

2017 • 2018
Faculteit Industriële ingenieurswetenschappen
master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

Masterthesis

Ontwerp van schakelbord en bekabeling voor signaaltransmissie
tussen multipolaire catheters en elektrofysiologisch recording
systeem

PROMOTOR :

ing. Frank APPAERTS

PROMOTOR :

Dr. Pieter Koopman

Nick Geerts, Dries Vandenberk

Scriptie ingediend tot het behalen van de graad van master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT



Universiteit Hasselt | Campus Diepenbeek | Agoralaan Gebouw D | BE-3590 Diepenbeek
Universiteit Hasselt | Campus Hasselt | Martelarenlaan 42 | BE-3500 Hasselt



2017 • 2018

Faculteit Industriële ingenieurswetenschappen
master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

Masterthesis

Ontwerp van schakelbord en bekabeling voor signaaltransmissie
tussen multipolaire catheters en elektrofysiologisch recording
systeem

PROMOTOR :

ing. Frank APPAERTS

PROMOTOR :

Dr. Pieter Koopman

Nick Geerts, Dries Vandenberk

Scriptie ingediend tot het behalen van de graad van master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT



KU LEUVEN

Woord Vooraf

Voor u ligt de scriptie “Ontwerpen van schakelbord en bekabeling voor signaaltransmissie tussen multipolaire katheters en elektrofysiologisch recording systeem”. Het onderzoek voor deze scriptie komt er naar aanleiding van een probleemstelling binnen de afdeling cardiologie van het Jessa ziekenhuis. Deze scriptie is geschreven in het kader van ons afstuderen binnen de opleiding master industriële wetenschappen elektronica-ICT aan de Universiteit van Hasselt en in opdracht van stagebedrijf Hartcentrum Hasselt. Van september 2017 tot en met juni 2018 zijn we bezig geweest met het onderzoeken, bouwen, testen van een oplossing en het schrijven van de scriptie.

Onze externe promotor, Pieter.Koopman heeft de onderzoeksvraag van deze scriptie bedacht. Het uitgevoerde onderzoek was uitdagend. Na uitvoerig onderzoek hebben we de onderzoeksvraag kunnen beantwoorden door het realiseren van een functionele oplossing. Tijdens dit onderzoek stonden onze externe promotor, Pieter Koopman, en promotor vanuit de opleiding Frank Appaerts, altijd voor ons klaar. Bij hen konden we steeds terecht met zowel onze theoretische als praktische vragen.

Om te beginnen willen we onze interne promotor Frank Appaerts bedanken voor het delen van zijn uitgebreide vakkennis met ons. Tevens willen graag Laura Declerck bedanken voor het uitwijzen van de probleemstelling en verder iedereen van de afdeling cardiologie en Bram Van Elsen van Biosense voor hun medewerking waar mogelijk. Tot slot willen we elkaar bedanken voor de goede en aanvullende ondersteuning.

Geerts Nick en Vandenberk Dries

Diepenbeek, 1 Mei 2018

Inhoud

Inleiding.....	27
1. Literatuuronderzoek.....	15
1.1. Hartritmestoornissen.....	15
1.1.1. Inleiding.....	15
1.1.2. Atriale flutter.....	15
1.1.3. Supraventriculaire tachycardie (SVT).....	17
1.1.4. Voorkamerfibrillatie (VKF).....	18
1.1.5. Ablatie.....	18
1.2. Elektrofysiologisch recording systeem.....	19
1.3. Opbouw en katheters.....	21
1.3.1. Inleiding.....	21
1.3.2. Ecg-signalen.....	21
1.3.3. Soorten katheters.....	22
1.4. Switch technologieën.....	25
1.4.1. Inleiding.....	25
1.4.2. Relais.....	25
1.4.3. CMOS analog transmission gate(TG)switches.....	25
1.4.4. Belangrijke parameters.....	27
2. Materiaal en methode.....	29
2.1. Pin mapping.....	29
2.2. Opbouw switchbox.....	33
2.3. Bekabeling en connectoren.....	35
2.4. Pcb.....	37
2.4.1. Switches.....	37
2.4.2. Voeding.....	40
2.4.3. Beschermingsmaatregelen - Defibrillatie.....	40
2.4.4. Beschermingsmaatregelen - ESD (Electrostatic Discharge).....	41
2.4.5. Beschermingsmaatregelen - EMI (Elektromagnetic Interference).....	45
2.4.6. Algemeen ontwerp.....	46
2.5. Interface en sturing.....	49

2.5.1.	Inleiding	49
2.5.2.	Programmacode	51
2.6.	Behuizing	55
3.	Onderzoeksresultaten	57
3.1.	Labo resultaten testprint	57
3.2.	Labo resultaten switchbox	59
3.3.	Testresultaten case	61
4.	Conclusie	63
5.	Bibliografie	65
6.	Bijlagen	69
6.1.	Arduino Code	69
6.2.	Elektrisch Schema alle componenten	71
6.3.	PCB plaatsing en routing van alle componenten 1	72
6.4.	PCB plaatsing en routing van alle componenten 2	73
6.5.	Elektrisch Schema Testprint	74

Lijst van Tabellen

Tabel 1: Katheters per connector	30
Tabel 2: Pin mapping connector naar pinbox.....	31
Tabel 3: Vergelijking componenten	38
Tabel 4 Visualisatie en bevindingen van de testresultaten.....	58
Tabel 5 Visualisatie en bevindingen van de pinbox	60

Lijst van figuren

Figuur 1: Voorstelling van het hart [2]	15
Figuur 2: Atriale flutter [3].....	16
Figuur 3: Perspectief atriale flutter [4].....	16
Figuur 4: AV en SV-knoop [6].....	17
Figuur 5: De ablatiekatheter ingebracht in het linker atrium [9]	18
Figuur 6 Schematische weergave van het recording systeem [10]	19
Figuur 7 Voorbeeld van een ingangsversterker bij een ECG syteem [12]	20
Figuur 8: Algemene opbouw onderzoeken [13], [14].....	21
Figuur 9: eeg-signaal [16]	22
Figuur 10: HRA-katheter plaatsing [17]	22
Figuur 11: HIS-katheter plaatsing [17]	23
Figuur 12: Lasso katheter plaatsing [18].....	23
Figuur 13: CS-katheter plaatsing [17].....	24
Figuur 14: HALO-katheter [19]	24
Figuur 15: Ideale schakelaar [20]	25
Figuur 16: MOSFET ON-resistence i.f.v. signaalspanning [22]	26
Figuur 17: Basic CMOS-switch [22].....	26
Figuur 18: CMOS-switch on-weerstand i.f.v. signaalspanning [22]	26
Figuur 19: $r_{on}(flat)$ [20]	27
Figuur 20:Break-Before-Make [20].....	28
Figuur 21:Make-Before-Break [20].....	28
Figuur 22: Pin-layout van de junction box	29
Figuur 23: Algemeen aansluitschema.....	30
Figuur 24: Blokschema switchbox	33
Figuur 25: PKG.M1.0GL.VG [24]	35
Figuur 26: 39F41R splitter	35
Figuur 27: Tekening guide bar PKG.M1.0GL.VG [24].....	35
Figuur 28: Verwisselen tip op splitter.....	36
Figuur 29:39E46R verlengkabel.....	36
Figuur 30: AD75019 [25].....	37
Figuur 31: TS3A44159 [26].....	37
Figuur 32: TS5A22362 [27].....	37
Figuur 33 r_{ON} voor verschillende voedingsspanningen [27]	39
Figuur 34 Signaalverlies in dB [27].....	39
Figuur 35: LD1117 [28].....	40
Figuur 36: Beschermingsmaatregelen aan de HIS-HALO/11-ingang van de switchbox.....	41
Figuur 37 Een door ESD-gescheurde gate van een transistor [35].....	42
Figuur 38 Model van het menselijk lichaam met capaciteiten [36].....	42
Figuur 39 Schematische voorstelling van een ESD-gun [36].....	42
Figuur 40 De verschillende testmodellen voor ESD [37]	43
Figuur 41 Schematische voorstelling van ESD-bescherming met TVS-diodes [38].....	43
Figuur 42 TVS- en Shottky-diodes in een eerder PCB-ontwerp	44
Figuur 43 de verschillende Koppel-mechanismes bij EMI [40].....	45
Figuur 44: Case met EMI afscherming.	46
Figuur 45 Eerste plaatsing en routing van alle componenten.....	46
Figuur 46 Design van het eerste testontwerp	47
Figuur 47 Kopervrij gebied onder de IC's.....	47
Figuur 48 Gefreesd PCB met kopervrije vlakken.....	47
Figuur 49 Kleinschalig prototype	48
Figuur 50 Blokschema interface en sturing.....	49
Figuur 51: De Nextion Editor ontwikkelomgeving	50

Figuur 52 Het NX3224T024 touchscreen met interface	50
Figuur 53 Het Postinitialize Event menu in de Nextion Editor	50
Figuur 54 Werking van een resistief touchscreen [45]	51
Figuur 55 Algemeen diagram van seriële communicatie	51
Figuur 56: ontwerp van de case.....	55
Figuur 57: Shield effect [48]	55
Figuur 58 Testopstelling voor het prototype	57
Figuur 59: oscilloscoop beeld origineel signaal functiegenerator	57
Figuur 60: oscilloscoop beeld ingangssignaal op TS5A22362.....	58
Figuur 61: oscilloscoop beeld uitgangssignaal zonder bandbreedte limiet	58
Figuur 62: oscilloscoop beeld origineel signaal functiegenerator	59
Figuur 63: oscilloscoop beeld uitgangssignaal pin5 Laser.....	59
Figuur 64: oscilloscoop beeld uitgangssignaal pin5 Flutter	60
Figuur 65: wifisignalen buiten de case	61
<i>Figuur 66: wifisignalen in de case</i>	<i>61</i>

Abstract (Nederlands)

Veel elektrofysiologische afdelingen zoals die van het Hartcentrum Hasselt zijn bezig met het in kaart brengen en behandelen van hartritmestoornissen. De evolutie in apparatuur bij het elektrofysiologisch onderzoek is verbeterd, maar specifiek bij de handelingen van katheter bekabeling tot recording systeem is de technologie stil blijven staan. Om vlotte transitie tussen patiënten te garanderen moeten deze handelingen efficiënter verlopen wat ook de tijdsduur drastisch ten goede zal komen.

Het doel van het onderzoek is om te achterhalen of de handeling of een deel hiervan kan worden vervangen door een geautomatiseerde schakeling die het opstellen en aankoppelen van de randapparatuur vergemakkelijkt en zo de efficiëntie ervan verbetert. Om dit doel te bereiken is de volgende onderzoeksvraag opgesteld: Is het mogelijk om het wisselen van de katheters tussen de hartonderzoeken te vereenvoudigen zonder het introduceren van extra ruis of het hinderen van de bestaande onderzoeksmethodes?

Om een antwoord te kunnen geven op deze onderzoeksvraag is er een uitgebreide studie gedaan naar de verschillende hartonderzoeken en de opbouw en werking van het huidige systeem, van bipolaire katheter tot recording. Hierbij zijn de hartonderzoeken praktisch in kaart gebracht en is de stand van de techniek onderzocht omtrent verschillende componenten die een mogelijkheid tot switchen bieden.

Uit de kennis van deze studie is een printplaat ontworpen die het schakelen tussen de verschillende onderzoeken op zich neemt met een efficiëntere transitie ertussen. Op deze pcb zijn de schakelende componenten de TS5A22362 CMOS-switches. Deze zorgen voor minimaal signaalverlies en voldoen aan al de gestelde eisen. Eventuele vervolgonderzoeken zouden zich kunnen richten op efficiëntere bekabeling en verbetering van het pcb met focus op regulatie.

Abstract in English

Many electrophysiological departments such as those at Hartcentrum Hasselt are engaged in the mapping and treatment of cardiac arrhythmias. The evolution in equipment in electrophysiological research has improved, but technology has halted specifically in the domain of catheter cabling to the recording system. To ensure a smooth transition between different patients these actions must be made more efficient, resulting in reduced procedure times.

The aim of the research is to find out whether the current actions or part of those can be replaced by an automated circuit that improves the ease of connecting components and thus improves efficiency. To achieve this goal, the following research question has been drawn up: Is it possible to simplify the exchange of catheters between cardiac procedures without introducing extra noise or impeding existing research methods?

To answer this research question, a comprehensive study has been carried out concerning layout and functioning of the current system for all different cardiac procedures, from bipolar catheter to recording. All procedures have been practically mapped out and the current state of the art has been investigated regarding various components that offer a possibility for switching.

Using the knowledge of this study, a printed circuit board has been designed that handles the switching of catheters between procedures resulting in a more efficient transition between patients. On this printed circuit board, the switching components are the TS5A22362 CMOS-switches, resulting in a minimal loss of signal and meeting the pre-set requirements. Future research on this subject could aim on more efficient cabling and improving the printed circuit board, focussing on regulation.

Inleiding

De dienst Elektrofysiologie van het Hartcentrum Hasselt houdt zich bezig met het in kaart brengen en behandelen van allerlei hartritmestoornissen. Eén van hun diagnostische procedures is het elektrofysiologisch onderzoek. Dat houdt in dat de elektrische activiteit van het hart wordt gemeten (ecg-signalen) door middel van katheters voorzien van bipolaire elektroden. De signalen hiervan worden via connectoren verzonden naar een schakelbord en recording systeem.

Gedurende de evolutie van deze onderzoeken, gaat de technologie van het meten en registreren steeds vooruit. De handelingen noodzakelijk om dit systeem op te zetten zijn echter blijven stilstaan. Door deze handeling waar mogelijk te vervangen door een automatisch systeem ontstaat er een efficiëntere manier van werken. Dit zonder verlies van signaal en met een potentieel grote marktwaarde

1. Literatuuronderzoek

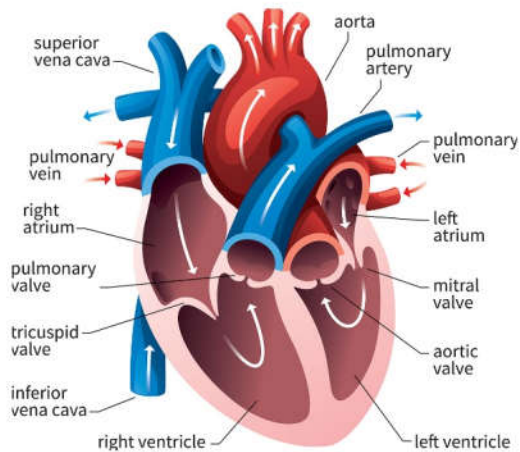
1.1. Hartritmestoornissen

1.1.1. Inleiding

Op de dienst elektrofysiologie onderzoekt en behandelt men elektrische abnormaliteiten die betrekking hebben tot het hart. Deze anomalieën beïnvloeden zowel het hartritme als de conductie van een hartslag.

De normale werking van het hart is een reeks van 2 contracties die het gevolg zijn van een elektrisch impuls. Eerst vindt er een contractie plaats in de voorkamers, de atria; de tweede contractie vindt plaats in de kamers, de ventrikels (zie Figuur 1).

De atria ontvangen het bloed en pompen het in de ventrikels, die het op hun beurt verder naar de verschillende slagaders pompen [1].



Figuur 1: Voorstelling van het hart [2]

Onder normale omstandigheden worden de impulsen die een hartslag veroorzaken en gemeten worden in de vorm van ecg-signalen, gegenereerd door de natuurlijke pacemaker van het hart genaamd de sinusknop. Deze bevindt zich in het rechteratrium. De impuls reist over het oppervlakteweefsel van het atrium en veroorzaakt een samentrekking. Daarna vertraagt de elektrische geleiding ter hoogte van de atrioventriculaire knop, die zich in het bovenste deel van de spierwand tussen de twee kamers bevindt, om zo het bloed de kans te geven om naar de ventrikels te stromen. Dan beweegt de puls zich naar beneden doorheen het geleidingsweefsel binnen de ventrikels, waardoor de tweede ventriculaire contractie ontstaat die het bloed uit de kamers pompt.

Zoals net besproken, is dit de normale werking van het hart. In 1.1.2, 1.1.3 en 1.1.4 bespreken we bondig enkele complicaties die kunnen voorkomen en in 1.1.5 een korte uitleg over ablatie.

1.1.2. Atriale flutter

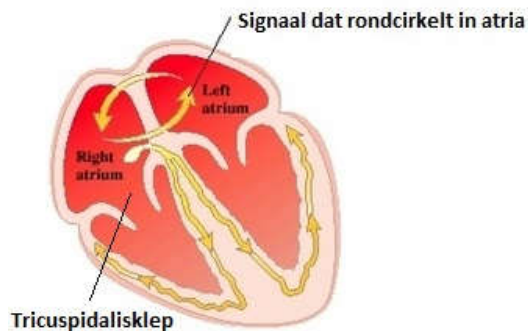
Atriale flutter is een aandoening die optreedt als er zich een abnormaal geleidingscircuit in het rechter atrium ontwikkelt (zie Figuur 2). Dit geleidingscircuit veroorzaakt een re-entrant ritme¹ in een

¹ Dit zich herhalend elektrisch circuit onderdrukt de sinusknop activiteit

gelokaliseerde, zichzelf in stand houdende lus. Voor elke cyclus ontstaat er een elektrische impuls die zich voortplant door de atria [1].

Deze ontwikkeling leidt tot het overmatig snel kloppen van de atria, namelijk tussen de 250 en 300 slagen per minuut. Dit leidt enerzijds toe dat de pompkracht van het hart afneemt door verminderen van de atriale bijdrage aan de mechanische contractie, wat hartfalen kan veroorzaken. Anderzijds kan er ook klontering van bloed ontstaan in de atria hetgeen aanleiding kan geven tot een beroerte.

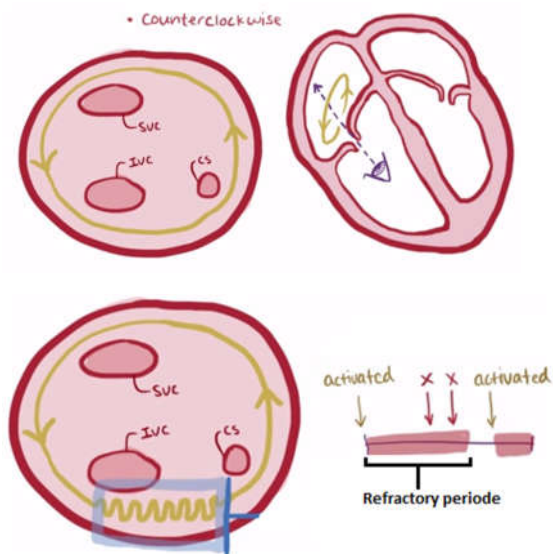
Atriale Flutter



Figuur 2: Atriale flutter [3]

Atriale flutter is op te splitsen in twee types.

Type 1 is de meest voorkomende vorm waarbij een signaal circuleert in het rechter atrium, specifiek rond de tricuspidalisklep, zoals te zien is in Figuur 3.



Figuur 3: Perspectief atriale flutter [4]

Bekijkt men het rechter atrium in het perspectief zoals in Figuur 3 zien we de SVC (superior vena cava) of bovenste holle ader, de IVC (inferior vena cava) of onderste holle ader en de CS (coronary sinus) of coronaire sinus. Bij dit type is er in het geleidingscircuit een gebied genaamd cavotricuspidale isthmus (aangegeven met blauw), waarin het signaal zich trager voortplant dan in het omliggende weefsel. Weefsel dat net geactiveerd is, kan pas terug worden geactiveerd na een bepaalde tijd. Dit noemt men de refractaire

periode. Door de langzame voortplanting van het signaal, heeft de isthmus genoeg tijd om uit refractair te komen [3] [4] [5] [6] [7] [8] [9].

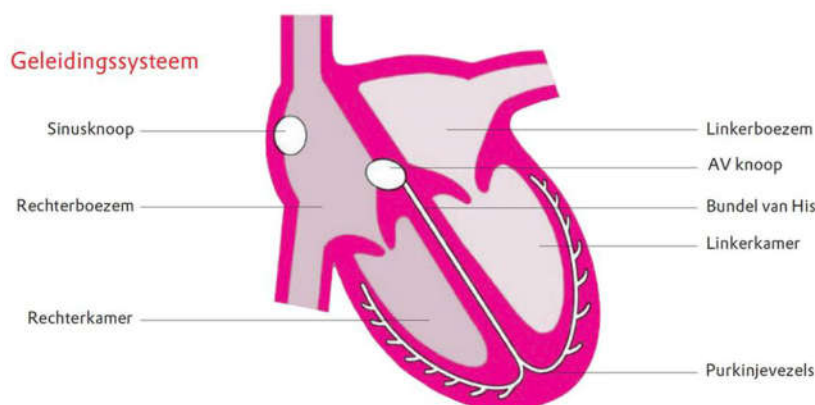
Type 2 is de atypische atriale flutter waarvan de exacte locatie minder gedefinieerd is.

Atriale flutter is behandelbaar met het nemen van voorgeschreven medicijnen in samenhang met het mijden van alle stimulerende middelen zoals drugs en cafeïne. Als hiermee het normale ritme niet kan hersteld worden, kan een elektrische schok afgeleverd worden om het sinusritme te herstellen, of verricht men atriale flutter ablatie, één van de ingrepen besproken in 1.1.5 die betrekking hebben tot het schakelbord.

1.1.3. Supraventriculaire tachycardie (SVT)

Zoals vermeld in 1.1.1 bestaat het hart uit 2 voorkamers (atria) en 2 kamers (ventrikels) en trekt de hartspier samen onder invloed van een kleine elektrische stroom. Als deze stroom de spier van de hartkamers bereikt, trekt deze samen.

In het geval van een Supraventriculaire tachycardie, wordt er eveneens een versnelde hartslag veroorzaakt door een re-entrant circuit, dat gebruik maakt van de atrioventriculaire knoop. Er zijn hierbij twee vormen: een atrioventriculaire nodale re-entry tachycardie die een lus maakt in de atria en de AV knoop, en een atrioventriculaire re-entry tachycardie die voor zijn circuit gebruik maakt van de atria en de ventrikels, de AV knoop en een accessoire verbinding tussen atria en ventrikels. (zie Figuur 4) [5].



Figuur 4: AV en SV-knoop [6]

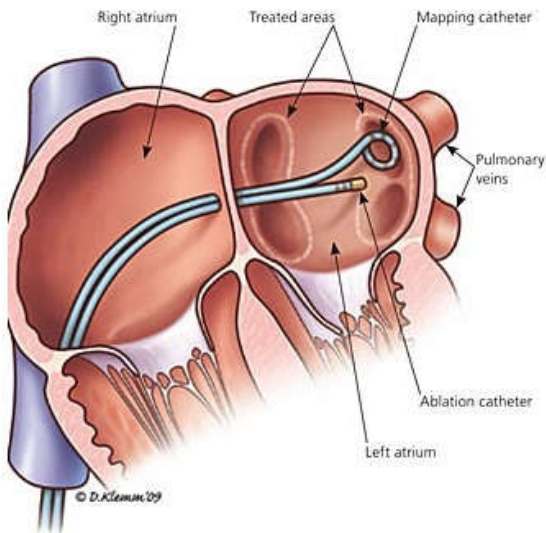
Men kan deze aandoening behandelen met medicatie of met een ablatie in gevallen waarbij medicatie niet volstaat.

1.1.4. Voorkamerfibrillatie (VKF)

Voorkamerfibrillatie of atriale fibrillatie is een veel voorkomende hartritmestoornis, waarvan de incidentie² stijgt met de leeftijd. Net zoals atriale flutter is dit een stoornis die kan komen en gaan op een alternerende manier. In tegenstelling tot atriale flutter, verloopt de elektrische atriale activatie bij fibrillatie chaotisch [7]. Er is vaak een trigger vanuit de pulmonale venen.

1.1.5. Ablatie

Ablatie is een behandeling waarbij de arts elektrische prikkels die het ritme storen, blokkeert door applicatie van (meestal radiofrequente) energie via een katheterisatie. Voordat een ablatie kan worden uitgevoerd doet men een grondig elektrofysiologisch onderzoek om de oorzaak en de specifieke plaats van de stoornis te vinden [6], [8].



Figuur 5: De ablatiekatheter ingebracht in het linker atrium [9]

Vervolgens gaat de elektrofysioloog de ritmestoornis proberen te onderbreken door middel van een speciaal uitgeruste katheter met metalen tip. Deze wordt door radiofrequente-energie opgewarmd tot een maximumtemperatuur van 57-70° C, waardoor in de kritische zone het hartweefsel wordt beschadigd (zie Figuur 5).

Hierdoor ontstaat littekenweefsel dat geen elektrische impulsen meer geleidt.

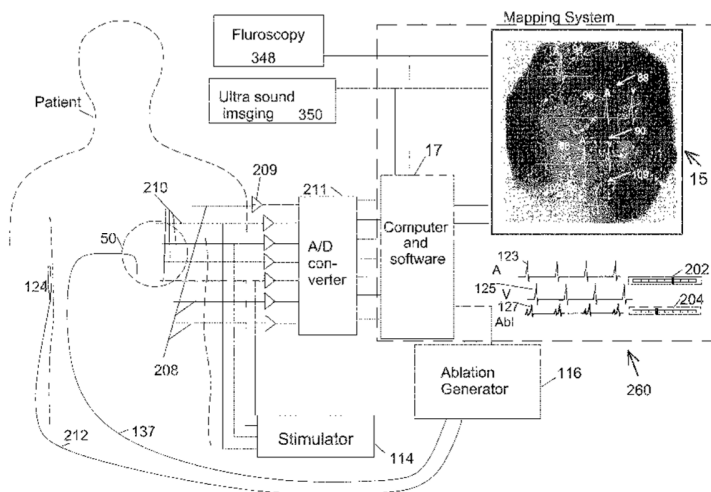
Tijdens de ingreep wordt er aanhoudend gecontroleerd of de ritmestoornis is verdwenen door het geleidingsweefsel te prikkelen en zo de ritmestoornis terug trachten op te wekken.

² Het aantal nieuwe gevallen van een bepaalde ziekte in een omschreven populatie tijdens een omschreven periode [17]

1.2. Elektrofysiologisch recording systeem

Het recording systeem is het cardiologisch systeem dat wordt gebruikt om via de verschillende katheters het hartritme van de patiënt in kaart te brengen. Voor deze Masterproef zijn vooral de opbouw van de ingangen en de storingonderdrukking van belang. Rekening houdend met het feit dat het systeem streng beveiligd is door allerhande octrooien, volgt hieronder een beknopte en algemene uiteenzetting.

Nadat de elektrische signalen van het hart door de verschillende katheters zijn gedetecteerd, worden deze doorgezonden naar het systeem. Eenmaal aan de ingangen worden de signalen versterkt, gefilterd en naar het computersysteem verzonden om de signalen visueel voor te stellen. [10]



Figuur 6 Schematische weergave van het recording systeem [10]

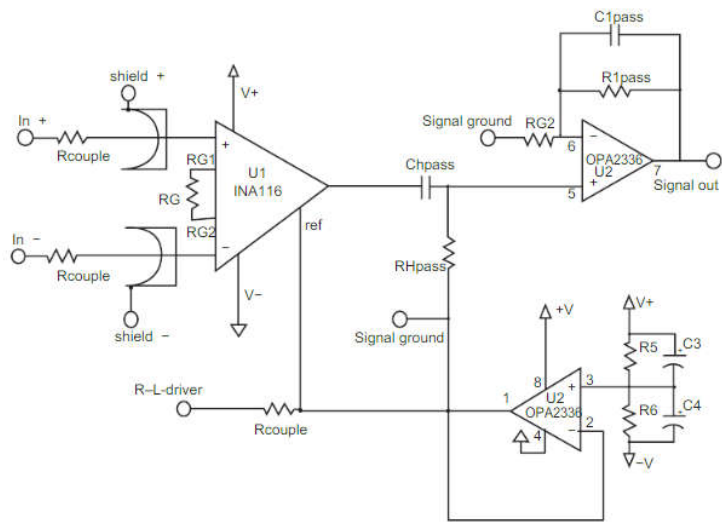
Volgens de wet van Ohm is het noodzakelijk om een hoge weerstand te hebben indien er slechts weinig stroom beschikbaar is vanuit het hart om voor een detecteerbaar signaal te zorgen. Omwille van deze reden heeft het de differentiaalversterker aan de ingang van het systeem een zeer hoge ingangsimpedantie.

Een typische weerstandswaarde voor de huid bij het menselijk lichaam is dus bijvoorbeeld enkele honderden $k\Omega$. [11] Om zo weinig mogelijk signaalverlies te krijgen, moet de impedantie van het recording systeem hoger zijn of gelijk zijn aan die van het menselijk lichaam. Bij een typisch ECG-signaal met grootteorde 25mV en een minimale ingangswaarde van $1M\Omega$ werkt het systeem met stromen vanaf $0,05 \mu A$ groot. Merk op dat in de praktijk een ingangswaarde wordt gebruikt die vele malen groter is. [12]

$$I = \frac{25 \cdot 10^{-3} V}{1 \cdot 10^6 \Omega} = 2,5 \cdot 10^{-8} A = 0.025 \mu A$$

Formule 1 Berekening van de opgenomen stroom

Na de ingangsversterking wordt er gebruik gemaakt van de benodigde filters. In Figuur 7 is een voorbeeld ECG-systeem te zien dat gebruikt wordt voor het monitoren van atleten. In dit voorbeeld wordt er gebruik gemaakt zowel een highpass als een lowpass filter om zo het signaal te beperken tot de gewenste bandbreedte.



Figuur 7 Voorbeeld van een ingangsversterker bij een ECG syteem [12]

1.3. Opbouw en katheters

1.3.1. Inleiding

Zoals in voorgaande hoofdstukken vermeld heeft de pinbox betrekking tot vier onderzoeken. Ieder onderzoek maakt gebruik van een verschillende combinatie van katheters, met elk een eigen aansluitingsschema.

Om een goed beeld te krijgen van de opbouw van ieder specifiek onderzoek wordt in Figuur 8 een algemene opbouw gegeven van het huidige systeem en de functie van de onderdelen in hierin



Figuur 8: Algemene opbouw onderzoeken [13], [14]

Voor het onderzoek of de procedure van start gaat worden er elektroden aangebracht om het hartritme te kunnen volgen. Hierna wordt de huid op de plaats waar de katheters worden ingebracht geschoren en ontsmet om infecties tegen te gaan. Pas dan worden katheters ingebracht vanuit de lies. Met hulp van röntgenstralen brengt men de katheters tot in het rechterhart.

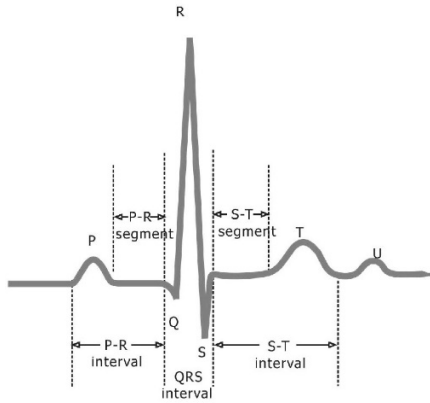
De ingebrachte multipolaire katheters monden uit in een connector waarop een 39F41R NON-navigatie diagnostische kabel aangesloten wordt, deze splitst op in 10 afzonderlijk afgeschermd pinnen die in het schakelbord worden gestoken. De aard van het onderzoek bepaalt op welke manier er verbinding met het schakelbord gemaakt wordt. Het schakelbord stuurt de ecg-signalen gemeten door de katheters door naar het recording systeem dat deze signalen verwerkt [8].

1.3.2. Ecg-signalen

Ecg-signalen (Electrocardiogram) representeren de elektrische activiteit van het hart, die wordt opgepikt door de katheters en via de pinbox naar het recording systeem gebracht wordt. De signalen waarvan een voorbeeld in Figuur 9 komt voort uit het meten van het potentiaalverschil tussen 2 polen van de katheter [15].

Eerste is er de stimulatie van de rechter en linker boezems door een elektrisch signaal dat wordt gegenereerd door de sinusknop. Dat verschijnt als de P-golf in Figuur 9. Het elektrische signaal,

verspreidt zich vervolgens via de atria, atrioventriculaire (AV) junctie, de bundel van His en de Purkinje-vezels om uiteindelijk de ventrikels te bereiken en te stimuleren. De verspreiding van het elektrische signaal door de ventrikels veroorzaakt ventriculaire contractie. De fase van ventriculaire contractie verschijnt als het karakteristieke QRS-complex in de ecg-grafiek. Uiteindelijk wordt met de relaxatie van de twee ventrikels een depolarisatiesignaal gegenereerd dat verschijnt als de T-golf in het ecg-diagram.



Figuur 9: ecg-siginaal [16]

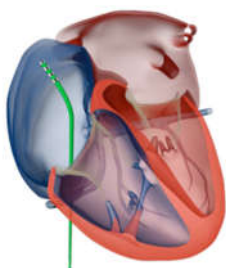
1.3.3. Soorten katheters

Doordat veel van de elektrisch gegenereerde impulsen en geleidende paden in het rechter atrium liggen, zijn er veel te analyseren structuren en ablaties die een variëteit aan katheters gebruiken.

In ieder van de onderzoeken genoemd in 1.1, maakt men gebruik van een combinatie van één of meerdere katheters, dewelke hieronder worden geëxplicieerd. Verder worden de technische details van iedere katheter hier ook besproken.

Hoog rechter atrium (HRA):

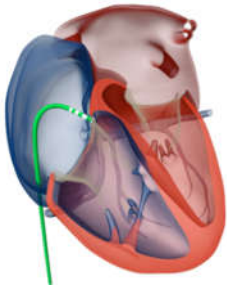
Katheters bedoeld voor het rechter atrium zijn zacht en flexibel, doordat het rechter atrium zeer dun en perforatiegevoelig is. De HRA is typisch een vierpolige katheter die wordt ingebracht in het rechter atrium zoals zichtbaar in Figuur 10 en meet hier een variëteit van elektrische impulsen [17].



Figuur 10: HRA-katheter plaatsing [17]

HIS:

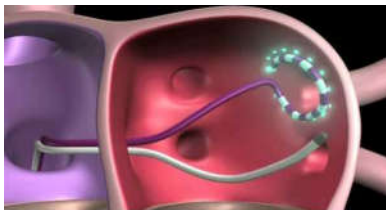
De HIS-bundel katheter meet elektrische activiteiten van het hart op de plaats waar ze door de AV-knoop gaan. Deze katheter komt in contact met drie verschillende EGM³'s met behulp van 4 elektrodes of 8 elektrodes voor hogere stabiliteit. Zoals te zien in Figuur 11 is de katheter geplaatst tussen het rechter atrium en de rechter ventrikel en zijn een atriale en een ventriculaire EGM waarneembaar. Tussen deze twee signalen is een HIS EGM waarneembaar die depolarisatie van de HIS-bundel representeert. De katheter kan het AH-interval meten, dit is de tijdsduur waarin een golffront zich over de AV-knoop voortplant. Ook is het mogelijk om het HV-interval te meten, dit is de tijd die een signaal nodig heeft om zich voort te planten van de AV-knoop naar de ventriculaire hartspier [17].



Figuur 11: HIS-katheter plaatsing [17]

Lasso:

De lasso is een mapping katheter die gebruikt wordt om na te gaan waar er zich elektrische activiteit bevindt en hoeveel elektrische activiteit er plaatsvindt rond circulaire structuren zoals de longaders [18].



Figuur 12: Lasso katheter plaatsing [18]

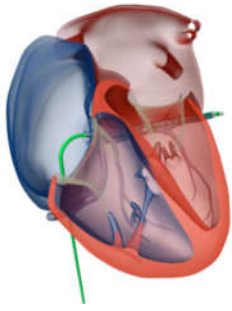
Coronaire Sinus (CS):

De CS-katheter wordt retrograad⁴ geplaatst in de coronaire sinus en is zo gepositioneerd om zowel ter hoogte van de linker voorkamer als linkerhartkamer te meten (zie Figuur 13) aangezien de sinus coronarius epicardiaal over de AV groeve loopt. Aangezien de meest proximale elektrodes van deze katheter zich nog in het rechter atrium bevinden, kunnen EGM's gezien worden van de rechter voorkamer, linker voorkamer en linker ventrikel.

De timing van de EGM's vanaf de rechterkant van het hart naar de linkerkant van het hart zijn belangrijk voor het correct in kaart brengen van signalen van de linker laterale hartgebieden [17].

³ electrogram

⁴ Tegen de normale richting in



Figuur 13: CS-katheter plaatsing [17]

Halo:

Net zoals de lasso is de Halo een mapping katheter, maar met een verschillende vorm zoals zichtbaar in Figuur 14 . Deze katheter is ideaal om circulair in het rechter atrium te leggen.



Figuur 14: HALO-katheter [19]

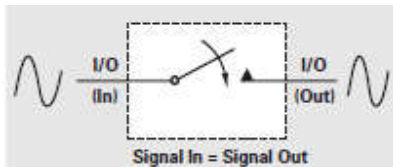
1.4. Switch technologieën

1.4.1. Inleiding

Om ecg-signalen afkomstig van de katheters naar de juiste uitgangspin van de switchbox te brengen, moest er gebruik gemaakt worden van een techniek waarbij er zo weinig mogelijk signaalverlies zou optreden. Een switch mag de kleine analoge signalen niet vervormen, er mag geen signaalverlies zijn en geen overspraak.

1.4.2. Relais

Wanneer het switchen van analoge signalen wordt overwogen, zijn de karakteristieken van een ideale elektromagnetische (mechanische) switch waarvan een voorbeeld te zien is in Figuur 15, het meest gunstig. Een invoersignaal toegepast op de linker I/O-pin resulteert in een identiek uitgangssignaal op de rechter I/O-pin. Echter zijn elektromagnetische switches in de praktijk niet ideaal en treden er verliezen op. Mechanische relais wekken signaalruis op als gevolg van het mechanische systeem. [20].



Figuur 15: Ideale schakelaar [20]

Een ander probleem met relais is dat ze beschikken over een constante weerstand, deze weerstand zal veranderen met de tijd en zorgen voor een niet constant gedrag van een systeem.

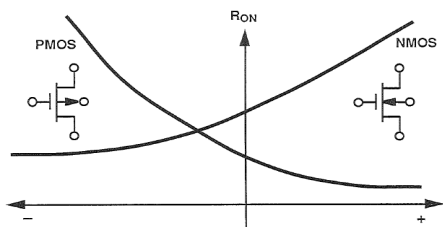
1.4.3. CMOS analog transmission gate(TG)switches

Een ander voorbeeld van een switch is een solid-state switch. In tegenstelling tot elektromechanische relais of switches (EMR) die spoelen, magnetische velden, veren en mechanische contacten gebruiken heeft een solid-state switch geen bewegende delen. Een solid-state switch gebruikt de elektrische en optische eigenschappen van halfgeleiders voor zijn invoer naar uitgangsisolatie en schakelfuncties, dewelke hem 100 keer sneller maakt dan een mechanische relais [21].

De schakelaars die hier worden genoemd, zijn complementaire metaaloxide halfgeleider (CMOS) veldeffecttransistor (FET) schakelaars, een ideale analoge switch heeft volgende karakteristieken;

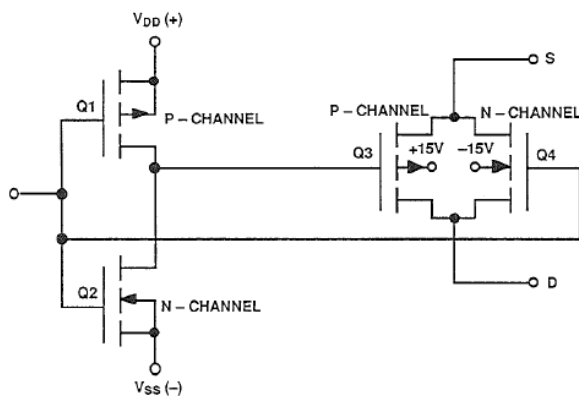
- geen ON-weerstand
- oneindige off impedantie voor alle frequenties
- geen tijds vertraging
- geen lekstroom

Figuur 16 representeert het gedrag van een basis MOSFET-transistor waarvan de door spanning gestuurde weerstand niet lineair varieert met de signaalspanning. Het niet lineair gedrag kan zorgen voor nauwkeurigheidfouten bij DC en signaalvervorming bij AC signalen [22].



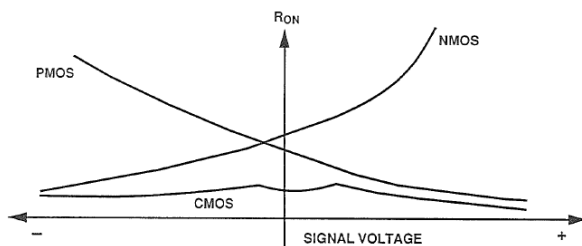
Figuur 16: MOSFET ON-resistance i.f.v. signaalspanning [22]

Figuur 17 laat een basis CMOS switch zien die gebruikt maakt van een complementair P-kanaal en N-kanaal MOS apparaat die verbonden zijn in parallel. Dit vermindert de ON-weerstand en produceert een meer lineair gedrag.



Figuur 17: Basic CMOS-switch [22]

Door gebruik te maken van de CMOS-technologie is er minder dc-signaalverlies en bij ac zal er minder signaalvorming optreden doordat de ON-weerstand geminimaliseerd is en de lineariteit verbeterd is. Het daadwerkelijke verschil is te zien in Figuur 18 [22].



Figuur 18: CMOS-switch on-weerstand i.f.v. signaalspanning [22]

Het kiezen van de juiste switch is afhankelijk van enkele belangrijke parameters volgens de analog switch guide van Texas Instruments [20].

1.4.4. Belangrijke parameters

VIH/VIL

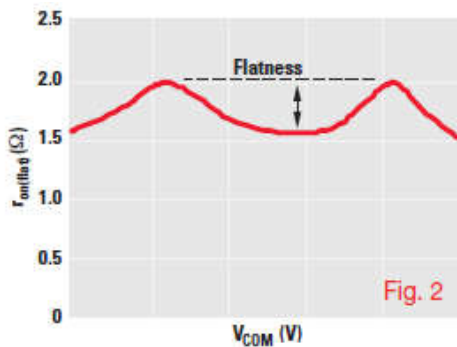
Deze zijn belangrijk opdat het schakelen van de switch uitgevoerd wordt door een digitale bron, in dit geval de digitaal poorten van de Arduino nano. Daarom moeten VIH en VIL compatibel zijn met de bron om een goede werking te garanderen [20].

ON-state weerstand(r_{ON})

De r_{ON} aan de ingang van een switch draagt bij aan het signaalverlies en degradatie, daarom moet een lage r_{ON} afgewogen worden in het design. Verder is het nog belangrijk om te weten dat r_{ON} toeneemt hoe dichter VI/O V+ benadert. Bij het switchen van kleine analoge signalen spreekt men van een hoge r_{ON} vanaf 20Ω [20], [23].

ON-state weerstand vlakheid(r_{ON} -flat)

Dit specificeert de minimum en maximumwaarde van r_{on} in het opgegeven bereik van omstandigheden. Deze veranderingen door omstandigheden hebben meestal betrekking tot een verandering in temperatuur of een verandering in voedingsspanning [20].



Figuur 19: $r_{on}(flat)$ [20]

Δr_{on}

De Δr_{on} definieert het weerstandsverschil tussen 2 kanalen van de switch. Een grote Δr_{on} kan in deze applicatie leiden tot het creëren van foute signalen voor het elektrofysiologisch recording systeem.

On/Off capaciteit(C_{ON}/C_{OFF})

De totale switch en load capaciteit moet overwogen worden omdat deze invloed kunnen hebben op de responstijd, insteltijd en fan-out limieten [20].

Totale harmonische vervorming(THD)

De THD is een meting van de lineariteit van het apparaat. De niet-lineariteit kan worden geïntroduceerd in een aantal manieren (ontwerp, apparaat fysica, ect.); maar in de meeste gevallen is de grootste bijdrage de r_{ON} . Zoals eerder vermeld, is het hebben van een lage r_{ON} belangrijk, maar een vlakke r_{ON} is al even belangrijk om een goede THD te bereiken [20].

Overspraak

In de categorie overspraak zijn er 2 types om te overwegen;

- Control naar output;

Het level van overspraak is een maat van hoe goed het controlesignaal ontkoppeld is van de output van de switch. Ten gevolge van de parasitaire capaciteit van CMOS-processen, veroorzaakt het veranderen van de staat van het stuursignaal ruis op de uitgang [20].

- Tussen switches;

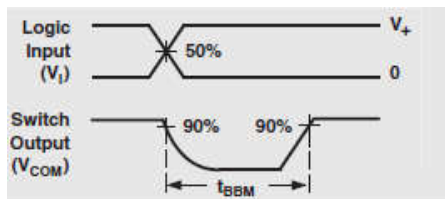
Het niveau van overspraak is ook een maat voor aangrenzende kanaal isolatie ten opzichte van elkaar. Zoals met control naar output overspraak kan de parasitaire capaciteit het signaal koppelen van een switch met die van een andere switch [20].

Feedthrough

Deze eigenschap is gerelateerd aan het vermogen van de switch om signalen te blokkeren wanneer uitgeschakeld. Zoals bij overspraak maakt de parasitaire capaciteit het mogelijk om signalen met hoge frequentie door de switch te koppelen aan de output waardoor een switch ingeschakeld lijkt te zijn op een ongewenst moment [20].

Break-Before-Make (BBM) Time

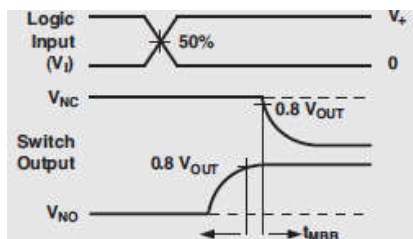
Dit garandeert dat twee multiplexerpaden nooit elektrisch met elkaar verbonden worden wanneer het signaal pad wordt gewijzigd. De parameter wordt gemeten onder een bepaald bereik van omstandigheden en door de propagatietijd tussen de uitgang van twee aangrenzende analoge kanalen (NC en NO) wanneer het stuursignaal van status verandert zoals zichtbaar in Figuur 20 [20].



Figuur 20: Break-Before-Make [20]

Make-Before-Break (MBB) Time

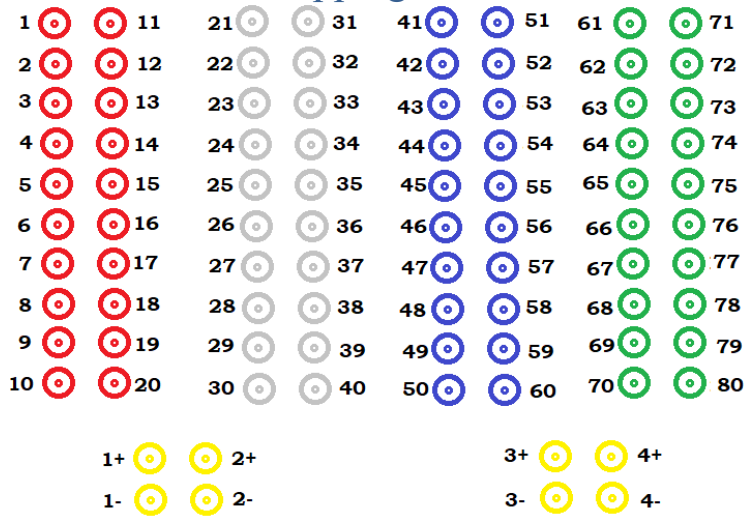
Garandeert dat twee multiplexerpaden nooit open zijn als het signaal pad gewijzigd wordt door de selectie ingang. De parameter wordt gemeten onder een bepaald bereik van omstandigheden en door de propagatietijd tussen de uitgang van twee aangrenzende analoge kanalen (NC en NO) wanneer het stuursignaal van status verandert zoals zichtbaar in Figuur 21 [18].



Figuur 21: Make-Before-Break [20]

2. Materiaal en methode

2.1. Pin mapping



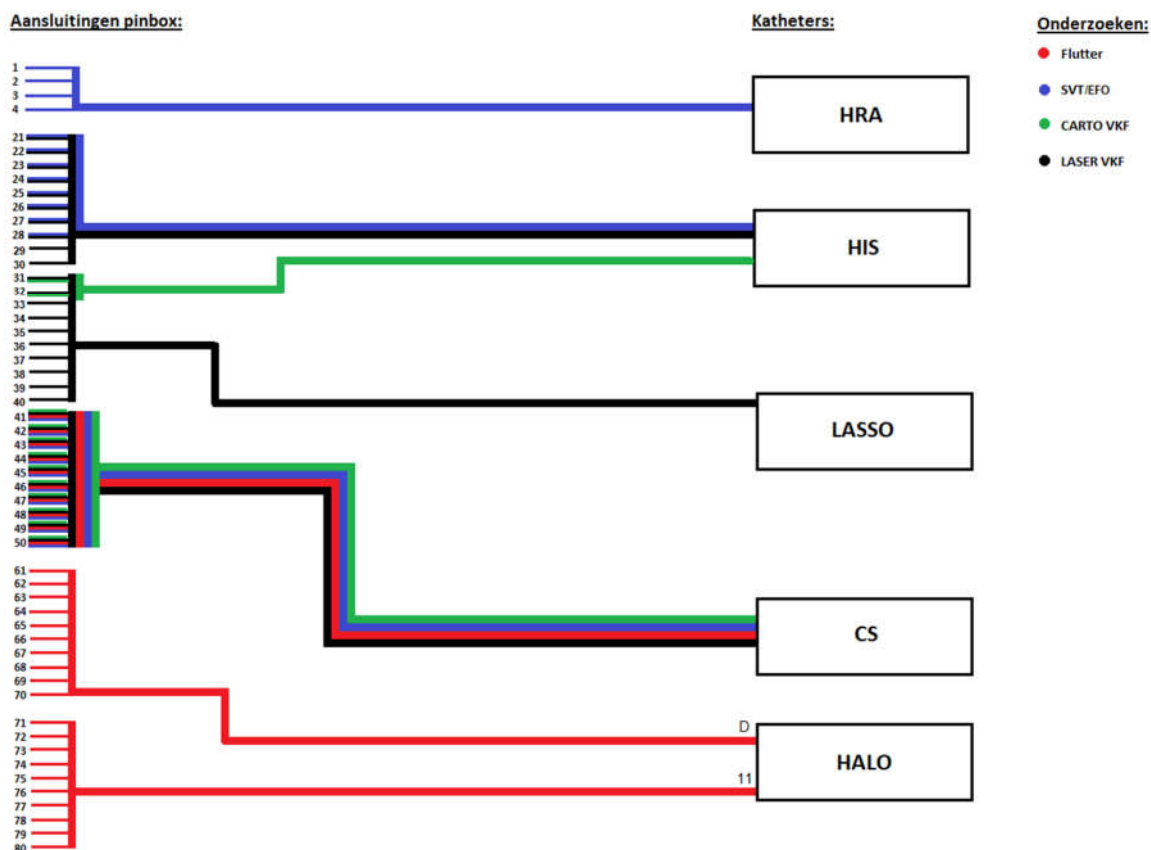
Figuur 22: Pin-layout van de junction box

Een belangrijk aspect van de schakeldoos is de pin mapping. Hierbij werd er gekeken naar terugkomende katheters per onderzoek en hun respectievelijke aansluitingen op de pinbox.

Om te beginnen horen bij elke katheter vaste aansluitingen op pinbox:

- HRA(hoog rechter atrium)
 - Plug 1-4
- HIS
 - Plug 21-28
 - Bij Carto VKF 31-32
- Lasso
 - Plug 31-40
- CS
 - Plug 41-50
- HALO
 - Plug 61-70 en 71-80
 -

Aan de hand hiervan is een mapping schema met aan de linkerzijde de aansluitingen op de pinbox en aan de rechterzijde de soorten katheters die gebruikt worden.



Figuur 23: Algemeen aansluitschema

In de legende is zichtbaar dat een flutter, SVT/EFO, CARTO VKF en LASER VKF respectievelijk de kleuren rood, blauw, groen en zwart hebben. Verder is het dat eender welk van deze onderzoeken een maximum van 3 katheters nodig heeft wat wil zeggen dat er aan de ingang van de switch box max 3 connectoren voor de katheters nodig zijn. Vanuit dit standpunt kan Tabel 1: Katheters per connector opgesteld worden;

Flutter	SVT/EFO	CARTO VKF	LASER VKF	Katheters per connector	
HALO	HRA		LASSO	HRA/LASSO/HALO-D	Con1
HALO	HIS	HIS	HIS	HIS/HALO-11	Con2
CS	CS	CS	CS	CS	Con3

Tabel 1: Katheters per connector

Hieruit volgt dat op connector 1 de HRA, LASSO en HALO/D katheters komen, op connector 2 de HIS en de HALO/11 en op connector 3 enkel de CS omdat deze terugkerend is bij ieder onderzoek.

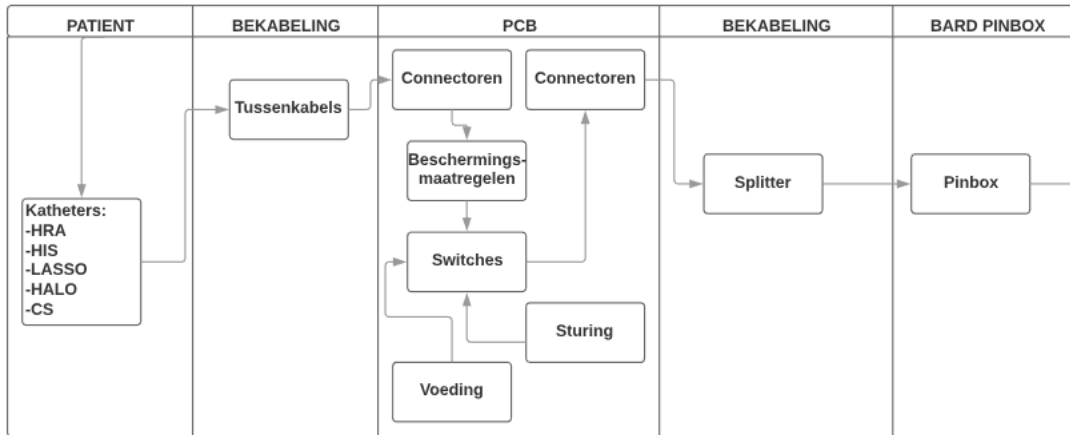
Zoals zichtbaar in Figuur 14 en Tabel 1 is het zo dat verschillende katheters aangesloten worden op dezelfde pinnen op de pinbox. Tabel 2 geeft een beter beeld op de pinnen per connector die terugkomen in verschillende onderzoeken. Door het bestuderen van deze 2 tabellen hebben we kunnen besluiten dat er maximum 3 ingangconnectoren nodig zijn en 6 uitgangconnectoren om alle onderzoeken uit te kunnen voeren. Dit resulteert in 30 ingangssignalen en 60 uitgangssignalen.

Connector 1				Connector 2			Connector 3			
				HIS		HALO/11	CS			
				HRA		HALO/D	LASSO			
10		70	40	10	30	80	10	50 50 50 50		
9		69	39	9	29	79	9	49 49 49 49		
8		68	38	8	28 28	78	8	48 48 48 48		
7		67	37	7	27 27	77	7	47 47 47 47		
6		66	36	6	26 26	76	6	46 46 46 46		
5		65	35	5	25 25	75	5	45 45 45 45		
4	4	64	34	4	24 24	74	4	44 44 44 44		
3	3	63	33	3	23 23	73	3	43 43 43 43		
2	2	62	32	2	22 22	72	2	42 42 42 42		
D	1	61	31	D	21 21	71	D	41 41 41 41		

Tabel 2: Pin mapping connector naar pinbox

2.2. Opbouw switchbox

Uit 2.1 blijkt dus dat er 3 ingangsconnectoren nodig zijn die passen op de katheters en 6 uitgangconnectoren die passen op de 39F41R splitter kabel die naar de pinbox gaat. Dit wetende kan er een ontwerp worden gemaakt voor de switchbox zoals weergegeven in Figuur 24.

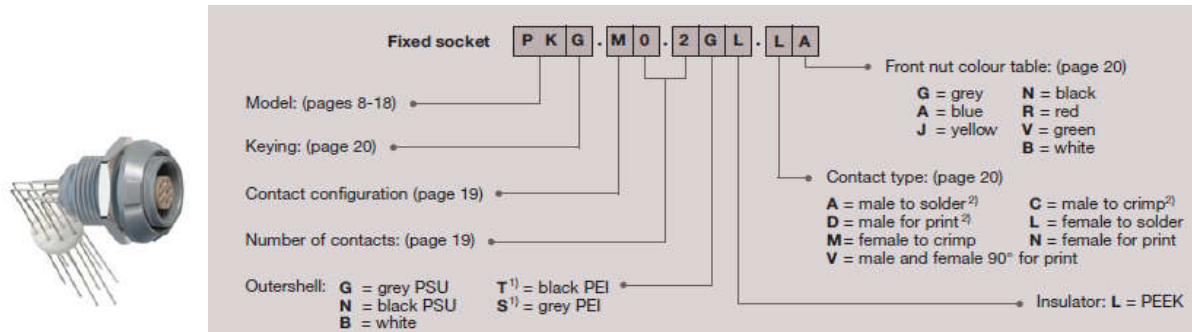


Figuur 24: Blokschema switchbox

Het ontwerp is opgedeeld in 5 categorieën, de patiënt, de ingangsbekabeling, pcb, uitgangsbekabeling en de pinbox. De pcb is verder nog in 5 subcategorieën ingedeeld dewelke besproken worden in komende hoofdstukken met uitzondering van de pinbox.

2.3. Bekabeling en connectoren

Alle bekabeling van de katheter tot 39F41R splitter werken met dezelfde connectoren, de PKG.M1.0GL.VG waarvan een voorbeeld is te zien in Figuur 25.



Figuur 25: PKG.M1.0GL.VG [24]

De PKG.M1.0GL.VG is een Female 90° low voltage pcb mount waarvan het aansluittype in iedere catalogus aangegeven wordt met Redel- of Lemo 10. De connector heeft 10 aansluitingen die overeenkomen met zowel die van de katheters als die van de 39F41R splitter (zie Figuur 26). Zoals al vermeld in 2.1 zijn er van deze connectoren 3 aan de ingang en 6 aan de uitgang nodig [24].



Figuur 26: 39F41R splitter

Aan de uitgang van de switchbox geeft dit een probleem omdat de 39F41R splitter in de normale configuratie niet past op de PKG.M1.0GL.VG doordat de connector 1 guide bar heeft en de 39F441R splitter 2 van deze geleidingsgleuven heeft [24].



Figuur 27: Tekening guide bar PKG.M1.0GL.VG [24]

De oplossing hiervoor is dat de tippen van alle kabels onderling verwisselbaar zijn zoals zichtbaar in Figuur 28. Dit wil zeggen dat we de tip van de splitter kabel kunnen verwisselen met een tip die maar 1 guide bar gebruikt. Door de tip te verwisselen kunnen we deze wel aansluiten op de switchbox.



Figuur 28: Verwisselen tip op splitter

Om de katheters te verbinden met deze connectoren moet er gebruik gemaakt worden van een verlengkabel. In de catalogoog van Biosense Webster is de enige kabel met aan beide zijde een mannelijke Redel-10 connector de 39E46R zichtbaar in Figuur 29.



Figuur 29:39E46R verlengkabel

2.4. Pcb

2.4.1. Switches

De analoge switches zijn de belangrijkste componenten in het ontwerp, deze zorgen voor de verbinding van de ingangssignalen met de juiste uitgangconnectoren. Bij het zoeken naar een geschikte switch zijn er enkele belangrijke parameters die meegenomen zijn in de zoektocht zoals besproken in 1.4.3 en 1.4.4 . Verder zijn er nog eigenschappen die opgesteld zijn door het huidige systeem:

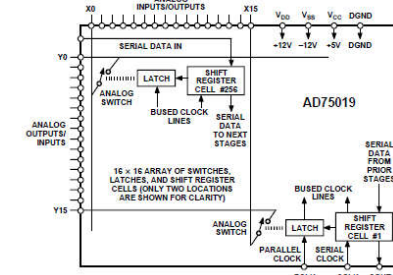
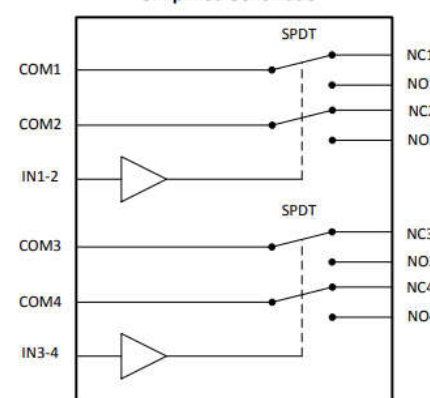
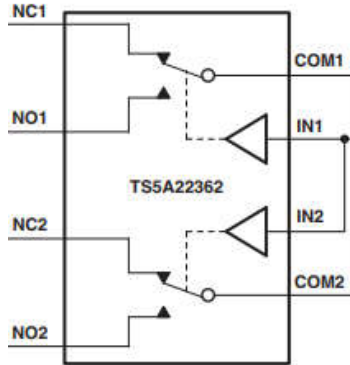
- Bidirectioneel verwerken van signalen;
- Verwerken van negatieve signalen;
- Minimale invloed op signaalgrootte.

Rekening houdende hiermee is er gekozen voor CMOS analoge switches. Solid-state switches zijn klein, snel, gemakkelijk te gebruiken en eenvoudig te bedienen. Bij de keuze van een goede solid-state switch is er een relatief laag verbruik van stroom en is er weinig verlies van signaal.

Bij het kiezen van een gepaste switch is er gekeken naar de gestelde eisen van de opdrachtgever, en is er gekeken naar de parameters besproken in 1.4.4 en hun relevantie in dit project. Een kort overzicht van de belangrijke parameters zoals besproken in 1.4.4;

- | | |
|--------------------|---------------|
| - V_{IH}/V_{IL} | - THD |
| - r_{ON} | - Overspraak |
| - r_{ON} -flat | - Feedthrough |
| - Δr_{ON} | - BBM |
| - C_{ON}/C_{OFF} | - MBB |

Van deze parameters zijn de C_{ON}/C_{OFF} en de overspraak van minder groot belang doordat er met laagfrequente signalen gewerkt wordt. Ook de BBM en MBB zijn van minder groot belang doordat switching eenmalig gebeurt bij het wisselen tussen onderzoeken.

AD75019	TS3A44159	TS5A22362
 <p><i>Figuur 30: AD75019 [25]</i></p>	 <p><i>Figuur 31: TS3A44159 [26]</i></p>	 <p><i>Figuur 32: TS5A22362 [27]</i></p>
Bi directioneel	Bi directioneel	Bi directioneel
16:16	4 channel	2 channel
Voeding ±12 of ±15V	Voeding 4.3V	Voeding 4.5V
r_{on} 150-300 Ω	r_{on} 0.45 Ω (max)	r_{on} 0.83 Ω
Δr_{ON} 30 Ω	Δr_{ON} 0.1 Ω (max) 0.23 Ω bij 25 $^{\circ}$ C	Δr_{ON} 0.3 Ω (max) 0.05 Ω bij 25 $^{\circ}$ C
		R_{peak} 0.35 Ω (max)

	r_{ON} (flat) 0.1 Ω (max) 0.45 Ω bij 25°C	r_{ON} (flat) 0.5 Ω max 0.02 Ω bij 25°C
Con 25pF	Con 160pF	Con 170pF
THD 0.01%	THD 0.003%	THD 0.009%
Negatieve signalen tot -12V	Geen negatieve signalen	Negatieve signalen tot -1.9V
		available as a nonmagnetic package for medical imaging application

Tabel 3: Vergelijking componenten

AD75019

De eerste analoge switch die bekeken werd is de AD75019 dewelke te zien is in Figuur 30. Dit is een 16x16 crosspoint switch array die opgebouwd is uit 256 analoge switches in een 16x16 array wat hem in staat stelt om elke ingang “X” met elke uitgang “Y” te verbinden.

Data wordt serieel in de switch geladen via de SIN-input, vervolgens wordt deze in een on-board 256-bit shift register geklokt via de SCLK. Als alle switch instellingen geprogrammeerd zijn, wordt de data overgedragen op een set van 256 latches via de PCLK. De switch latches zijn statisch en behouden hun data zolang er spanning is. Verder is het mogelijk om het aantal switches te vergroten doordat meerdere van deze AD75019 in cascade kunnen gezet worden door SOUT te verbinden met de SIN van de bijkomende AD75019.

Deze switcharray is bidirectioneel, kan zowel positieve als negatieve signalen hanteren maar werkt met een redelijk hoge voedingsspanning (+ en – 12V). Verder heeft de AD75019 voor deze toepassing een relatief hoge r_{ON} van 150 Ω en een grote Δr_{ON} dewelke samen voor signaalverlies en vervorming zullen zorgen. Ook is de THD relatief groot wat erop wijst dat er een zekere lineariteit is, al is deze niet van het hoogste niveau.

De eigenschappen en de bovenstaande problemen maken de AD75019 in mindere mate geschikt voor dit project.

TS3A44159

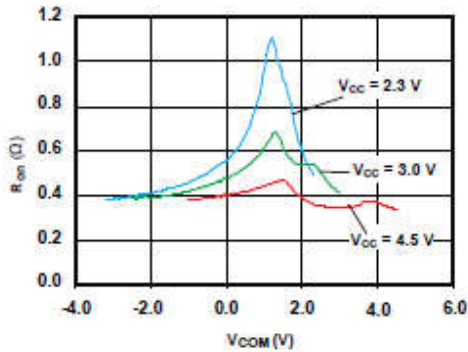
De TS3A44159 zichtbaar in Figuur 31 is een TI 4-kanaal bidirectionele analoge switch met 2 controle ingangen die tussen de 1.63V en de 4.3 V in operatie kan worden gesteld. De switch biedt een lage r_{ON} (0.45 Ω max) en met zijn gunstige THD van 0.003% bij een V_{CC} van 4.3V zorgt hij voor een goede lineariteit en weinig signaal verlies/vervorming.

Echter is deze switch zoals vele andere die ook bekeken zijn niet toepasselijk voor dit project doordat de switch in staat moet zijn om negatieve signalen te hanteren.

TS5A22362

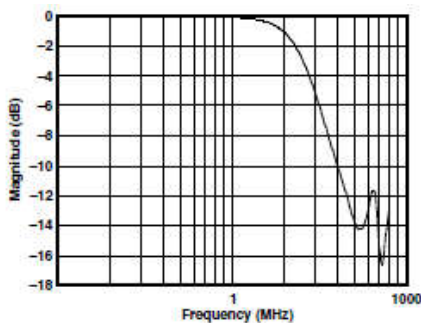
De TS5A22362 zichtbaar in Figuur 32 is een bi directionele 2-kanaals SPDT analoge switch ontworpen om te werken met een V_{CC} van 2.3V tot 5.5V. De switch beschikt over een negatieve signaal-swing mogelijkheid die signalen lager dan GND probleemloos en zonder vervorming doorlaat. Verder beschikt deze switch over lage ON-state weerstand(0.83 Ω), een lage Δr_{ON} van maximum 0.3 Ω een minimale THD van 0.009% zodat er weinig signaalverlies en/of vervorming optreedt. Hij is verkrijgbaar in een non magnetische verpakking dewelke hem ideaal maakt voor medische applicaties.

Figuur 33 laat het verband zien van de weerstand op de COM voor de verschillende voedingsspanningen. Om gebruik te maken van een zo laag mogelijke r_{ON} wordt aangeraden om een zo hoog mogelijke voedingsspanning te gebruiken. Het is echter beter om als voedingsspanning 3.3V te gebruiken, want hierdoor is er een kleinere Δr_{ON} (van 0.23Ω naar 0.13Ω) en kunnen negatieve signalen tot $-3.7V$ doorgelaten worden.



Figuur 33 r_{ON} voor verschillende voedingsspanningen [27]

Figuur 34 geeft het verlies van ingangssignaal in dB weer in functie van de frequentie. Doordat we werken met laagfrequente signalen bedraagt deze veel minder dan $-0.5dB$ wat te wijten is aan de lage r_{ON} en on-state capaciteit.



Figuur 34 Signaalverlies in dB [27]

Om deze $-0.5dB$ in perspectief te brengen, met $V_1 = 20mV$

$$Ndb = 20 * \log_{10}\left(\frac{V_2}{V_1}\right) \rightarrow V_2 = 18.88 mV$$

Dit wil zeggen dat $1.12mV$ verloren gaat wat ongeveer 5.6% is.

Conclusie

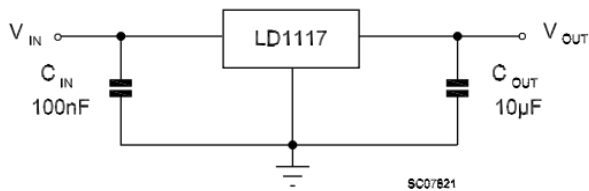
Als we kijken naar de gestelde eigenschappen door het huidige systeem zoals het bidirectioneel verwerken van positieve en negatieve signalen zonder verlies van signaal, is besloten om gebruik te maken van de TS5A22362.

De TS5A22362 heeft een lage ON-state weerstand van 0.83Ω en een lage Δr_{ON} van 0.3Ω , veel lager dan deze van de AD75019 die respectievelijke 150Ω en 30Ω zijn. Verder heeft de AD75019 nood aan zowel een positieve als een negatieve voedingsspanning terwijl de TS5A22362 enkel gebruik maakt van een positieve $3.3V$.

2.4.2. Voeding

Om alle componenten aanwezig op de pcb te voeden is er nood aan 2 voedingspanning niveaus. De Arduino wordt best gevoed met een spanning van 12V en voor de switches is een spanning van 3.3V gekozen. Hiervoor is gekozen om gebruik te maken van de XP-power muurstekker die de netspanning omzet naar 24W,12V,2A. Deze 12V wordt direct gebruikt voor de Arduino Nano.

Om van deze 12V DC 3.3V DC te maken moet er nog gebruik gemaakt worden van een gepaste spanningsregelaar. Hier is gekozen voor de LD1117 zoals in Figuur 35, dit is een vaste spanningsregelaar die zorgt voor een constante spanning van 3.3V. Verder heeft de LD1117 enkel twee condensatoren, één van 10 μ F en één van 100nF nodig. Deze gedragen zich tevens als bypass condensator of ontkoppelcondensatoren en zorgen voor een verbeterde stabiliteit.



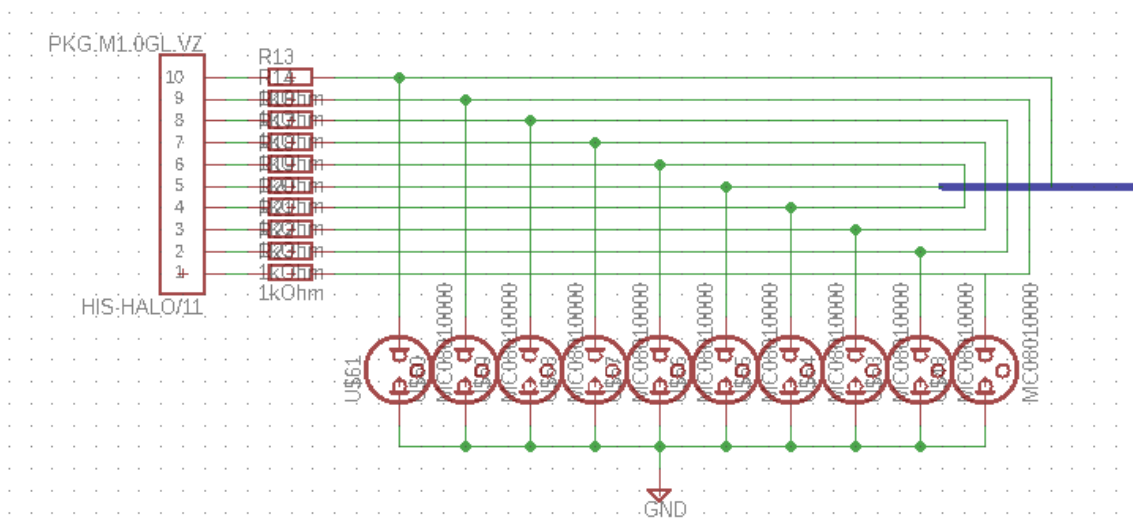
Figuur 35: LD1117 [28]

2.4.3. Beschermingsmaatregelen - Defibrillatie

Tijdens een ingreep is het mogelijk er gebruik wordt gemaakt van defibrillatie om het hartritme van de patiënt te heroriënteren. Defibrillatie houdt in dat er een elektrische schok toegediend wordt tussen 2 elektrodes geplaatst op de borst van de patiënt. De elektrische stroom reist van de negatieve naar de positieve elektrode en zorgt ervoor dat alle hartcellen gelijktijdig samentrekken. Hierdoor krijgt de sinusknop, de natuurlijke pacemaker van het hart, de kans om een normaal hartritme te hervatten.

De absolute maximum spanning en energie bij standaardtesten voor een defibrillatiepuls bedragen respectievelijk 5000 V en 400 J. Doordat de patiënt geaard is tijdens de operatie, typisch door een klem of stikker op het been, zal een deel van deze energie worden afgevoerd. Een gedeelte van deze energie geleidt echter doorheen de katheters. De grootte van deze energie is afhankelijk van de verhouding tussen de lichaamsweerstand van de patiënt (typisch bedraagt deze maximaal een 150 Ohm) en de ingangswaerstand van het recording systeem. Doordat de switchbox tussen de patiënt en het recording systeem wordt geschakeld, moet dit in rekening worden gebracht [29], [30], [31].

Om de defibrillatie energie komende van de katheters op te vangen en de hoge spanning te reduceren zijn respectievelijk weerstanden met een groot vermogen geplaatst, gevolgd door neonlampen [32], [33].



Figuur 36: Beschermingsmaatregelen aan de HIS-HALO/11-ingang van de switchbox

De waarde van de weerstanden moet voldoende groot gekozen worden zodat niet meer dan 10 procent van de defibrillatie energie wordt overgebracht doorheen de katheters. Hierdoor worden de TS5A22362 switches beschermd en krijgt het hart van de patiënt steeds voldoende energie toegediend van het defibrillatie systeem. Om minder dan 10 procent geshunte energie te garanderen is een minimale weerstandswaarde van 1500 Ohm nodig (formule 1). Elders heeft een te groot bepaalde weerstandswaarde signaalverlies als gevolg. Rekening houdend met het voorgaande werd er gekozen voor hoogspanningsweerstanden met 1 Watt energiedissipatie en een waarde van 22 kilo Ohm.

$$E_{shunt} [\%] = \frac{R_{Lichaam} [\Omega]}{R_{Ingansweerstand} [\Omega]} \cdot 100\%$$

$$\Rightarrow R_{Ingansweerstand} = 150\Omega \cdot 10 = 1500 \Omega$$

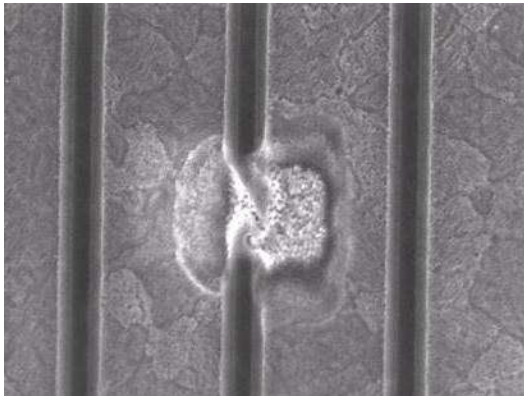
Formule 2: De minimaal vereiste ingangswaerstand

Bij defibrillatie wordt de resterende hoge spanning over de weerstanden opgevangen door neon gasontladinglampen. Doordat neonlampen een hoge minimumspanning vereisen maakt dit hen geschikt voor deze toepassing.

De resterende spanning kan probleemloos verwerkt worden door de TS5A22362 switches doordat deze bestand zijn tegen hoge piekspanningen van korte duur, zoals bij een statische ontlading [27].

2.4.4. Beschermingsmaatregelen - ESD (Electrostatic Discharge)

Onder ESD verstaan we het fenomeen waarbij er een elektrische ontlading plaatsvindt tussen 2 lichamen met een verschil in lading. Een voorbeeld hiervan is een ontlading tussen een voorwerp met een elektrisch nulpotentiaal zoals een computer chassis en een statisch geladen voorwerp zoals het menselijk lichaam. Elektronen verplaatsen zich dan met hoge snelheid volgens het pad met de minste weerstand en er vindt een overdracht van elektriciteit plaats in de vorm van een vonk. Deze plotse ontlading vormt een bedreiging voor gevoelige elektronische apparatuur. Indien het voltage de maximale spanning overschrijdt zoals bij de gate van een transistor (Figuur 37 Een door ESD-gescheurde gate van een transistor), kan dit ervoor zorgen dat de dunne oxide laag scheurt met een defecte transistor als gevolg. Om dit te voorkomen moeten er maatregelen worden genomen bij ESD-gevoelige apparaten. [34] [35]

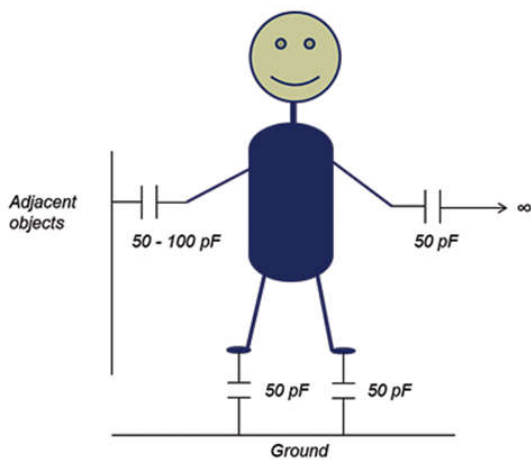


Figuur 37 Een door ESD-gescheurde gate van een transistor [35]

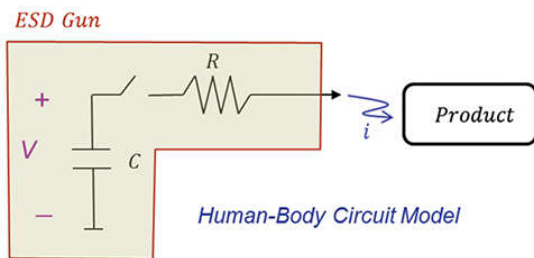
Bij het testen van een product op ESD wordt er gebruik gemaakt van een drietal gestandaardiseerde testmodellen: het Human Body Model, het Machine Model en het Charged Device Model.

Human Body Model

Dit model tracht na te bootsen wat er gebeurt indien een persoon het voorwerp aanraakt. Het menselijk lichaam wordt in deze tests nagebootst door een viertal capaciteiten met een lage waarde: een absolute capaciteit van 50 pF; voor elke voet en een extra 50 pF en voor de mogelijke aanwezigheid van andere nabije objecten 50 tot 100 pF (Figuur 38). Met een ESD-gun (Figuur 39) wordt een ESD-puls losgelaten met een spanning van 250 tot 8000 volt. Een typische waarde voor de weerstand R hierin bedraagt 330 Ohm volgens de EN 61000-4-2 standaard. [36]



Figuur 38 Model van het menselijk lichaam met capaciteiten [36]



Figuur 39 Schematische voorstelling van een ESD-gun [36]

Machine Model

Bij deze test simuleert men een statisch geladen machine die het voorwerp aanraakt. De gebruikte classificatiespanning bevindt zich tussen de 50 en 400 volt.

Charged device model

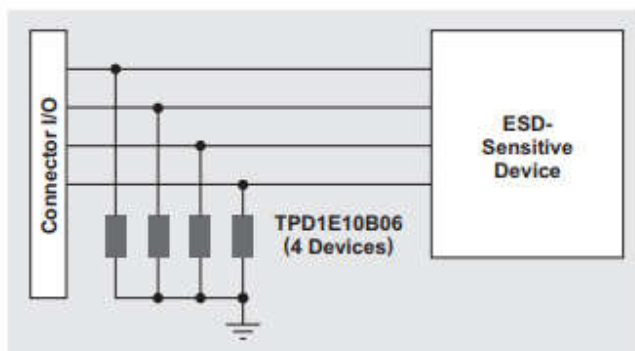
Het product wordt hierbij opgeladen tot een zeker potentiaal en komt vervolgens in contact met een geleidend oppervlak met een ander potentiaal. Testspanningen variëren tussen 200 en 1000 volt. [37]

De vooraf besproken TS5A22362-switches voldoen aan een kwalificatie van 2500 volt volgens het Human Body Model, 200 volt volgens het Machine Model en 1500 volt volgens het Charged Device Model. [27]

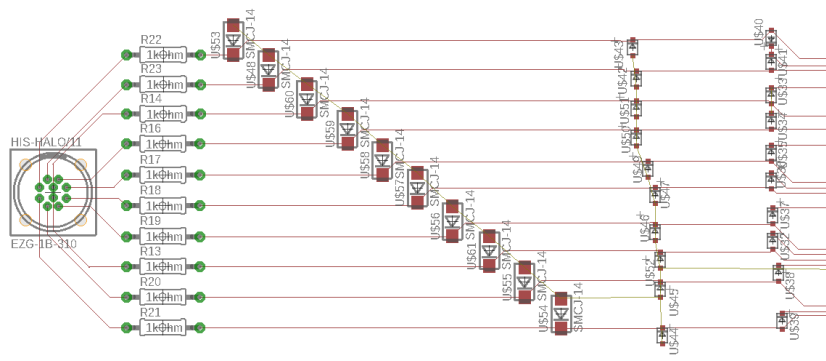


Figuur 40 De verschillende testmodellen voor ESD [37]

Voor het gebruik van de TS5A22362 switches werden er maatregelen getroffen tegen ESD. Deze hielden het gebruik van bidirectionele SMCJ-14 TVS(transient-voltage-suppressant) diodes in om de hoge piekspanningen op te vangen, gevolgd door BAT20J schottkydiodes om de spanning verder te verlagen naar een veilig niveau voor de achterliggende switches. [38]



Figuur 41 Schematische voorstelling van ESD-bescherming met TVS-diodes [38]



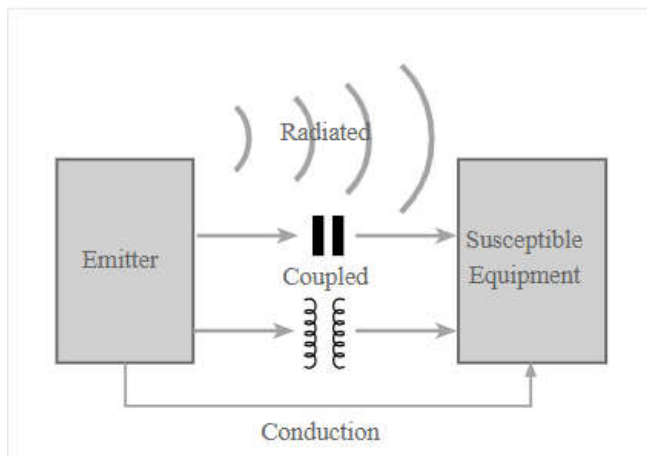
Figuur 42 TVS- en Shottky-diodes in een eerder PCB-ontwerp

2.4.5. Beschermingsmaatregelen - EMI (Elektromagnetic Interference)

Elektromagnetische interferentie is het verschijnsel waarbij een elektronisch apparaat storing ervaart door de nabijheid van een elektromagnetisch veld in het radiofrequent spectrum, veroorzaakt door een ander elektronisch apparaat. [39]

De verschillende soorten EMI kunnen worden onderverdeeld naar gelang hun oorsprong (mens gemaakte of natuurlijke EMI), duur (continue interferentie of impuls ruis) of bandbreedte (smalle bandbreedte zoals afkomstig van een oscillator of brede bandbreedte door EMI afkomstig van verschillende bronnen).

Overdracht van EMI gebeurt tussen een bron en een ontvanger d.m.v. een koppelmechanisme, hieronder worden de verschillende kort besproken:



Figuur 43 de verschillende Koppel-mechanismes bij EMI [40]

-Straling: wordt normaal ervaren wanneer de afstand tussen de 2 apparaten vrij groot is nl. groter dan de golflengte van het signaal. De bron zendt een gewild of ongewild signaal uit en de ontvanger ontvangt dit op een dusdanige manier dat er storing wordt veroorzaakt.

-Geleiding: gebeurt langs de route die signalen afleggen zoals stroom- of transmissiekabels. Er zijn 2 mogelijke scenario's voor koppeling door geleiding: common mode, waarbij de stoorsignalen in fase zijn; en differential mode, met de stoorsignalen niet in fase.

-Koppeling: Deze vorm van EMI kan voorkomen als capacitieve koppeling, waarbij de bron een veranderende spanning capacitief naar de ontvanger zendt, oftewel magnetische koppeling met een variërend magnetisch veld tussen de twee geleiders. Dit ontstaat typisch wanneer de afstand tussen de geleiders kleiner is dan een golflengte. Door het magnetisch veld in de ene geleider ontstaat er een stroom in de andere geleider, waardoor het signaal wordt doorgegeven. [40]

EMI-afscherming

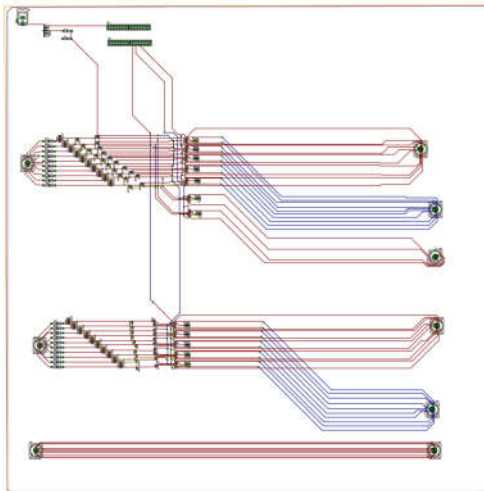
Omdat de switchbox omgaat met gevoelige signalen in de grootteorde van enkele millivolts, is het mogelijk dat externe straling extra ruis kan introduceren. Om dit te voorkomen werden er EMI-shields geplaatst (Figuur 44). Een EMI-schild is een hulpstuk, bestaande uit een ferromagnetisch geleidend vlak verbonden met de aarde, dat een kooi van Faraday vormt rond het apparaat. Een uitgebreidere omschrijving van de case volgt in paragraaf **Error! Reference source not found.** . [41] [42]



Figuur 44: Case met EMI afscherming.

2.4.6. Algemeen ontwerp

Tijdens de eerste plaatsing van de componenten werd er gekozen voor een lay-out die van links naar rechts loopt: signalen treden links het pcb binnen, passeren de beschermingsmaatregelen tegen defibrillatie, worden correct geschicht om tot slot het pcb te verlaten langs rechts. De grootte van het pcb wordt grotendeels bepaald door het formaat van de PKG.M1.0GL.VG connectoren en de defibrillatie weerstanden. Het schema en de ontworpen pcb van het eerste ontwerp met alle vermelde maatregelen en componenten kan teruggevonden worden in bijlage 6.1 en 6.3. Rode verbindingen stellen pcb-banen voor bovenop het pcb en blauwe geven banen onderaan het pcb weer.

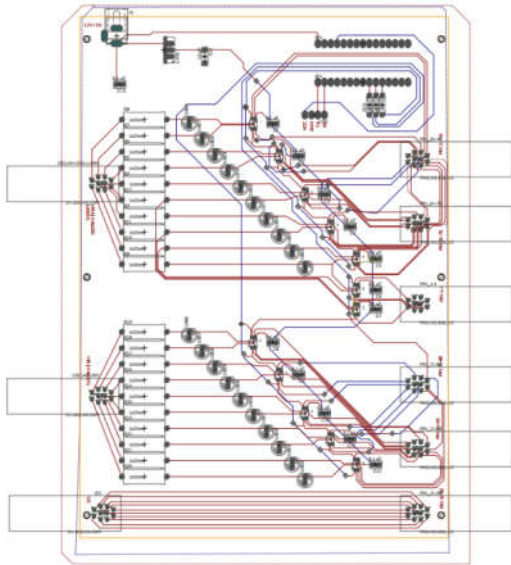


Figuur 45 Eerste plaatsing en routing van alle componenten

Bij verdere ontwerpen werden volgende wijzigingen doorgevoerd (Figuur 46) :

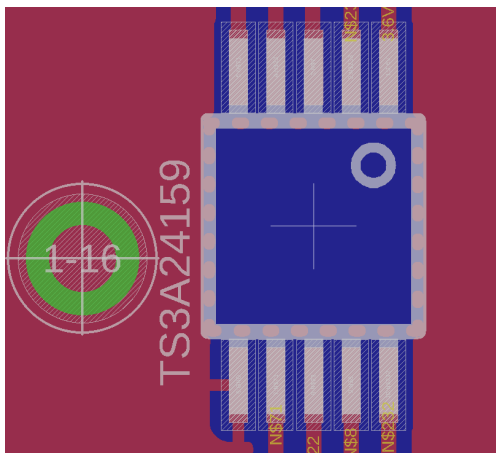
- gecorrigeerde footprint voor de PKG.M1.0GL.VG-connectoren;
- de TVS-diodes werden vervangen door neonlampen;
- de schottkydiodes werden verwijderd;
- boorgaten voor het vastzetten in een case werden toegevoegd;
- het aanbrengen van een grondvlak tegen EMI.

Er werd een baandikte van 0.2032 mm vastgelegd en een clearance van 0.2032 mm. Bij de I/O-pinnen van de Arduino Nano werden weerstanden toegevoegd om de stroom en ruis te beperken [43]. Op Figuur 46 is de rand van het pcb zichtbaar als een oranjekleurig vierkant, met daarrond een veelhoek om het grondvlak over het gehele pcb te spreiden. Van dit ontwerp werd een eerste testprint gefreesd.

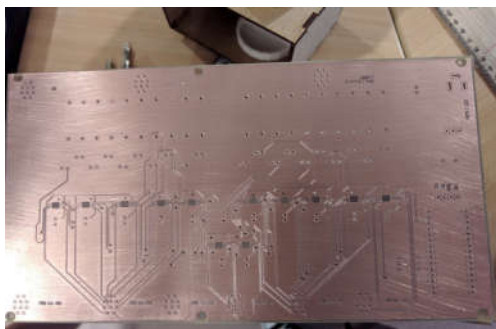


Figuur 46 Design van het eerste testontwerp

Na een eerste bestukking van deze testprint bleek het solderen van de switches zeer moeilijk doordat er pcb-banen onder het oppervlak van de switches liepen. Dit zorgde ervoor dat er onder de switch-IC's tin achterbleef na het solderen, met kortsluitingen als gevolg. Een oplossing voor dit probleem was het herleiden van de banen onder de switches, en het aanbrengen van een gebied onder de IC's waar het koper volledig werd weggefreest (Figuur 47 en Figuur 48 Gefreesd PCB met kopervrije vlakken).



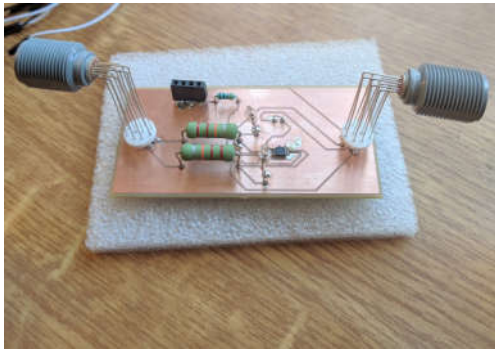
Figuur 47 Kopervrij gebied onder de IC's



Figuur 48 Gefreesd PCB met kopervrije vlakken.

Bij het bestukken van dit tweede testontwerp konden de switches correct gesoldeerd worden maar werden er nadien verschillende blijvende kortsluitingen vastgesteld die niet meteen konden worden opgelost. De hoofdoorzaak hiervan bleek het loskomen van de dunne baantjes rond de switches door het herhaaldelijk verhitten bij het solderen van de andere componenten.

Om de principewerking van het ontwerp tussentijds te testen werd er hierna een kleinschalig prototype ontwikkeld met slechts 2 connectoren (Figuur 49 Kleinschalig prototype). Dit prototype bleek correct te werken. De testresultaten zijn terug te vinden onder 3.1 Labo resultaten testprint.



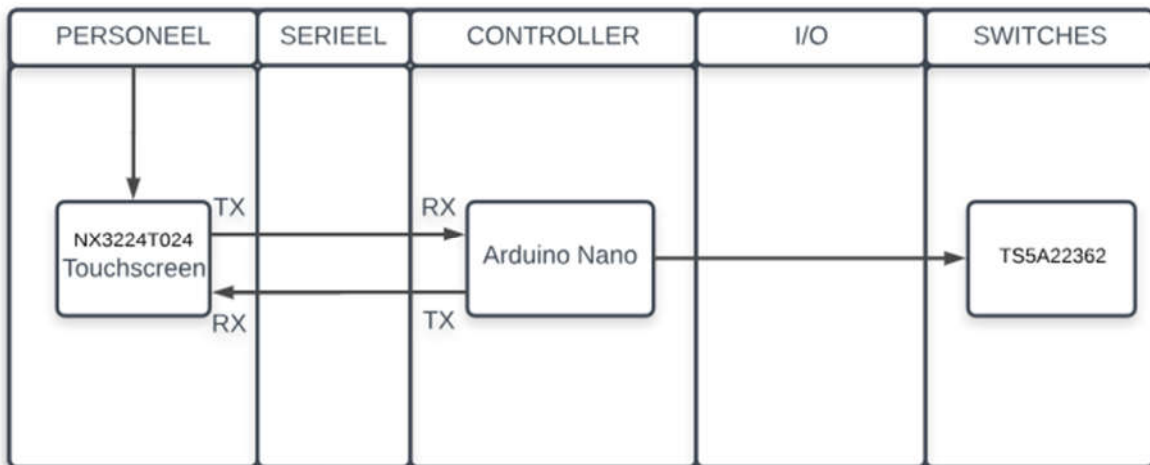
Figuur 49 Kleinschalig prototype

Bij het definitieve ontwerp welk terug te vinden is in 6.4 werd er meer verbeterd op vlak van symmetrie en de lay-out van de banen zelf. Om plaats te besparen werden de neonlampen geschraagd geplaatst en werd er een grotere baandikte van 0.254 mm ingevoerd om het risico op defecte banen door verhitting te verkleinen. Om inductieve koppelingen zoveel mogelijk te vermijden, werd daar waar mogelijk 1.01600 mm ruimte gelaten tussen de verschillende signaalbanen. Enkel bij de TS5A22362-switches wordt de minimum-clearance van 0.254 mm bereikt. Dit omwille van de afstand tussen de pootjes die zelf 0.254 mm bedraagt. De grootte van het pcb werd herleid naar een algemeen formaat van 120 x 200 mm. Van dit ontwerp werd een geëtste plaat besteld en bestukt.

2.5. Interface en sturing

2.5.1. Inleiding

Om de switchbox bedienbaar te maken voor het verpleegkundig personeel is een interface nodig. De interface moet in de eerste plaats eenduidig en compact zijn, snel kunnen reageren en moet te bedienen zijn met handschoenen. Als oplossing hiervoor is er gekozen voor het Nextion NX3224T024 touchscreen voor de bediening, in combinatie met een Arduino Nano microcontroller voor het logisch aansturen van de TS5A22362 CMOS-switches. Als eerste wordt kort de Arduino Nano aangehaald, gevolgd door een overzicht van het touchscreen en zijn ontwikkelomgeving. Figuur 50 Blokschema interface en sturing geeft een overzicht van de opstelling.



Figuur 50 Blokschema interface en sturing

De Arduino nano is een single board microcontroller met een ATmega328-chip en Mini-B USB aansluiting. Deze microcontroller is met zijn afmetingen van 18 op 45 mm de meest compacte uitvoering van de Arduino-reeks en beschikt over 22 pinnen die ingesteld kunnen als in- of uitgang. De switches krijgen een logische “0” of “1” door de digitale I/O-aansluitingen op pinnen 6, 7 en 8 van de Nano [44].

De NX3224T024 is een 2,4” resistief TFT-scherm gevoed door 5V gelijkspanning. Het scherm beschikt over een ingebouwde microcontroller met 2kB werkgeheugen, 4MB flashgeheugen, mini SD-kaart slot en heeft een eigen ontwikkelomgeving. Hierdoor is het mogelijk om op korte termijn zelf een gebruikersinterface te ontwerpen en in te laden. Eenmaal de ontworpen interface is ingeladen, blijft deze permanent in het geheugen van de touchscreen aanwezig, wat voordelig is bij plots spanningsverlies. Een ander voordeel van de NX3224T024 is dat door de aanwezigheid van het werk- en flashgeheugen de Arduino nano niet belast wordt met het genereren van een interface [45].

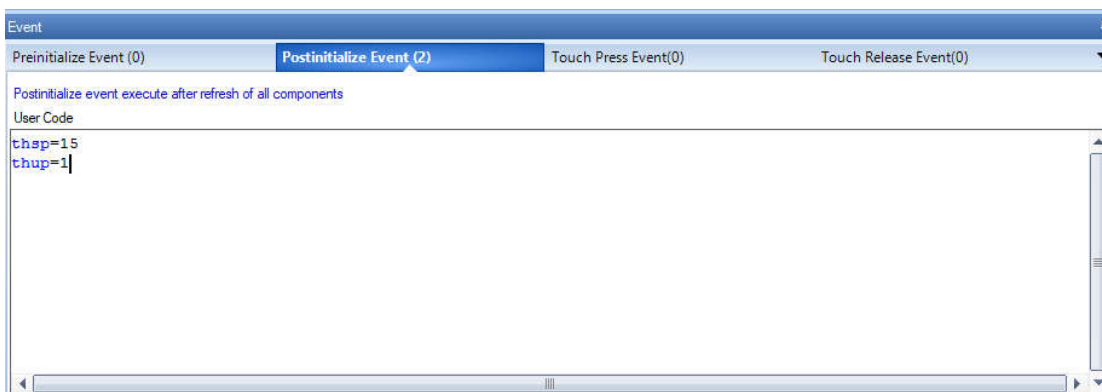


Figuur 51: De Nextion Editor ontwikkelomgeving



Figuur 52 Het NX3224T024 touchscreen met interface

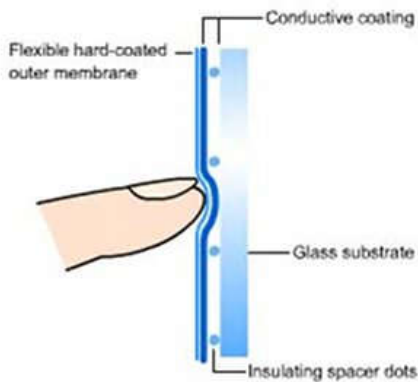
De ontworpen interface bestaat uit verschillende pagina's, met voor elk onderzoek een eigen pagina. Deze bevat twee pijlen om naar het vorige of volgende onderzoek te navigeren en een "on"-knop om te schakelen naar het desbetreffende onderzoek. Eenmaal het juiste onderzoek geactiveerd is en het scherm niet meer wordt aangeraakt, komt het scherm in een slaapmodus terecht waarbij het wacht op een volgende aanraking. Dit is gerealiseerd door de parameters $thsp=15$ en $thup=1$ toe te voegen aan de Postinitialize Event-sectie van de editor. Het $thsp$ -commando laat het display in slaapstand gaan als er een aantal seconden geen aanraking is gedetecteerd met 15 het aantal seconden. Het $thup$ -commando zorgt ervoor dat het scherm klaarstaat om uit de slaapstand te treden bij een volgende aanraking.



Figuur 53 Het Postinitialize Event menu in de Nextion Editor

Doordat het gekozen touchscreen resistief is, is bediening met handschoenen mogelijk. Intern is het scherm opgebouwd uit drie lagen: een buitenste flexibele laag, een geleidende coating en daaronder een

glazen substraat. Bij aanraking drukt de buitenste laag tegen het glazen substraat aan. Op de plaats van aanraking gaat de geleidende coating contact maken, waardoor de microcontroller weet op welke positie het scherm werd aangeraakt en hierop kan reageren [45].



Figuur 54 Werking van een resistief touchscreen [45]

Om te kunnen communiceren met de Arduino Nano gebruik de NX3224T024 seriële communicatie. Het scherm beschikt over een RX en TX-aansluiting om respectievelijk te kunnen zenden en ontvangen volgens het I²C-protocol.

Seriële communicatie in I²C is een vorm van synchrone eenrichting datatransmissie. Bij seriële communicatie wordt er eerst een start-bit verzonden door een logische “0” op de datalijn te plaatsen, gevolgd door het eigenlijke datapakket. Ter controle kunnen pariteit-bits worden ingevoerd. Als laatste volgen er een of meerdere stop-bits door een logische “1” op de datalijn te zenden [46].



Figuur 55 Algemeen diagram van seriële communicatie

2.5.2. Programmacode

Hieronder volgt een uiteenzetting van de programmeercode die in de Arduino wordt ingeladen. Een overzicht van de volledige code is te vinden in 6.1 [47].

Als eerste wordt de Nextion bibliotheek toegevoegd en worden de uitgangen om de switches aan te sturen gedefinieerd.

```
#include "Nextion.h"
#include "SPI.h"
#include "SD.h"
#include "SoftwareSerial.h"
// pins SWITCHES
```

```
const int switches1 = 8;
```

```
const int switches2 = 7;
```

```
const int switches3 = 6;
```

Vervolgens worden de 4 verschillende ON-knoppen van de onderzoeken per pagina gedefinieerd als objecten en worden ze geregistreerd als aanraakbare objecten.

```

NexButton b1On = NexButton(0, 2, "b1On");
NexButton b2On = NexButton(1, 5, "b2On");
NexButton b3On = NexButton(2, 5, "b3On");
NexButton b4On = NexButton(3, 4, "b4On");

```

```

NexTouch *nex_listen_list[] = {
    &b1On,
    &b2On,
    &b3On,
    &b4On,
    NULL
};

```

Bij aanraking van een object voert de controller de callback-functie uit die hoort bij dat specifieke object. Per callback-functie wordt er een logische “1” of “0” gestuurd naar de juiste uitgang.

```

void b1OnPopCallback(void *ptr) {
    //tState.setText("State: on");
    digitalWrite(switches1, HIGH);
    digitalWrite(switches2, HIGH);
    digitalWrite(switches3, LOW);
}

void b2OnPopCallback(void *ptr) {
    //tState.setText("State: on");
    digitalWrite(switches1, LOW);
    digitalWrite(switches2, LOW);
    digitalWrite(switches3, HIGH);
}

void b3OnPopCallback(void *ptr) {
    //tState.setText("State: on");
    digitalWrite(switches1, LOW);
    digitalWrite(switches2, HIGH);
    digitalWrite(switches3, LOW);
}

```

```

void b4OnPopCallback(void *ptr) {
  //tState.setText("State: on");
  digitalWrite(switches1, LOW);
  digitalWrite(switches2, HIGH);
  digitalWrite(switches3, HIGH);
}

```

Bij het opstarten wordt iedere callback-functie aan het corresponderende aanraak-object gekoppeld en worden de I/O-pinnen ingesteld als uitgangen. De ingestelde baudrate voor seriële communicatie met de touchscreen bedraagt 9600 bits.

```

void setup(void) {

  Serial.begin(9600);

  nexInit();

  b1On.attachPop(b1OnPopCallback, &b1On);
  b2On.attachPop(b2OnPopCallback, &b2On);
  b3On.attachPop(b3OnPopCallback, &b3On);
  b4On.attachPop(b4OnPopCallback, &b4On);

  pinMode(switches1, OUTPUT);
  pinMode(switches2, OUTPUT);
  pinMode(switches3, OUTPUT);
}

```

Tot slot wacht de controller op verdere input van de touchscreen.

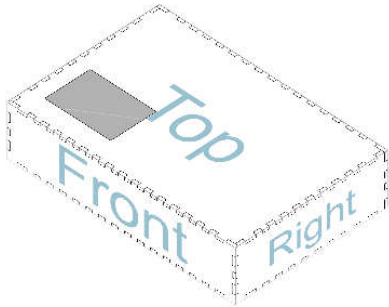
```

void loop(void) {
  nexLoop(nex_listen_list);
}

```


2.6. Behuizing

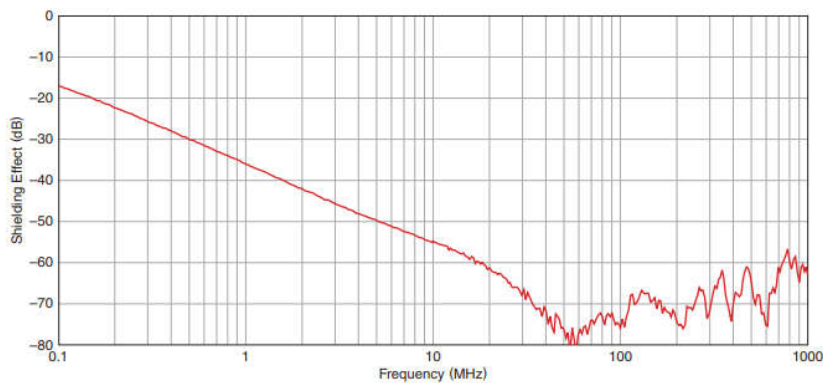
Doordat de connectoren gevoelig zijn aan stress, veroorzaakt door het aanbrengen en verwijderen van de katheters, is er een behuizing gemaakt waarvan het ontwerp zichtbaar is in Figuur 56. Aan de voorzijde zijn de 3 ingangconnectoren geplaatst, aan de achterzijde bevinden zich de 6 uitgangconnectoren en het lcd-touchscreen is aanwezig in de grijze opening aan de bovenzijde



Figuur 56: ontwerp van de case

Uit de metingen van de miniatuur print in 3.1 is ook gebleken dat de print gevoelig is aan EMI. Grotendeels wordt dit probleem opgevangen door het recording systeem met interne filters. Toch moet de introductie van ruis zoveel mogelijk beperkt worden.

Een maatregel om ruis te onderdrukken is het bekleden van de case met ruis onderdrukkend materiaal zoals die van de IFL series. Dit zijn vellen die beschikken over een magnetische en een geleidende laag die energie van ruis absorberen en omzetten in warmte. Het effect van deze vellen wordt aanzienlijk groter bij hoogfrequente signalen (in de grootteorde van 10MHz). Dit heeft als effect dat hoogfrequente signalen zoals wifi, gsm en radio onderdrukt zullen worden, alsook EMI veroorzaakt door nabijgelegen apparatuur. De testresultaten van de signaalonderdrukking worden besproken in paragraaf 3.3 .



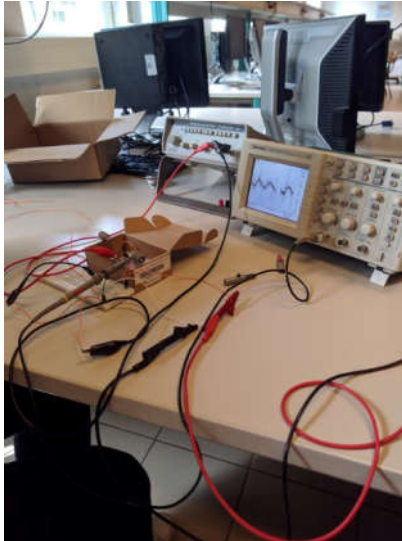
Figuur 57: Shield effect [48]

3. Onderzoeksresultaten

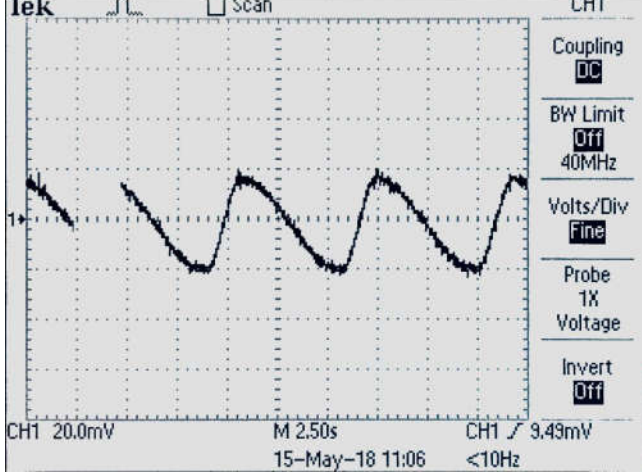
3.1. Labo resultaten testprint

Om de principewerking van het ontwerp te controleren werd een miniatuur versie gebouwd met slechts 2 connectoren waarvan het schema terug te vinden is in 6.5.

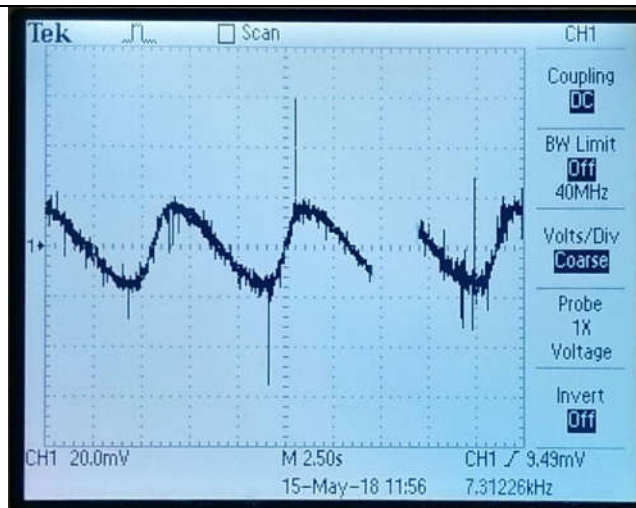
Met een functiegenerator werd aan de ingang een signaal van 40mV peak-to-peak aangelegd en de 3.3 volt spanning van een Arduino Uno werd gebruikt om de TS5A22362-switch te voeden. Met een Tektronix TDS 1002 digitale oscilloscoop werd het signaal gevisualiseerd (Figuur 58).



Figuur 58 Testopstelling voor het prototype

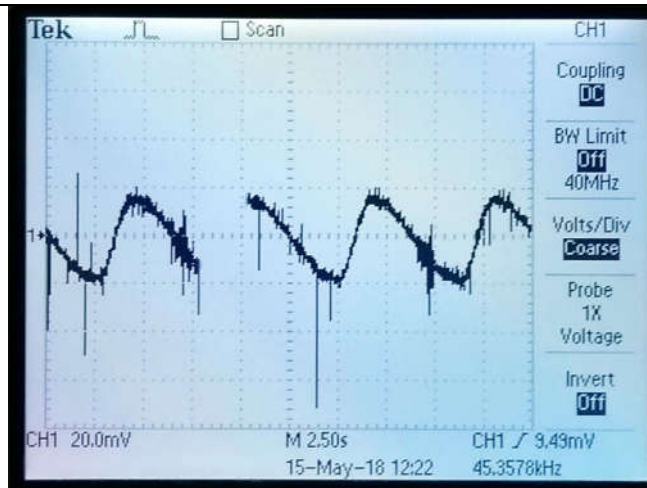
Signaal	Foto
Origineel signaal functiegenerator	 <p>Figuur 59: oscilloscoop beeld origineel signaal functiegenerator</p>

Ingangssignaal
gemeten aan de
ingang van de
TS5A22362



Figuur 60: oscilloscoop beeld ingangssignaal op TS5A22362

Signaal gemeten aan
uitgangspin 1 zonder
bandbreedte limiet.



Figuur 61: oscilloscoop beeld uitgangssignaal zonder bandbreedte limiet

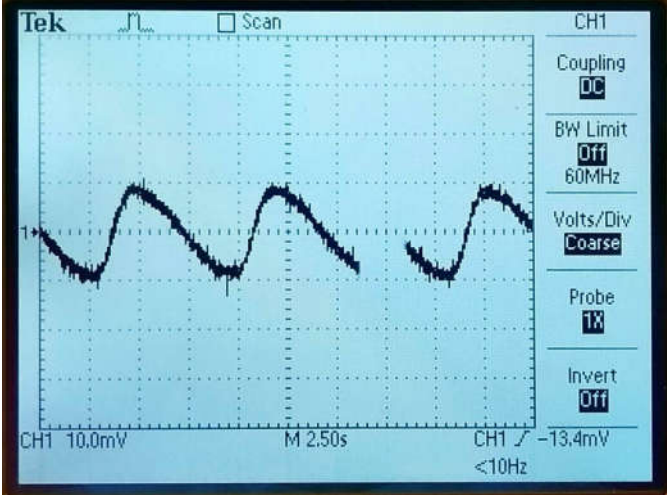
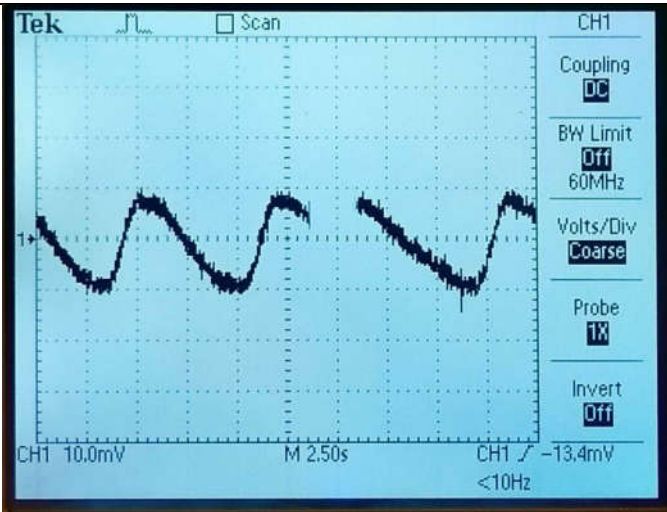
Tabel 4 Visualisatie en bevindingen van de testresultaten

Conclusie testresultaten

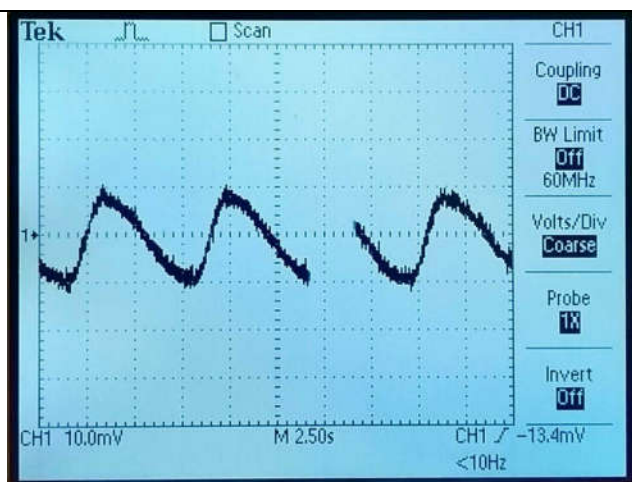
Als ingangssignaal werd een sinusvormige wisselspanning met een frequentie van 100 Hz en een spanning 40 mV peak-to-peak gebruikt zoals zichtbaar in Figuur 59. Als we dit signaal terug meten aan de ingang van de TS5A22362 zoals zichtbaar in Figuur 60, is te zien dat er signaalvervuiling optreedt door hoogfrequente omgevingsignalen. Dit is een momentopname, de beelden gaan van zuiver tot zeer vervuild afhankelijk van de gebeurtenissen in het labo zoals wifi-gebruik, machines, radio en telefonie. Na het passeren van de weerstand en switch (Figuur 61) kunnen we besluiten dat er slechts een licht spanningsverlies van enkele millivolts, en dus een minimum aan signaalverlies aanwezig is.

3.2. Labo resultaten switchbox

Als ingangssignaal werd gebruik gemaakt van een 40 mV peak-to-peak signaal met een frequentie van 100Hz. Door een spanningsdeling van twee 1 kΩ weerstanden werd dit signaal naar 20 mV peak-to-peak herleid om de ecg-signalen beter te benaderen. Dit signaal werd op pin 5 van de HRA/HALO-D/LASSO-connector aangesloten. Het switchen gebeurt tussen de onderzoeken Flutter en Laser VKF op pin 5.

Signaal	Foto
<p>Origineel signaal functiegenerator</p>	 <p><i>Figuur 62: oscilloscoop beeld origineel signaal functiegenerator</i></p>
<p>Uitgangssignaal gemeten op pin5 van het Laser VKF- onderzoek(pin31- 40).</p>	 <p><i>Figuur 63: oscilloscoop beeld uitgangssignaal pin5 Laser</i></p>

Uitgangssignaal gemeten op pin5 van het Flutter - onderzoek (pin61-70).



Figuur 64: oscilloscoop beeld uitgangssignaal pin5 Flutter

Tabel 5 Visualisatie en bevindingen van de pinbox

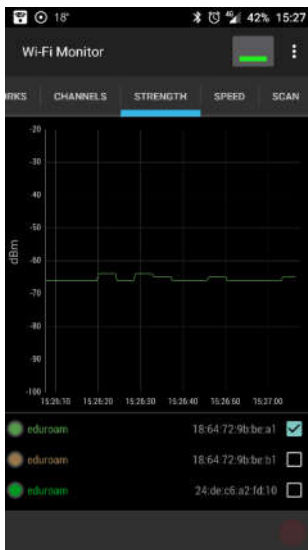
Conclusie testresultaten

Als ingangssignaal werd een sinusvormige wisselspanning met een frequentie van 100 Hz en een spanning 20 mV peak-to-peak gebruikt zoals zichtbaar in Figuur 62. Als we dit signaal terug meten op pin 5 van het Laser VKF-onderzoek zoals zichtbaar in Figuur 63, is te zien dat er een minimum aan signaalvervuiling optreedt. Ook in Figuur 64 welke het uitgangssignaal op pin 5 van het Flutter onderzoek weergeeft is er een minimum aan ruis.

Verder kunnen we besluiten dat er slechts een licht spanningsverlies is van ± 2 mV, dit komt overeen met het verwachte verlies uitgerekend in 2.4.1. Er is dus een minimum aan signaalverlies aanwezig.

3.3. Testresultaten case

Om te controleren of de case bescherming biedt tegen straling van buitenaf was het noodzakelijk om deze te testen. De meest relevante meetbare straling is deze afkomstig van GSM- en wifi-antennes. Voor het meten van wifisignalen werd er gebruik gemaakt van de wifiantenne van een Lenovo Z2 smartphone. Op Figuur 65 is te zien hoe de signaalsterkte buiten de case varieert rond de -65 dB. Bij het plaatsen van de smartphone in de case (Figuur 66) is te zien hoe het signaal haast volledig onderbroken wordt. De korte strepen van signaalontvangst bevinden zich rond de -60 dB. Dit valt echter te verklaren doordat de wifi-antenne van de smartphone probeert om opnieuw verbinding te maken met het netwerk. Merk op dat het 4G-bereik van de smartphone (rechts bovenaan in Figuur 66) ook wegvalt bij het plaatsen ervan in de case.



Figuur 65: wifisignalen buiten de case



Figuur 66: wifisignalen in de case

4. Conclusie

In dit onderzoek is er een antwoord gezocht op de vraag: 'Is het mogelijk om het wisselen van de katheters tussen de hartonderzoeken te vereenvoudigen zonder het introduceren van extra ruis of het hinderen van de bestaande onderzoeksmethodes?' Hiervoor is er uitgebreid onderzoek gedaan naar het huidige systeem en zijn handelingen zowel als naar de beste techniek voor het switchen van kleine signalen.

Uit de resultaten van dit onderzoek is gebleken dat het maken van een switch systeem nodig is om tussen de onderzoeken Flutter, Carto VKF, Laser VKF en SVT/EFO te kunnen wisselen. Uit de pin mapping is besloten dat men met een minimum van 3 ingangconnectoren en 6 uitgangconnectoren van het type PKG.M1.0GL.VG alle onderzoeken kan aansluiten op de pinbox. Hiervoor wordt er tussen de uitgangconnectoren en de pinbox gebruik gemaakt van 6 39F41R splitter kabels, en tussen de katheters en de switchbox wordt er gebruik gemaakt van 3 39E46R tussenkabels.

Verder is er uit het onderzoek naar hardware gebleken dat de TS5A22362 CMOS-switch de beste eigenschappen heeft. Deze switches minimaliseren signaalverlies en kunnen bidirectioneel zowel positieve als negatieve signalen verwerken. Van deze analoge switch zijn er 12 nodig om alle mogelijke aansluitingen te maken. De analoge switches moeten ook beschermd worden tegen zowel de energie als de hoge spanning die ontstaat bij defibrillatie. Uit onderzoek is gebleken dat er door gebruik te maken van hoogspanningsweerstand een groot deel van deze energie kan worden opgevangen en dat neonlampen de hoge spanning naar GND kunnen omleiden bij defibrillatie.

Tot slot kan uit de testen van zowel op de testprint als op het uiteindelijke design besloten worden dat het signaalverlies minder dan 10% bedraagt. Hoewel de testen nog niet uitgevoerd zijn met het recording systeem zijn ze wel uitgevoerd op het laatste pcb, hierbij zijn de omstandigheden in het ziekenhuis zo accuraat mogelijk nagebootst.

Uit het onderzoek is gebleken dat het mogelijk is om het wisselen van de katheters tussen de hartonderzoeken te vereenvoudigen zonder het introduceren van te veel extra ruis of het hinderen van de bestaande onderzoeksmethodes. Echter is het belangrijk als dit onderzoek verder zou worden gezet om de kwaliteit te verbeteren dat de huidige fabrikant (Biosense Webster) van zowel katheter als recording systeem hieraan zou meewerken. Op deze manier kan er meer informatie omtrent de huidige apparatuur opgenomen worden in de studie.

5. Bibliografie

- [1] J. Beckerman, „The basic of atrial flutter,” WebMd, juni 2016. [Online].
- [2] QCG, Artist, *anatomy-heart*. [Art]. QCG.
- [3] nevadaheart, Artist, *Atrial flutter*. [Art]. nevadaheart, 2017.
- [4] Osmosis, Regisseur, *Atrial flutter*. [Film]. Osmosis, 2016.
- [5] ebmpracticenet, „Hartritmestoornis in de voorkamers van het hart (supraventriculaire tachycardie),” gezondheidswetenschap, 14 09 2017. [Online].
- [6] Hartstichting, 2017. [Online]. Available: <https://www.hartstichting.nl/hart-en-vaatziekten/behandelingen/ablatie/ablatie-van-de-bundel-van-his>.
- [7] BHC, „Chirurgische behandeling van voorkamer of atriale fibrillatie,” BHC, [Online]. Available: <http://www.brusselsheartcenter.be/nl/hartchirurgie/heelkundige-interventies/atriale-fibrillatie.html>.
- [8] A. M. Middelaers, „mariamiddelaers,” [Online]. Available: <https://www.mariamiddelaers.be/sites/default/files/Elektrofysiologie%20en%20ablatie.pdf>. [Geopend 13 12 2017].
- [9] D. Klemm, Artist, *De ablatiekatheter ingebracht in het linker atrium..* [Art]. spital, 2009.
- [10] A. W. Birinder Robert Boveja, „System and methods for real-time cardiac mapping”. Patent] US20140058246A1.
- [11] P. J. R. J. G. W. J. C. R. P.-A. Xavier Rosell, „Skin impedance from 1 Hz to 1 MHz,” [Online].] Available: https://www.researchgate.net/publication/19986112_Skin_impedance_from_1_Hz_to_1_MHz.
- [12] P. B. M. C. M. R. M. R. A. C. C. J. A. v. S. Gaetano Gargiulo, „An ultra-high input impedance] ECG amplifier for long-term monitoring of athletes,” [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3417855/>.
- [13] NogaStar, „Mapping catheter,” Biosense Webster, 2017. [Online]. Available:] <https://healthmanagement.org/products/view/mapping-catheter-intracardiac-nogastar-r-series-biosense-webster>.
- [14] 123RF, „Flat 3D illustration Isometric interior of hospital room,” 2117. [Online]. Available:] https://www.123rf.com/photo_74103687_stock-vector-flat-3d-illustration-isometric-interior-of-hospital-room-doctors-treating-the-patient-hospital-clini.html. [Geopend 15 12 2017].
- [15] A. L. Goldberger, *Clinical Electrocardiography, a Simplified Approach.*, Mosby-Elsevier, 2006.]
- [16] N. Instrumants, Artist, *A typical one-cycle ECG tracing*. [Art]. ni, 2017.]
- [17] S. Inc, „EP-PRINCIPLES-Catheter-Positioning,” Duke University, 2016. [Online]. Available:] <https://www.springboardhealthcare.com/wp-content/uploads/2017/06/13-EP-PRINCIPLES-Catheter-Positioning.pdf>. [Geopend 27 12 2017].
- [18] *Catheter Ablation For Atrial Fibrillation*. [Film]. USA: Cleveland Clinic, 2011.]
- [19] B. Webster, Artist, *HALO*. [Art]. Biosense Webster, 2017.]
- [20] T. Instruments, „Analog Switch Guide,” Texas Instruments , Dallas , 2012.]
- [21] electronics-tutorials, „Solid State Relay,” electronics-tutorials, 2018. [Online].]

- [22 J. J. Wong, „Multiplexing signals with analog switches”.
]
- [23 hemantghayal, „SSR for small signal switching,” element14, 23 7 2016. [Online]. Available:
] <https://www.element14.com/community/thread/55227/1/ssr-for-small-signal-switching?displayFullThread=true>. [Geopend 25 5 2018].
- [24 LEMO, Artist, *PKG.MI.0GL.VG*. [Art].
]
- [25 A. Devices, „16x16 crosspoint switch array”.
]
- [26 T. Instruments, „TS3A44159 0.45-Ω Quad SPDT Analog Switch 4-Channel 2:1 Multiplexer –
] Demultiplexer,” Texas Instruments, 2015.
- [27 Texas Instruments, „TS5A22362 0.65-Ω 2-channel SPDT Analog Switches With Negative
] Signaling Capability,” [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ts5a22362.pdf>.
- [28 ST life augmented , „Adjustable and fixed low drop positive voltage regulator,” 2013.
]
- [29 Science Daily, „Defibrillation,” [Online]. Available:
] <https://www.sciencedaily.com/terms/defibrillation.htm>.
- [30 WebMD LLC, „Defibrillation and Cardioversion,” [Online]. Available:
] <https://emedicine.medscape.com/article/80564-overview>.
- [31 MEDTEQ, „IEC 60601 series: Defibrillator Testing,” [Online]. Available:
] <http://www.medteq.info/med/DefibTests>.
- [32 S. Chambers, „Defibrillator Protection Circuitry Design Notes,” [Online]. Available:
] <https://github.com/GliaX/ecg/blob/master/Documentation/Defib%20Protection%20Circuitry/DefibProtectionWriteUp.md>.
- [33 B. Burris, „How to make the defibrillator protection circuits for the respiration inputs of
] ADS1298R,” [Online]. Available:
https://e2e.ti.com/support/data_converters/precision_data_converters/f/73/t/572129.
- [34 QRT, „Electrostatic Discharge,” [Online]. Available: http://www.qrtkr.com/html/en/te_esd.asp.
]
- [35 ESD UNLIMITED, „Human Body Model (HBM) Details,” [Online]. Available:
] <http://www.esdunlimited.com/hbm.html>.
- [36 B. ADAMCZYK, „Human-Body Model and Electrostatic Discharge (ESD) Tests,” [Online].
] Available: <https://incompliancemag.com/article/human-body-model-and-electrostatic-discharge-esd-tests/>.
- [37 ZipfWorks, Inc., „Electrostatic Discharge (ESD) Explained,” [Online]. Available:
] <https://electronics-repairs.knoji.com/electrostatic-discharge-esd-explained/>.
- [38 Texas Instruments, „Design considerations for system-level ESD circuit protection,” [Online].
] Available: <http://www.ti.com/lit/an/slyt492/slyt492.pdf>.
- [39 TechTarget, [Online]. Available:
] <https://searchmobilecomputing.techtarget.com/definition/electromagnetic-interference>.
- [40 Electronics Notes, „EMI Electromagnetic Interference Basics,” [Online]. Available:
] https://www.electronics-notes.com/articles/analogue_circuits/emc-emi-electromagnetic-interference-compatibility/what-is-emi-basics-tutorial.php.
- [41 Würth Elektronik GmbH & Co., „What EMI Shielding is and Why it Matters,” [Online]. Available:
] http://www.we-online.com/web/en/passive_components_custom_magnetics/blog_pbcmblog_detail_electronics_in_action_35518.php.

- [42 Wikimedia Foundation, Inc., „Electromagnetic shielding,” [Online]. Available:
] https://en.wikipedia.org/wiki/Electromagnetic_shielding.
- [43 Texas Instruments, „PCB Design Guidelines For Reduced EMI,” [Online]. Available:
] <http://www.ti.com/lit/an/szza009/szza009.pdf>.
- [44 Arduino, „ARDUINO NANO,” Arduino, [Online]. Available: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>.
] nano.
- [45 ITEAD, „NEXTION NX3224T024 - GENERIC 2.4" TFT INTELLIGENT LCD TOUCH
] DISPLAY,” ITEAD Intelligent Systems Co.Ltd., [Online]. Available:
] <https://www.itead.cc/nextion-nx3224t024.html>.
- [46 YM Telecom B.V., „GSMacties.nl,” [Online]. Available:
] <https://www.gsmacties.nl/info/beeldscherm/resistief/>.
- [47 Random Nerd Tutorials, „Nextion Display with Arduino – Getting Started,” [Online]. Available:
] <https://randomnerdtutorials.com/nextion-display-with-arduino-getting-started/>.
- [48 TDK, „Noise suppression sheets,” 2017.
]
- [49 Enclo. [Online]. Available: <http://www.encyclo.nl/begrip/incidentie>.
]
- [50 SparkFun Electronics, „Serial Communication,” [Online]. Available:
] <https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-communication/all>.
- [51 Tronic, „Wat is CMOS technologie?,” wetenschap.infonu, 18 08 2016. [Online]. Available:
] <https://wetenschap.infonu.nl/techniek/46735-wat-is-cmos-technologie.html>. [Geopend 21 05 2018].
- [52 Biosense Webster, „CARTO® 3 System Fact Sheet,” [Online]. Available:
] <https://www.biosensewebster.com/documents/carto3-fact-sheet.pdf?Cache=1/19/2015>.
- [53 A. F. W. R. S. P. M. P. S. F. Schmit, „System and method of noise detection in an
] electrocardiology study”. Patent US8515530B2.

6. Bijlagen

6.1. Arduino Code

```
#include "Nextion.h"
#include "SPI.h"
#include "SD.h"
#include "SoftwareSerial.h"

// LED pins
const int switches1 = 8;
const int switches2 = 7;
const int switches3 = 6;

// Declare your Nextion objects - Example (page id = 0, component id = 1,
component name = "b0")

NexButton b1On = NexButton(0, 2, "b1On");
NexButton b2On = NexButton(1, 5, "b2On");
NexButton b3On = NexButton(2, 5, "b3On");
NexButton b4On = NexButton(3, 4, "b4On");

// Register a button object to the touch event list.
NexTouch *nex_listen_list[] = {
    &b1On,
    &b2On,
    &b3On,
    &b4On,
    NULL
};

/*
 * Button bOn component pop callback function.
 * When the ON button is released, the LED turns on and the state text
changes.
 */
void b1OnPopCallback(void *ptr) {
    //tState.setText("State: on");
    digitalWrite(switches1, HIGH);
    digitalWrite(switches2, HIGH);
    digitalWrite(switches3, LOW);
}
void b2OnPopCallback(void *ptr) {
    //tState.setText("State: on");
    digitalWrite(switches1, LOW);
    digitalWrite(switches2, LOW);
    digitalWrite(switches3, HIGH);
}
void b3OnPopCallback(void *ptr) {
    //tState.setText("State: on");
    digitalWrite(switches1, LOW);
    digitalWrite(switches2, HIGH);
    digitalWrite(switches3, LOW);
}
void b4OnPopCallback(void *ptr) {
    //tState.setText("State: on");
    digitalWrite(switches1, LOW);
    digitalWrite(switches2, HIGH);
}
```



```

    digitalWrite(switches3, HIGH);
}

void setup(void) {

    Serial.begin(9600);

    // You might need to change NexConfig.h file in your
    ITEADLIB_Arduino_Nextion folder
    // Set the baudrate which is for debug and communicate with Nextion screen
    nexInit();

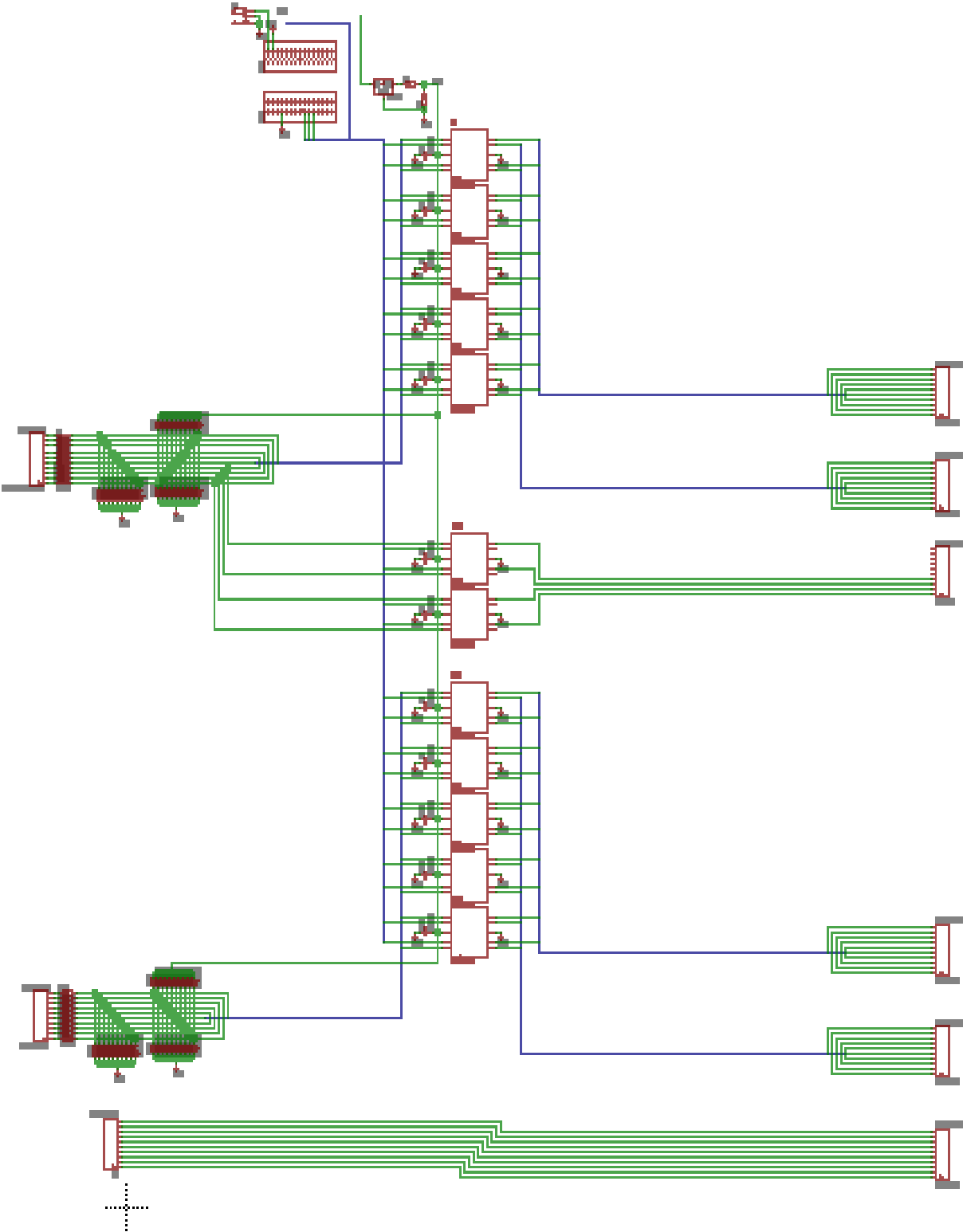
    // Register the pop event callback function of the components
    b1On.attachPop(b1OnPopCallback, &b1On);
    b2On.attachPop(b2OnPopCallback, &b2On);
    b3On.attachPop(b3OnPopCallback, &b3On);
    b4On.attachPop(b4OnPopCallback, &b4On);

    // Set LEDs as outputs
    pinMode(switches1, OUTPUT);
    pinMode(switches2, OUTPUT);
    pinMode(switches3, OUTPUT);
}

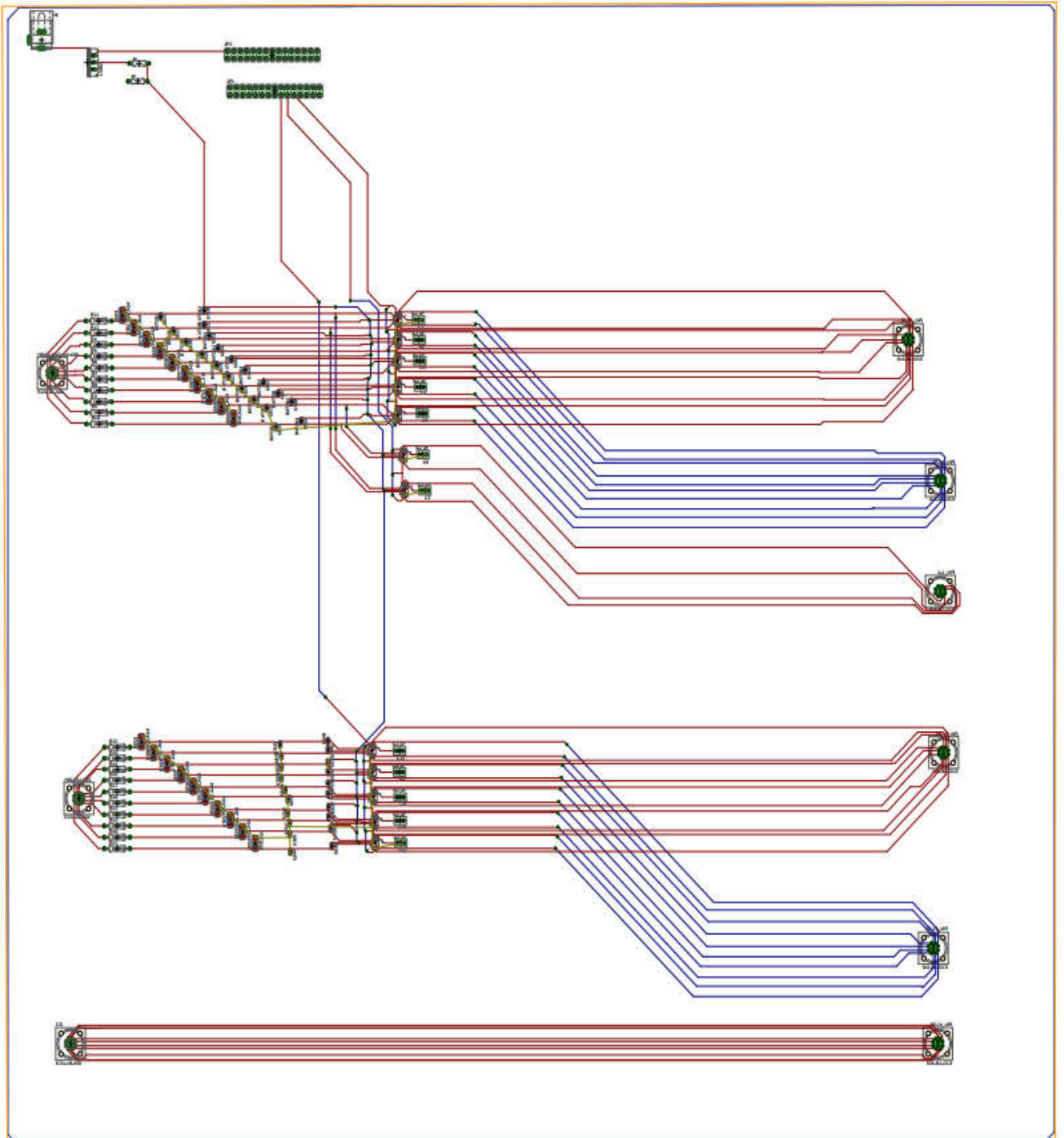
void loop(void) {
    /*
     * When a pop or push event occurred every time,
     * the corresponding component[right page id and component id] in touch
     event list will be asked.
     */
    nexLoop(nex_listen_list);
}

```

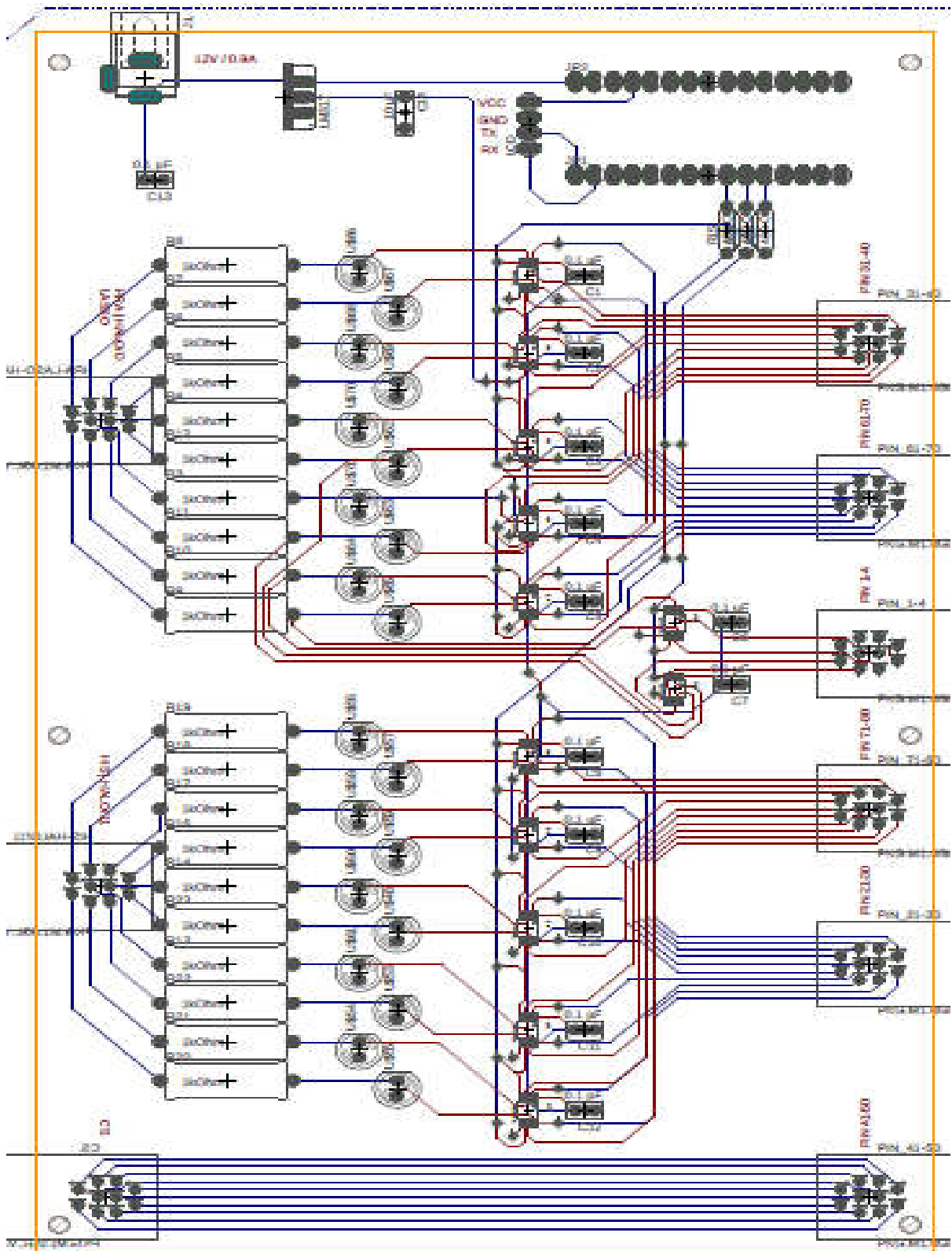
6.2. Elektrisch Schema alle componenten



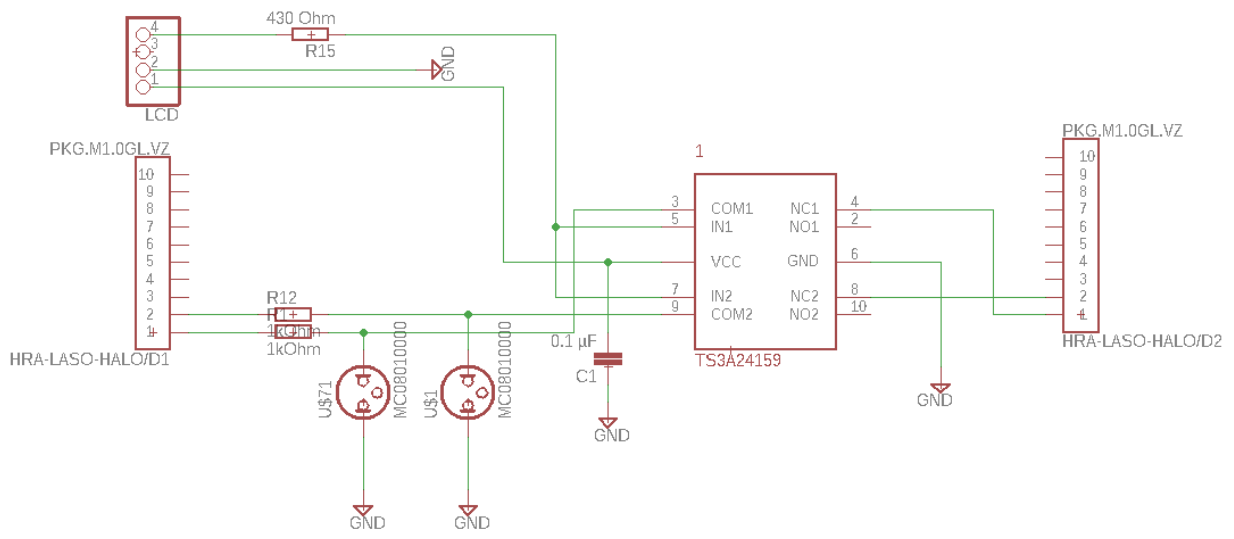
6.3. PCB plaatsing en routing van alle componenten 1



6.4. PCB plaatsing en routing van alle componenten 2



6.5. Elektrisch Schema Testprint



Auteursrechtelijke overeenkomst

Ik/wij verlenen het wereldwijde auteursrecht voor de ingediende eindverhandeling:
Ontwerp van schakelbord en bekabeling voor signaaltransmissie tussen multipolaire catheters en elektrofysiologisch recording systeem

Richting: **master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT**
Jaar: **2018**

in alle mogelijke mediaformaten, - bestaande en in de toekomst te ontwikkelen - , aan de Universiteit Hasselt.

Niet tegenstaand deze toekenning van het auteursrecht aan de Universiteit Hasselt behoud ik als auteur het recht om de eindverhandeling, - in zijn geheel of gedeeltelijk -, vrij te reproduceren, (her)publiceren of distribueren zonder de toelating te moeten verkrijgen van de Universiteit Hasselt.

Ik bevestig dat de eindverhandeling mijn origineel werk is, en dat ik het recht heb om de rechten te verlenen die in deze overeenkomst worden beschreven. Ik verklaar tevens dat de eindverhandeling, naar mijn weten, het auteursrecht van anderen niet overtreedt.

Ik verklaar tevens dat ik voor het materiaal in de eindverhandeling dat beschermd wordt door het auteursrecht, de nodige toelatingen heb verkregen zodat ik deze ook aan de Universiteit Hasselt kan overdragen en dat dit duidelijk in de tekst en inhoud van de eindverhandeling werd genotificeerd.

Universiteit Hasselt zal mij als auteur(s) van de eindverhandeling identificeren en zal geen wijzigingen aanbrengen aan de eindverhandeling, uitgezonderd deze toegelaten door deze overeenkomst.

Voor akkoord,

Geerts, Nick

Vandenberk, Dries

Datum: **4/06/2018**