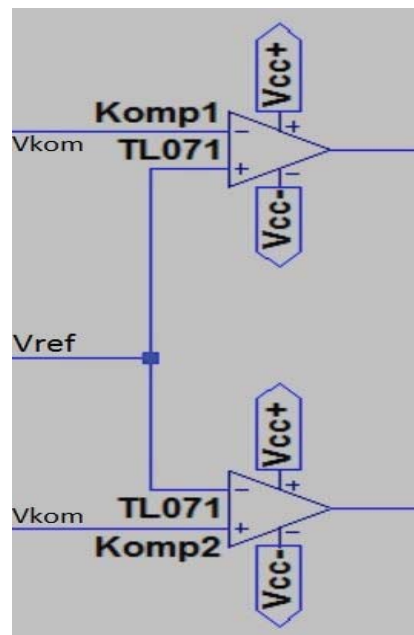


Figur 18: Simulering av tidskonstanten

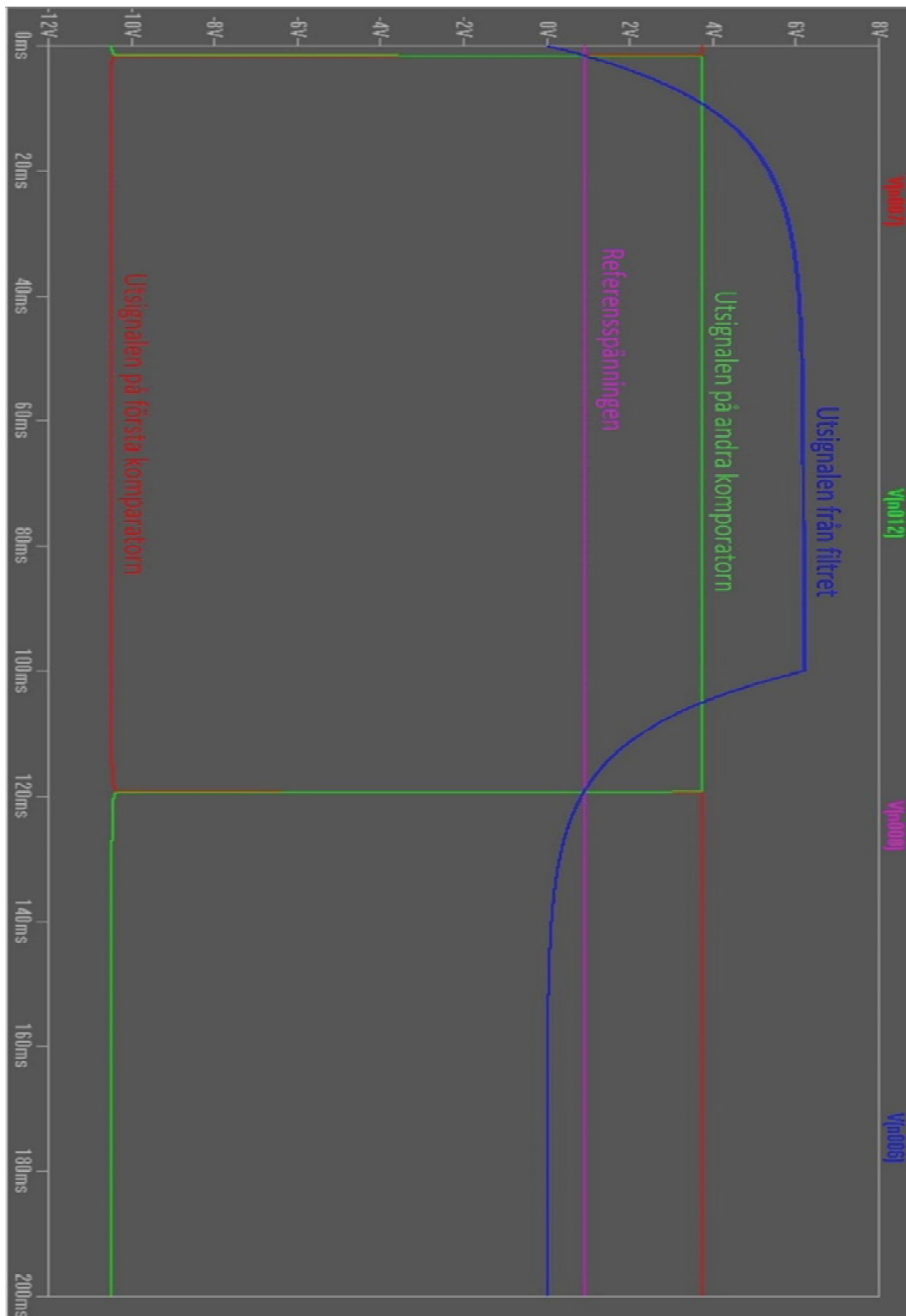


Figur 19: Tiden det tar för att detektera ett avbrott

Slutligen anslöts två komparatorer till kretsen för att fungera på motsatt princip (figur 20), dvs. V_{kom} kopplades på minus ingången till den ena komparatorn (komp1) och plus ingången på den andra (komp2). På motsvarande sätt kopplades V_{ref} till plus ingången på (komp1) och minus ingången på (komp2). Detta skapar möjligheten att ansluta lysdioden och/eller summern så att den/de fungerar när det är fel eller när det är godkänt beroende på önskemål. Med hjälp av simuleringsprogrammet illustrerades detta av figuren nedan (figur 21).



Figur 20: Två komparatorer som fungerar på motsatt princip

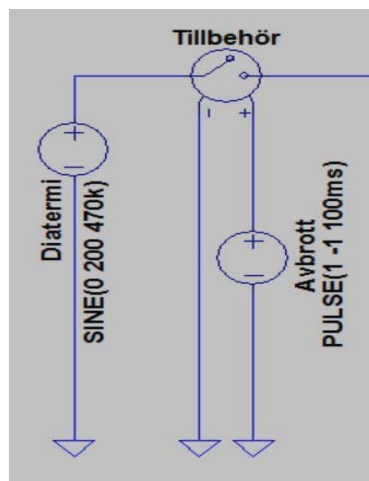


Figur 21: Den ena komparatorn tänds den röda lysdioden vid ett avbrott medan den andra släcker den gröna lysdioden

Den röda signalen är signalen utifrån första komparatorn som styr den röda lysdioden och den gröna signalen är motsvarande utgången från andra komparatorn som styr den gröna lysdioden (figur 10). Enligt simuleringen tänds den röda lysdioden vid tiden 120 ms, dvs. 20 ms efter det att kondensatorn börjar ladda ur (den blåa signalen). Däremot släcks den gröna lysdioden vid avbrottet.

4.3.7. Anslutning av "diatermi och tillbehör" med hjälp av LT-Spice

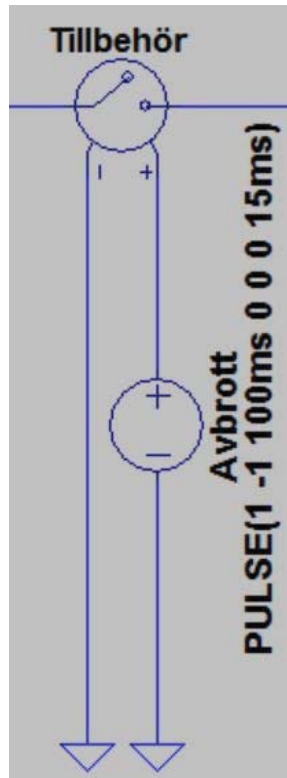
Diatermin och tillbehöret räknas som en del av kretsen i och med att diatermin matar lasten via tillbehöret med en viss spänning och enligt denna insignal reagerar kretsdelarna och ett resultat visas. På LT-Spice kunde en diatermi och ett glappande tillbehör illustreras av en växelspanningsgenerator och en strömbrytare mellan generatoren och andra delen av kretsen (figur 22).



Figur 22: Ekvivalent schema på en Diatermi med ett trasigt tillbehör

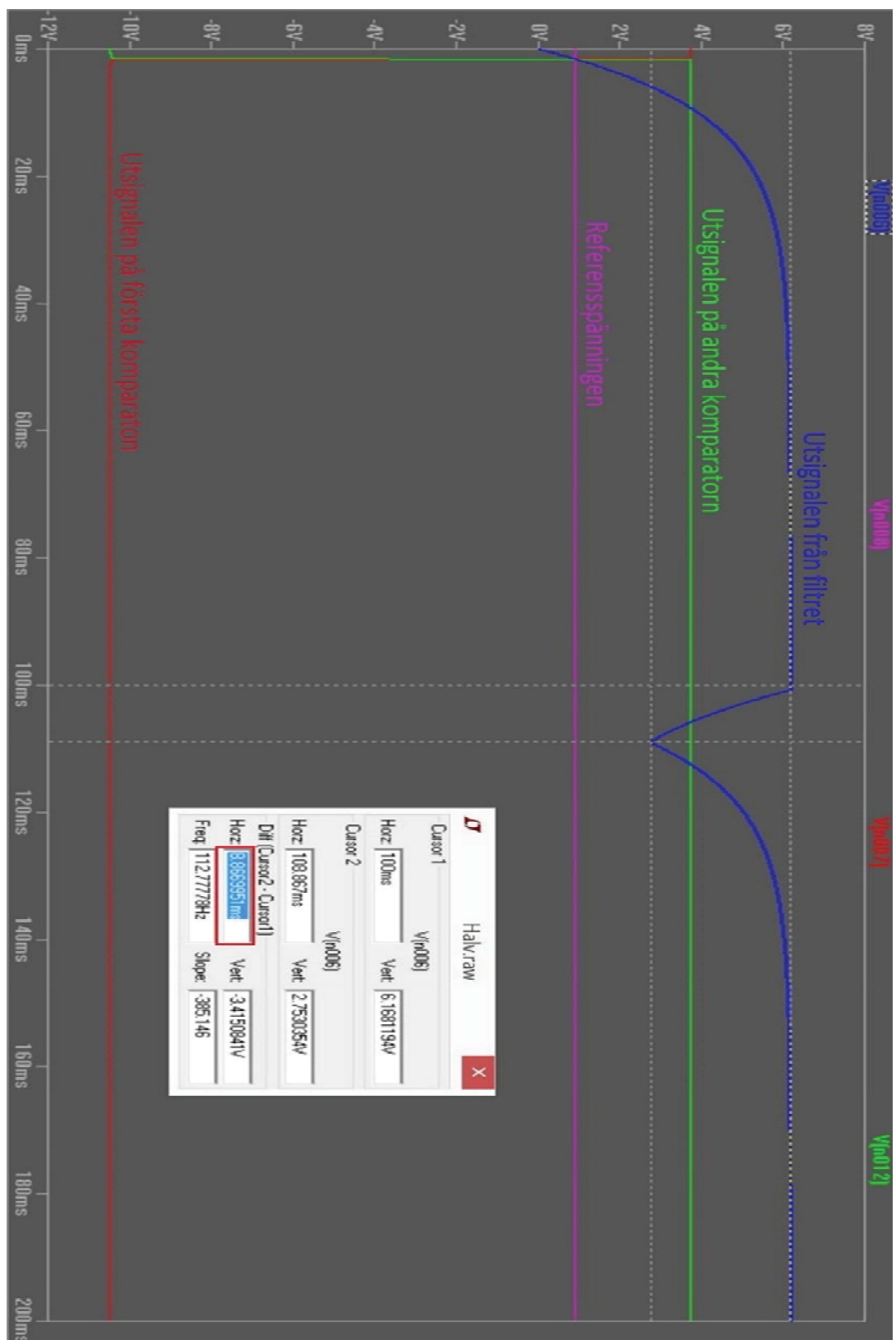
Kopplingen visar ett tillbehör som fungerar under 100 ms sedan bryter strömmen helt vilket vid simuleringen visade resultatet på figuren ovan (figur 21).

För att simulera ett okritiskt glapp ändrar man tidsfördröjningarna på puls signalen (Avbrott) enligt figuren nedan (figur 23).



Figur 23: Ekvivalent schema på ett okritiskt glapp på ett tillbehör

Detta tillbehör får vid simulationen ett avbrott vid tiden 100 ms och hinner börja leda strömmen igen innan den når referensspänningen (figur 24).



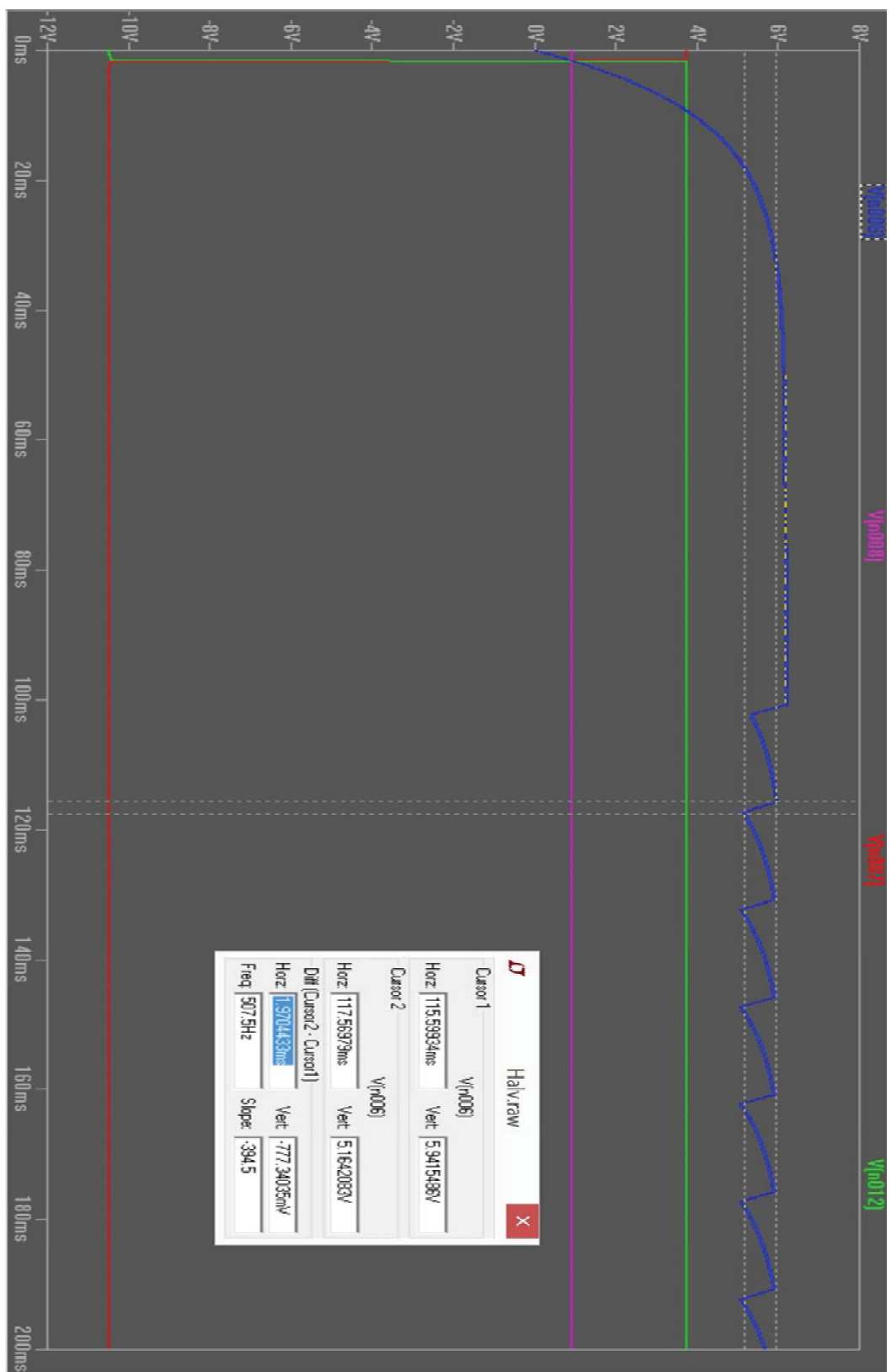
Figur 24: Simulation av ett okritiskt avbrott

Även okritiska frekventa avbrott kan illustreras av nedanstående figur (figur 25).



Figur 25: Ekvivalent schema för ett okritiska vanliga frekventa glapp på tillbehör

Simuleras kretsen med detta tillbehör får man nedanstående resultat (figur 26).



Figur 26: Okritiska snabba glapp

På samma sätt kan man utföra ändringar och simulera kretsen för att undersöka olika typer och av avbrott och simulera olika avbrottstider. Som det märktes utav ovanstående simulationerna fungerar kretsen som det är tänkt och planerat. Avbrottstider som är kortare än 20 ms detekteras inte medan större tider detekteras tydligt.

4.4. Förslag på mätmetoder

4.4.1. Säkerhetsutökning på nuvarande isolationstestmetod

Om man bygger in högspänningsgeneratoren (15kV NON-DISTRUKTIVE INSULATION TESTER TYPE JP 15) i en isolerad box som täcker generatoren gör man den till en säkrare metod. Dessutom bygger man in handtaget i en genomskinlig box så att man kan lägga in fast tillbehöret i boxen genom ett hål och kontrollera handtaget externt med ett isolerat grepp som hjälper att flytta handtagets andra ände längs tillbehöret. På så sätt kan man skydda alla farliga delarna vilket gör att metoden även kan användas av sjukvårdenspersonal.

4.4.2. Ytjämnhetsmätare

Slitage kan detekteras genom mätning av förslitningar hos isolationsskiktet. Som ett förslag på hur slitage ska mätas upp och hur slitagefrågan ska besvaras tycks följande ytjämnhetsmätare vara en bra lösning.

En OptoSurf OS 500 sensor (figur 27) fungerar enligt spridnings ljus principen. En mängd ljusstrålningar sprids på en yta för att mäta ytans lutningsvinklar. Fördelen med den är att den har bra rundhet och noggrannhet så att man får avvikelser uppmätta upp till i storleksordningen av mikrometer via enkla beräkningar. Dessutom är den okänslig för mindre förändringar i avstånd samt fungerar bra i tuffa miljöer där vibrationer är ständigt närvarande [11].



Figur 27: OptoSurf OS 500 sensor [11]

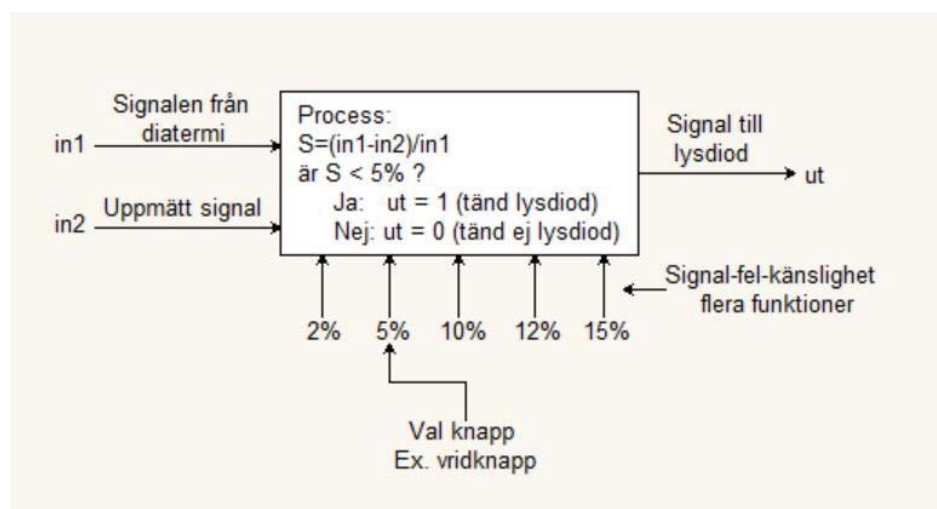
Med tanke på att ett sådant instrument dessutom kan användas till att bestämma om isolationen på tillbehöret är bra eller dålig kan detta syfte möjligen dyka upp senare i tiden på MTA. I samband med att bestämma hur noggrant då ett sådant mätinstrument i själva verket ska vara för att kunna ge ett påtagligt resultat uppstår följande kritiska frågor:

- Är det djupet eller området på en förslitning som är viktig/viktigare?
- Vad är bra eller dålig isolation?

Dessa frågor kan bara besvaras i samband med test, mätning och jämförelse med hjälp av instrumentet. Därefter kan man välja en noggrannhetsgrad på ett sådant mätinstrument.

4.4.3. Förslag på utveckling till testboxen

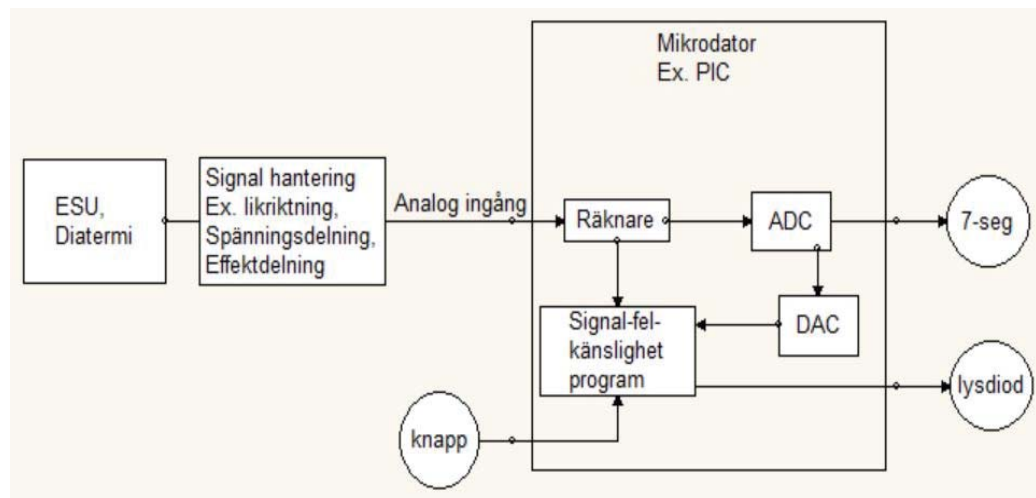
En utveckling på testboxen kan vara att den utökas med programmerbar del som gör den till ett mer avancerat mätinstrument som kan mäta till exempel effekten från diatermin och presentera den med hjälp av ett sjusegment. En sådan mätning skulle vara fördelaktig om MTA skulle vilja få en bättre presentation av resultat som i till exempel Electrosurgical Analyzer, Dvs. om det är lika mycket effekt det kommer fram som det skickas från diatermin men med enklare design som också kan vara lätt att användas av sjukvårdspersonal. Detta nås genom att jämföra resultatet på sjusegmentet med diatermiskärmen. Ett sådant instrument behöver en mikrodator som är programmerbar med minst en analog ingång och intern AD-omvandlare för att läsa signalen och styra sjusegmentet. Mjukvara programmet kan bestå av olika signal-fel-känslighet funktioner som kan väljas på hårdvaran med en valknapp. Om man till exempel ställer in mätinstrumentet med hjälp av valknappen på funktionen "5% känslighet", då tänds en lysdiod när utsignalen är 5% mindre än insignalen och motsvarande sker vid val av andra signal-fel-känslighet funktioner (figur 28).



Figur 28: Signal-fel-känslighet funktions blockschema

Figuren visar principen för vilka in- och utsigaler kan ingå i signal-fel-känslighet funktionen. “in1” är den verkliga signalen som skickas direkt från diatermi och “in2” är den uppmätta signalen som efter AD-omvandling läses på sjusegmentet. Både “in1” och “in2” är analoga insigaler. Valknappen är en digital insignal som kan vara en vridknapp som enligt figuren är inställt på “5%”. I process rutan bearbetas insigalerna och en digital utsigal skickas till en lysdiod enligt figuren.

Ett enkelt blockschema till ett sådant mätinstrument kan illustreras enligt figuren nedan (figur 29).



Figur 29: Blockschema till en mer avancerad funktionskrets

4.5. Livslängdsbestämning på diatermitillbehör

Slitage är en faktor som påverkar tillbehörens ledningsförmåga. Tanken var att bestämma en genomsnittlig livslängd till ett laparoskopiskt tillbehör samt framställa hur tillbehörsmaterial beter sig under en viss period med vissa gångers användning. Metoden gick ut på att helt nya tillbehör skulle mätas för att fastställa dess mätta värde. Därefter används de så ofta som möjligt för att mätas igen så att de nya uppmätta värdena jämförs med de gamla. Mätningarna utfördes 3 gånger under examensarbetets period.

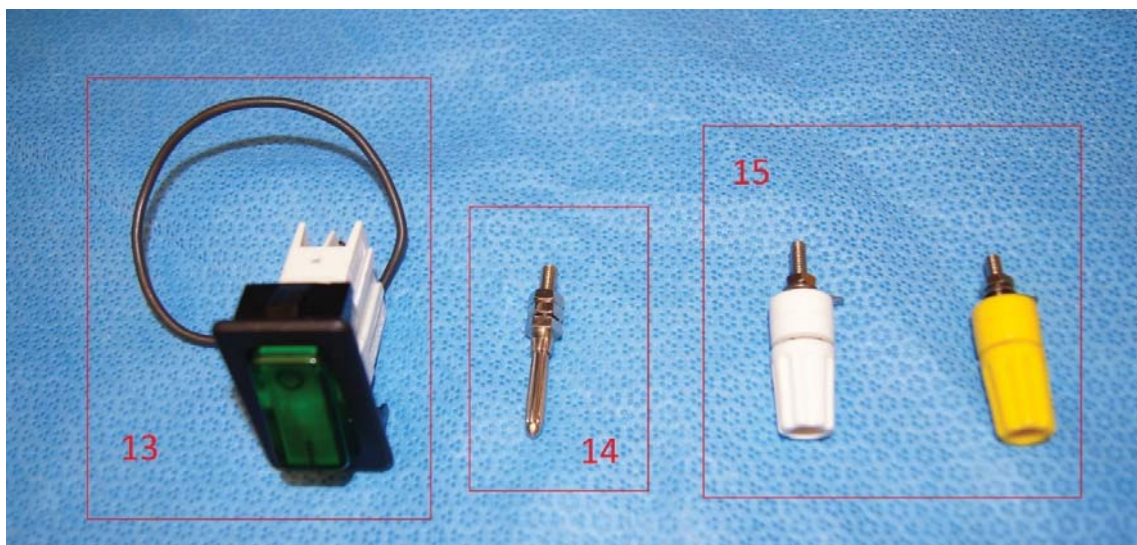
5. Resultat

5.1. En färdig prototyp till en testbox

En funktionsmodell togs fram, simulerades och blev färdig att lödas. Alla delar och funktioner simulerades och visade önskade resultat. På grund av tidsbrist hann inte testboxen byggas. Alla byggdelar, material och komponenter som ingår i testboxen inköptes och testades med hjälp av kopplingsplattan men det kvarstod att löda ett kretskort och bygga ihop delarna in i en passande låda. Delarna köptes från ELFA DISTRELEC och redovisas nedan (figur 30-32) (tabell B).



Figur 30: Interna byggdelar



Figur 31: Externa byggdelar

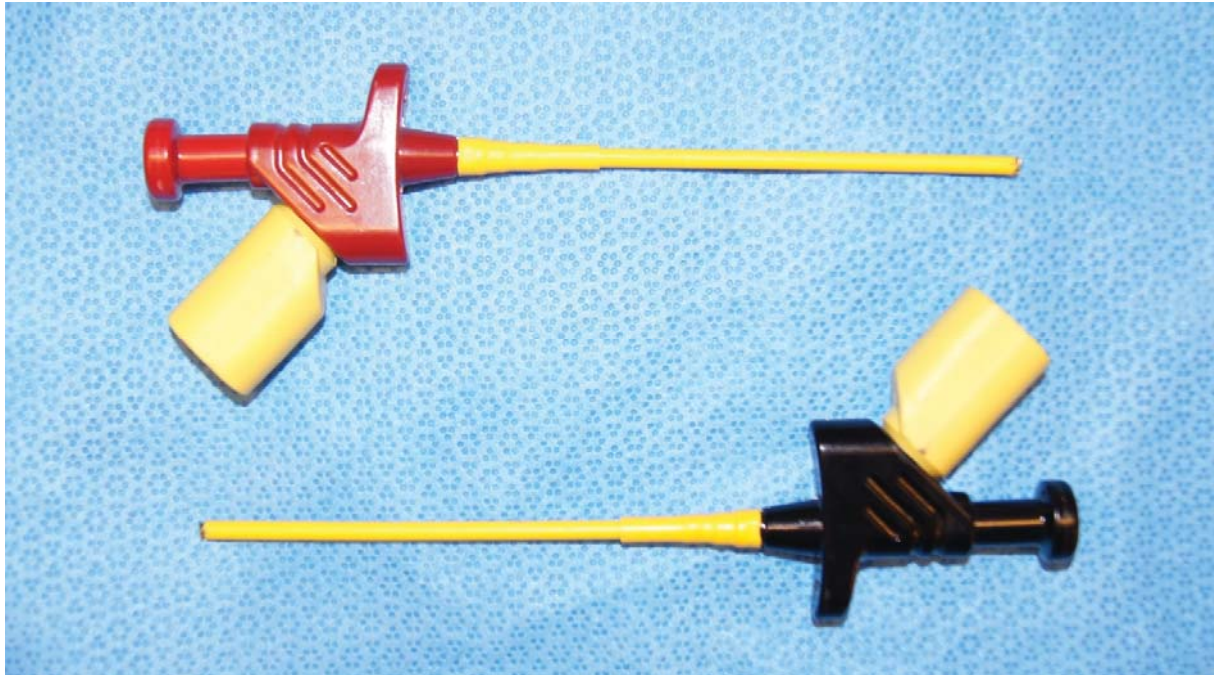


Figur 32: En låda

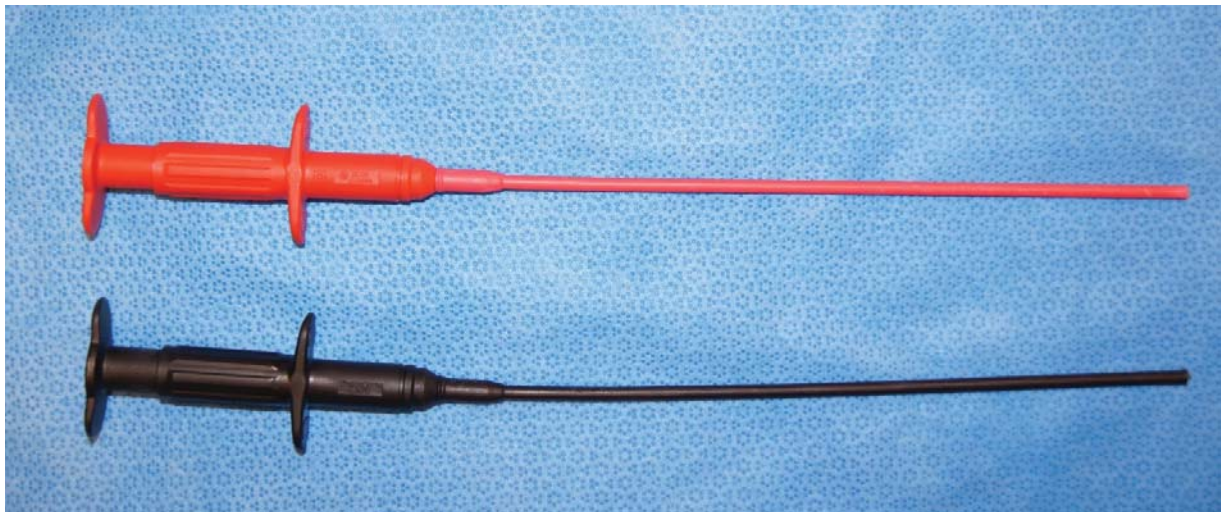
Tabell B: Samtliga byggdelar testboxen består av som det visas på figurerna 30, 31 och 32.

Nr.	Produkt	Köp plats	Artikelnr.	Pris/st (Skr)	Antal	Beskrivning
1	Summer, F/NRMB 12 BLACK	ELFA	37-663-20	41,80	1	F = 400 Hz Ljudnivå = 75 dB
2	Lysdioder	ELFA	-	-	2	Två 12V lysdioder (grön och röd)
3	Resistorer	ELFA	-	-	7	(4 st 10K Ω) (2 st 100K Ω) (1 st 2,2K Ω)
4	Nätaggregat	ELFA	69-881-33	943,00	1	$\pm 12V$ & 5V
5	OP-förstärkare	ELFA	73-117-31	5,44	2	Dual 4 MHz DIL-8 TL072IN
6	Kisel-diod	ELFA	70-005-57	0,30	2	1N4148
7	Kondensator	ELFA	67-713-02	5,34	1	100 nF
8	Effektmotstånd	ELFA	10-473-87	37,30	1	Icke induktiv 100 Ω 35W $\pm 5\%$
9	Effektmotstånd	ELFA	10-474-35	37,30	1	Icke induktiv 10K Ω 35W $\pm 5\%$
10	Säkringshållare	ELFA	33-170-05	55,00	1	5x20 mm
11	Säkring	ELFA	10-387-24	6,86	1	Glasrör (5x20 mm) 50mA Snabb
12	Effektmotstånd	ELFA	60-648-44	201,00	3	Icke induktiv 100 Ω 140W $\pm 1\%$
13	Strömställare	ELFA	35-031-20	41,60	1	Tryckvippströmställare (grön)
14	Banankontakt	-	-	-	1	Hane
15	Banankontakt	-	-	-	2	Hona
16	Apparatlåda	ELFA	10-358-75	1313,00	1	Aluminium 300x257x98 mm

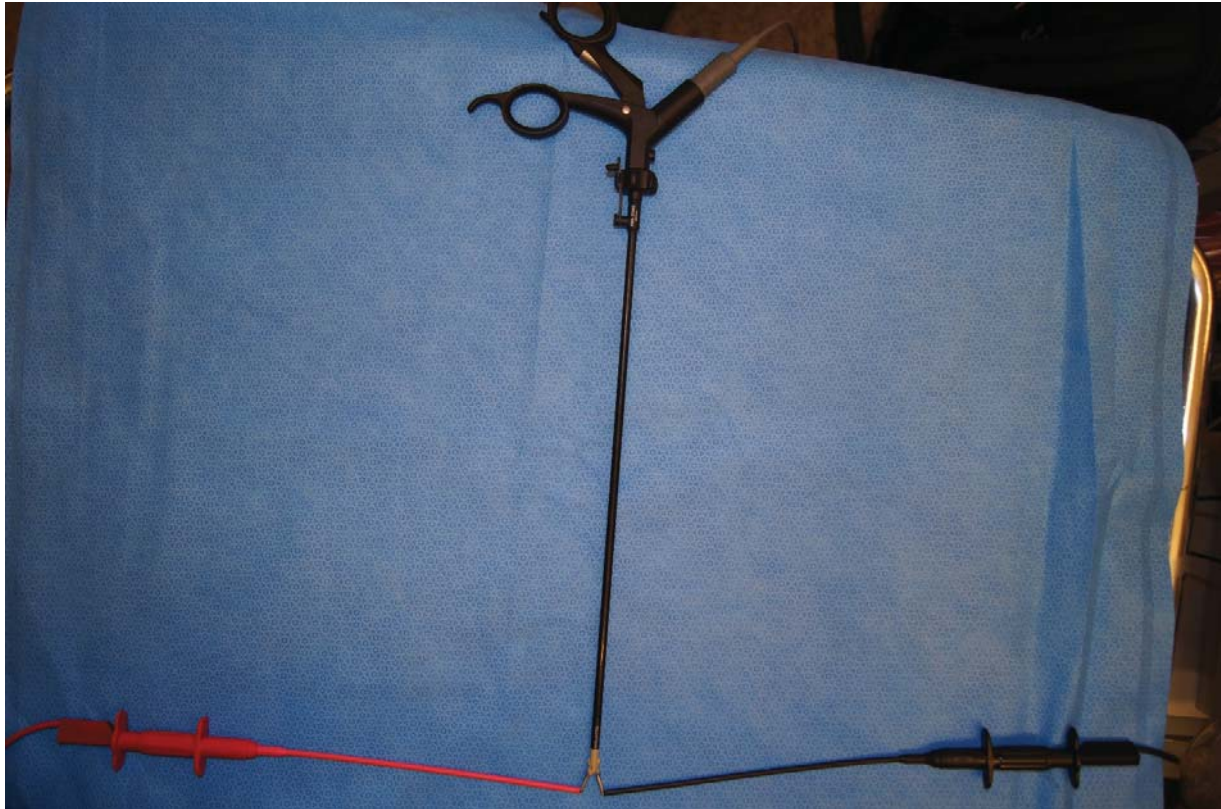
Vid en testprocess ska speciella testklämmor (figur 33a,b) användas för att hålla fast aktiva elektroderna på tillbehören samt inte skada dem (figur 34).



Figur 33a: Korta testklämmor för att ansluta till tillbehörets elektrod

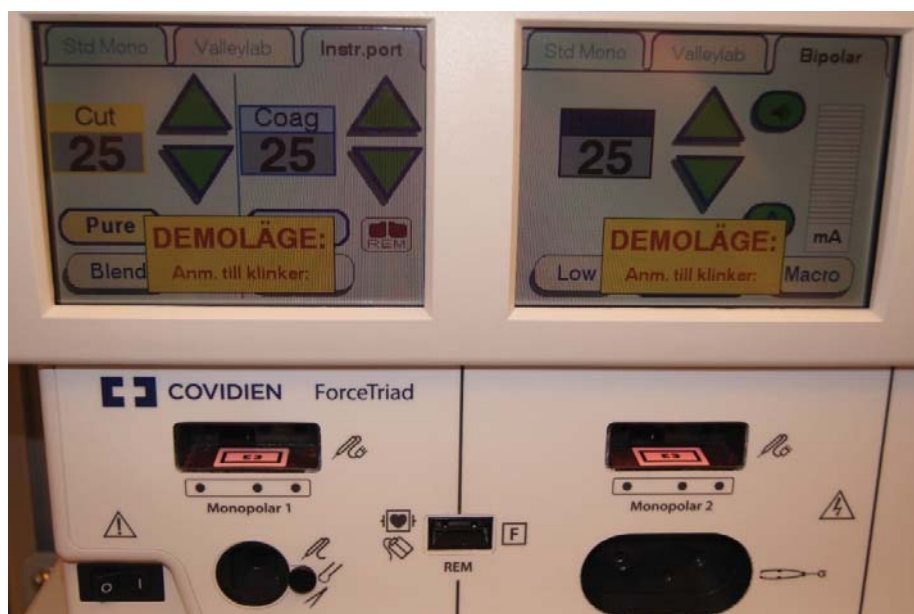


Figur 33b: Långa testklämmor för att ansluta till tillbehörets elektrod



Figur 34: Testklämmor kopplade till en bipolärt tillbehörs elektrod

Funktionsmodellen har testats på låga och höga effektställningar på diatermi och visat sig fungera lika bra vid 5 W som vid 300 W. Däremot rekommenderas att vid mätningen man ska ställa diatermin på demoläge och ställa effekten på 25 W (figur 35) som en lagom effekt till mätningar på både bipolära och monopolära tillbehör.



Figur 35: Diatermi inställd på DEMOLÄGE och 25 W på alla modes

Med dessa rekommenderade inställningar fås ett säkert resultat teoretiskt med hjälp av uppmätta värden som togs direkt från diatermin med hjälp av Electrosurgical Analyzer (tabell C).

Tabell C: Uppmätta spänningar, strömmar och frekvenser på samtliga diatermi funktionslägen vid 25W effekt och 300Ω last resistans.

Effekt & Last	25 W – 300 Ohm		
Funktionsläge/Enhet	Vpp	mA	KHz
Mono – Cut			
Pure	267	291	470
Blend	469	289	278
Mono – Coag			
Fulg	910	288	317
Spray	1091	288	43
Bipolar			
Low	244	265	470
Standard	262	285	470
Macro	262	285	470

Dessutom med dessa inställningar fås ett säkert resultat praktiskt eftersom ett helt nytt tillbehör samt ett glappande tillbehör testades flera gånger av olika personer och visade samma resultat. Detta ger slutsatsen att det räcker att testa ett tillbehör en enda gång för att veta om den fungerar eller inte.

5.2. Resultat av livslängdsbestämningen

Ett problem var den begränsade tiden för examensarbetet som gjorde att de nya tillbehör inte användes tillräckligt många gånger som det var önskat vilket i sin tur påverkade resultatet. Tiden räckte att utföra mätningar på samma galler (förpackning) tre gånger som nämndes tidigare i rapporten. Tabellerna (D, E, F, G, H, I) nedan visar mätvärden på samma monopolära och bipolära tillbehör vid tre olika tidpunkter.

- Mätning 1: (2015 04 10) fabriksnya tillbehör

Tabell D: Monopolära tillbehöret – Cut (pure) vid 300Ω

Effektställning	U_{pp} [V]	I [mA]	P [W]
30 W	288	320	28
20 W	240	261	20

Tabell E: Bipolära tillbehöret – standard vid 100Ω

Effektställning	U_{pp} [V]	I [mA]	P [W]
30 W	160	520	29
20 W	127	413	17

- Mätning 2: (2015 05 07) efter 8 gångers användning

Tabell F: Monopolära tillbehöret – Cut (pure) vid 300Ω

Effektställning	U_{pp} [V]	I [mA]	P [W]
30 W	278	307	28
20 W	259	252	19

Tabell G: Bipolära tillbehöret – standard vid 100Ω

Effektställning	U_{pp} [V]	I [mA]	P [W]
30 W	164	525	28
20 W	135	432	19

- Mätning 3: (2015 05 28) efter 16 gångers användning

Tabell H: Monopolära tillbehöret – Cut (pure) vid 300Ω

Effektställning	U _{pp} [V]	I [mA]	P [W]
30 W	293	317	30
20 W	240	260	20

Tabell I: Bipolära tillbehöret – standard vid 100Ω

Effektställning	U _{pp} [V]	I [mA]	P [W]
30 W	160	518	27
20 W	131	426	18

De uppmätta värdena togs på tillbehör som tillhörde ett cyst-galler från kvinnokliniken (figur 36, 37, 38).



Figur 36: Cyst-galler från kvinnokliniken



Figur 37: Monopolära tillbehöret med en monopolär kabel



Figur 38: bipolarära tillbehöret med en bipolar kabel

Tillbehören användes 16 gånger, dvs. på 16 operationstillfällen under 8 veckor vilket motsvarade 4 månader användningsperiod därför att vanligtvis används ett tillbehör en gång i veckan på kvinnokliniken.

Som det märks av tabellerna ovan, fungerar både det monopolära och det bipolära tillbehöret bra. Skillnaden i mätresultaten genom tiden är väldigt liten, därmed kan ingen slutsats dras. Man kan dock konstatera att tillbehören är godkända efter 16 gångers användning och därmed besvaras delvis frågan om hur ofta tillbehören ska mätas tillfälligt.

Denna livslängdsmättningsprocess rekommenderas att fortsätta genomföras utav MTA på samma tillbehör tills ett fel upptäcks efter ett antal användningar. På så sätt ska MTA komma fram till ett rekommenderat antal användningstillfällen innan intensifierad test, alternativt skrotning av tillbehöret.

6. Diskussion

Ekonomi och kostnadsbegränsningen ledde till mindre frihet vid val av alternativ. För många önskemål och krav gjorde att planen ändrades ett antal gånger vilket i sin tur skapade stress med tanke på tidsbristen. Tidsbristen dessutom gjorde att resultatet av livslängdsmätningen inte ledde till en avgörande slutsats.

Vi är ganska nöjda med resultatet då vi lyckades med att få problemet löst och kraven uppfylla. Vi tyckte att projektet utfördes strukturellt och ledde till ett bra resultat med möjlighet till vidare utveckling av testboxen och fortsättning av livslängdsmätningen på de laparoskopiska tillbehören. Samarbetet mellan oss studenterna, handledarna både på Chalmers och på MTA och sjukvårdspersonalen från steriltekniker till sjuksköterskor har varit mycket effektivt i form av förklaringar, idéer, åsikter och stöd, vilket ledde till att vi snabbt kunde komma in i verksamhetsmiljön.

7. Referenser

- [1] Webster JG. Medical Instrumentation. New York: John Wiley & sons, INC, (1998).
- [2] Memon MA. Surgical diathermy. British Journal of Hospital Medicine 1994;52:403-408.
- [3] Jacobson B. och Öberg Å(2003). Teknik i praktisk sjukvård ISBN 91-63-4004-7.
- [4] Taunton JC. Surgical diathermy – A review. Journal of Medical Engineering & Technology (1981).
- [5] Electrosurgery (A literature survey and experimental investigation) Anders Hörnblad och Christer Andrén. Göteborg april (1985).
- [6] Erbe elektromedizin GmbH, “Apparatus for monitoring the application of neutral electrodes on a patient undergoing high frequency electro-surgery”, US5087257 A, [1992-02-11].
- [7] Cheng D.K. Field and Wave Electromagnetics Addison-Wesley Publishing Company, Inc. (1989).
- [8] Arash Taheri, Electrosurgery, Basics and Principles.
www.ramalaser.com/know/RadioSurgery1.htm [2014-02-25].
- [9] Daniel E.boyd, James H, Macg Palmer. Anaesthesia and intensive care medicine.
<http://www.sciencedirect.com.proxy.lib.chalmers.se/science/article/pii/S1472029910002092> [2010-11-11].
- [10] Bengt Molin, (2009). Analog Elektronik ISBN 978-91-44-05367-7.
- [11] Ytjämnhetsmätare <http://www.kmk-instrument.se/sv/ytjaemnhetsmaetare/ytjaemnhetsmaetare-optosurf-os-500-sensor.php>
- [12] https://www.esge.com/assets/downloads/pdfs/guidelines/2010_the_use_of_electrosurgical_units.pdf
- [13] <https://www.dermquest.com/expert-opinions/surgery-and-cosmetics/2014/electrosurgery-basics-and-principles/>