

2014•2015
FACULTEIT INDUSTRIËLE INGENIEURSWETENSCHAPPEN
master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

Masterproef

Thermogereguleerde anti-decubitus matras

Promotor :
ing. Dirk SMETS

Promotor :
dr. JAAK MINTEN

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

Gezamenlijke opleiding Universiteit Hasselt en KU Leuven

2014•2015
Faculteit Industriële
ingenieurswetenschappen
master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

Masterproef

Thermogereguleerde anti-decubitus matras

Promotor :
ing. Dirk SMETS

Promotor :
dr. JAAK MINTEN

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

Dankwoord

Vooreerst wil ik mijn externe promotor Jaak Minten danken voor de kans die hij mij heeft gegeven door mij dit project binnen de medische sector toe te vertrouwen. Dit was zeker en vast een zeer leerrijke ervaring. Ook wil ik hem danken voor de uiterst goede opvolging van het project, de kennis die hij mij heeft bijgebracht en de tijd en energie die hij heeft gespendeerd aan dit project.

Verder wil ik graag mijn interne promotor Dirk Smets en opleidingshoofd Ronald Thoelen danken voor hun hulp en het bijsturen waar nodig.

Ook wil ik mijn medestudenten bedanken die altijd klaar stonden om mij te steunen en helpen indien nodig. Hierbij denk ik aan mijn kotgenoten en meer speciaal aan Yannick Wellens en Bart Suelze die altijd voor mij openstonden.

Tenslotte wil ik mijn ouders en broer nog danken voor de steun en motivatie die zij mij hebben gegeven gedurende heel mijn opleiding tot industrieel ingenieur.

Inhoudsopgave

Dankwoord	I
Lijst met figuren.....	V
Lijst met afkortingen	VII
Abstract (Nederlands)	IX
Abstract (Engels).....	XI
1. Inleiding	1
1.1. Situering	1
1.2. Probleemstelling.....	1
1.3. Doelstellingen.....	2
2. Materialen en methoden	3
2.1. Anti-decubitus matras	3
2.2. Koeleenheid.....	4
2.2.1. Thermo-elektrische koeler	5
2.2.2. Koelvinnen	7
2.2.3. Thermische pasta	10
2.2.4. Isolatie	10
2.2.5. Luchtcirculatie	11
2.2.6. Vochtigheid van lucht.....	12
2.3. Datalogger	14
2.3.1. Arduino	15
2.3.2. MOSFET schakeling.....	16
2.3.3. Sensoren.....	17
2.3.4. Labview.....	21
2.4. Controller.....	21
3. Behuizing	24
4. Opstellingen	26
4.1. Testopstelling “stilstaande lucht”	26
4.1.1. Beschrijving	26
4.1.2. Procedure	26
4.1.3. Resultaten.....	26
4.2. Testopstelling “temperatuur IN vs. temperatuur UIT”	31
4.2.1. Beschrijving	31

4.2.2.	Procedure	32
4.2.3.	Resultaten.....	32
4.3.	Testopstelling “afkoeling in container”	34
4.3.1.	Beschrijving	34
4.3.2.	Procedure	35
4.3.3.	Resultaten.....	35
Conclusie	39
4.4.	Resultaten	39
4.5.	Reflecties	40
5.	Bibliografie	41

Lijst met figuren

Figuur 1: Anti-decubitus matras [28]	1
Figuur 2: Schematische voorstelling anti-decubitus matras	3
Figuur 3: Omrekenchaal kg - mmHg [1].....	3
Figuur 4: Schematische voorstelling koeling.....	4
Figuur 5: Koeleenheid zonder behuizing.....	4
Figuur 6: Koeleenheid met MDF behuizing.....	5
Figuur 7: Peltier-element [2]	5
Figuur 8: Seebeck-effect [3]	6
Figuur 9: Peltier-effect [3]	6
Figuur 10: Serieschakeling van 2 Peltier-elementen [2].....	7
Figuur 11: Voor- en zijaanzicht aluminium koelblok.....	7
Figuur 12: Grafiek test met aluminium koelblok.....	8
Figuur 13: Grafiek test aluminium blok met extra radiator	9
Figuur 14: BK009 en BK013 van BeQuiet	9
Figuur 15: 4 Peltier-elementen op aluminium plaat.....	10
Figuur 16: Thermische pasta tussen Peltier-element en koelvin [6].....	10
Figuur 17: Isolatie leidingen	11
Figuur 18: Peristaltische pomp [12]	12
Figuur 19: Elektromagnetische zuigerpomp	12
Figuur 20: Mollier diagram [15].....	13
Figuur 21: Schema datalogger	15
Figuur 22: Arduino UNO [21].....	16
Figuur 23: Schema MOSFET schakeling [19]	17
Figuur 24: Parasite power mode	18
Figuur 25: Conversion time vs. resolution DS18B20	18
Figuur 26: External power mode.....	19
Figuur 27: Conversion time vs. resolution MCP9808	19
Figuur 28: Stroomsensor [26].....	20
Figuur 29: GUI Labview programma.....	21
Figuur 30: LCD-dispalay controller	22
Figuur 31: Interface	24
Figuur 32: Vooraanzicht behuizing.....	25
Figuur 33: Achteraanzicht behuizing.....	25
Figuur 34:Opstelling stilstaande lucht.....	26
Figuur 35: Stilstaande lucht 6°C	27
Figuur 36: Stilstaande lucht 22°C	27
Figuur 37: Stilstaande lucht 30 °C.....	28
Figuur 38: Resultaat 1 Peltier-element, stilstaande lucht.....	28
Figuur 39: Resultaat 2 Peltier-elementen, stilstaande lucht.....	29
Figuur 40:Resultaat 3 Peltier-elementen, stilstaande lucht.....	29
Figuur 41: Resultaat 4 Peltier-elementen, stilstaande lucht.....	30
Figuur 42:Afkoeling vs. aantal Peltier-elementen.....	31
Figuur 43: Grafiek Afkoeling vs. aantal Peltier-elementen	31
Figuur 44: Opstelling temperatuur IN vs. temperatuur UIT.....	32
Figuur 45: IN vs. UIT 4 l/min	32

Figuur 46: IN vs. UIT 6 l/min	33
Figuur 47: IN vs. UIT 8 l/min	33
Figuur 48: Resultaten IN vs. UIT	34
Figuur 49: Opstelling "Afkoeling in container"	34
Figuur 50: Gel <i>coldpacks</i> [27]	35
Figuur 51: Resultaat afkoeling 1,2 l lucht met debiet van 4 l/min	36
Figuur 52: Resultaat afkoeling 1,2 l lucht met debiet van 6 l/min	37
Figuur 53: Resultaat afkoeling 1,2 l lucht met debiet van 8 l/min	38

Lijst met afkortingen

ESRI:	European Sleep Research Institute, 1
CE:	Conformité Européenne, 1
CPR:	Cardio Pulmonary Resuscitation, 3
MDF:	Medium-density fibreboard, 4
CPU:	Central processing unit, 4
TE:	Thermo-elektrische, 5
DC:	Direct current, 5
TEC:	Thermo-electric cooler, 9
GUI:	Graphical user interface, 14
MOSFET:	Metal-oxide-semiconductor field-effect transistor, 15
USB:	Universal Serial Port, 15
I/O:	Input/Output, 15
SD:	Secure Digital, 16
LCD:	Liquid-crystal-display, 16
IDE:	Integrated Development Environment, 16
FTDI:	Future Technology Devices International, 16
PWM:	Pulse Width Modulation, 16
TO:	Transistor outline, 19
μSOP:	Micro Small Outline Package, 19
DFN:	Dual-flat No-leads, 19
MSOP:	Mini Small Outline Package, 19
SOIC:	Small Outline Integrated Circuit, 20
LabVIEW:	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench, 21

Abstract (Nederlands)

Thermoregulerende anti-decubitus matras

Decubitus (doorligwonden)-bestrijding is een onderwerp waar veel onderzoek naar gebeurt binnen de medische sector. Het gebruik van de zogenaamde “anti-decubitus matras” heeft zijn nut al bewezen, maar er is vraag om de functionaliteit ervan te verbeteren. Dit zou mogelijk zijn door de lucht in de matras te koelen, waardoor de huid van de patiënt minder zal opwarmen en verzwakken.

Deze masterproef onderzoekt hoe, aan de hand van Peltier-elementen, een koelmodule kan worden gerealiseerd die gebruikt kan worden op verschillende modellen van matrassen. Hierbij is het belangrijk te kunnen bepalen hoeveel lucht (v) het systeem kan koelen met (T) °C binnen de tijd (t). Om hierop een antwoord te formuleren, werd een prototype gebouwd en werden testen uitgevoerd om de koelcapaciteit te karakteriseren.

De koeling moet verplaatsbaar zijn en kunnen gebruikt worden op de kamer van de patiënt. Het is dus belangrijk dat het systeem beperkt is in grootte en dat het geen of weinig geluidshinder met zich meebrengt.

Naast het technisch aspect wordt ook onderzocht hoe het toestel er praktisch zal uitzien en hoe de interactie met de gebruiker zo gebruiksvriendelijk mogelijk kan gebeuren. Het is een medisch toestel, dus zal het ook moeten voldoen aan de normen beschreven in het medical device directive.

Met de ontworpen koeling werd een testopstelling gerealiseerd die de reële situatie van de matras met bijhorende pomp nabootst. Metingen werden uitgevoerd waaruit kon afgeleid worden dat het schaalmodel 1,2 liter lucht kan afkoelen met 4.5°C binnen ca. 40min.

Abstract (Engels)

Thermoregulated anti-decubitus mattress

Pressure ulcers (bed sores) control is a subject on which much research is done within the medical sector. The use of the so-called "anti-decubitus mattress" has already proven its usefulness, but there is a demand to improve its functionality. An option could be the cooling of the air in the mattress which has the effect that the skin of the patient will less warm up and weaken.

This master thesis examines how, by using Peltier elements, a cooling module can be realized which can be used in different models of mattresses. It is important to be able to determine how much air (v) the system can cool with (T) °C within a certain time (t). In order to formulate an answer to this, a prototype was built and tests were carried out to characterize the cooling capacity.

The cooling module should be portable and be able to use inside the patient's room. It is therefore important that the system is limited in size and that it produces little or no noise.

In addition to the technical aspect it will also be investigated how the device practically will look like and how the interaction with the user can happen as optimal as possible. Since it is a medical device, it will also have to comply with the standards described in the Medical Device Directive.

With the designed cooling, a test setup was realized which reproduces a real situation of the mattress with accompanying pump. Measurements were carried out from which could be derived that the scale model can cool off 1.2 liters of air with 4.5 °C within approx. 40 minutes.

1. Inleiding

1.1. Situering

Patiënten die om medische redenen voor lange periode in bed liggen, krijgen snel last van decubitus of doorligwonden. Decubitus is een fenomeen dat optreedt op de huid van de patiënt tengevolge van langdurige druk op het weefsel. Dunne bloedvaatjes worden dichtgedrukt waardoor de huid op die plaats niet meer wordt voorzien van zuurstof en voedingsstoffen. Hierdoor treden wonden op die kunnen gaan van irritatie tot afsterven van de huid. De mate van beschadiging wordt beschreven volgens een internationaal decubitusclassificatiesysteem. Het bedrijf ESRI (European Sleep Research Institute) dat gespecialiseerd is in hoogkwalitatieve medische en zorgkundige materialen heeft dit fenomeen willen aanpakken en heeft een matras ontwikkeld waarmee decubitus bij patiënten vermindert. Zulke anti-decubitus matras bestaat uit verschillende luchtcompartimenten waarvan de druk door middel van een geautomatiseerde pomp alterneert. Op deze manier zijn de contactpunten tussen de matras en de patiënt steeds afgewisseld in functie van de ingestelde cyclustijd op de pomp en zal decubitus minder snel optreden. Op het contactoppervlak van de matras en de huid van de patiënt is het zo dat bij hoge temperatuur de huid meer zal gaan zweten. Hierdoor verzwakt de huid en zal decubitus sneller optreden. Dit gebeurt vooral bij patiënten met bijvoorbeeld koorts of inflammaties. Het bedrijf Fakkell bvba is hierdoor op het idee gekomen om de lucht die via de pomp naar de anti-decubitus matras gaat, te gaan koelen of thermoreguleren.



Figuur 1: Anti-decubitus matras [28]

1.2. Probleemstelling

Na onderzoek is gebleken dat er nog geen dergelijk toestel beschikbaar is op de markt. Er zijn ook nog geen studies gedaan om na te gaan of koeling van de lucht in de matras wel degelijk decubitus bij patiënten vermindert. Dit is dan ook meteen de probleemstelling: het ontwikkelen van een koelingsmodule die compatibel is met de luchtpomp van de matras zodat in een later stadium klinische testen kunnen uitgevoerd worden. Op deze manier zou het bedrijf Fakkell in samenwerking met ERSI een “thermoregulerende anti-decubitus matras” ontwerpen. Vermits het gaat om een medical device is het ook de bedoeling dat het toestel in aanmerking komt voor CE-merk. Om dit te

behalen zal veel literatuurstudie moeten gedaan worden om de juiste standaarden en normen te vinden met betrekking tot de koelingsmodule.

1.3. Doelstellingen

De hoofddoelstelling is het ontwerpen van een koelingsmodule die aangesloten kan worden tussen de anti-decubitus matras en de pomp. Deze koelingsmodule moet in staat zijn een matras met een zekere hoeveelheid lucht (v) binnen een bepaalde tijd (t) met een bepaald aantal graden (T)°C af te koelen. Vermits zeer veel factoren de parameters v , t en T bepalen, zal deze masterproef in subprojecten verdeeld worden om zo de waarden van de parameters te achterhalen.

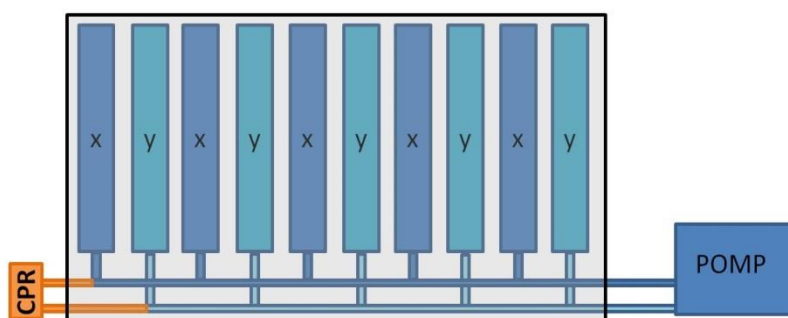
- Om van start te gaan met het project moet er een eerste functioneel prototype gerealiseerd worden om na te gaan welke componenten voldoen aan de vooraf opgestelde eisen van de koeling. Aan de hand van een testopstelling zal bepaald worden welke componenten kunnen gebruikt worden.
- Zodra de componenten gekend zijn, zal een klaar afgewerkt prototype worden ontworpen waarmee een hele reeks van metingen kunnen uitgevoerd worden. Dit omvat ook de elektronica en sensoren voor het monitoren van verschillende parameters in het prototype **van de koelingsmodule.**
- Om de resultaten van de testen met het prototype in kaart te kunnen brengen, zal er ook een test bench ontworpen worden. Dit onderdeel zal gerealiseerd worden in samenwerking met twee schakelstudenten EA-ICT.
- Vervolgens zal, aan de hand van testen met het prototype en extra onderzoek, bepaald worden met welke waarden de parameters v , t en T kunnen ingevuld worden.
- De koelingsmodule zal ook een sturing nodig hebben om de temperatuur in de matras te sturen; hiervoor moet ook bekeken worden wat de criteria zijn van deze eenheid. Welke parameters moeten gemeten worden, wat moet er precies aangestuurd worden, hoe betrouwbaar is de sturing?
- Vermits het gaat om een koeling die gekoppeld zal worden aan een anti-decubitus matras gebruikt in de medische sector, zal de koelingsmodule vallen binnen de categorie “medical devices” van een zekere klasse (I, II, IIIa, IIIb, ...). Bij het ontwikkelen van medical devices moeten allerlei procedures strikt gevolgd worden om te voldoen aan de bijhorende normen en ISO-standaarden (ISO 13485, ISO 91006). Al deze standaarden en procedures moeten opgezocht worden in het *Medical Device Directive* zodat het toestel later in aanmerking kan komen voor een CE-keurmerk.
- Als laatste fase zal het gehele systeem getest worden. Hiervoor zal een patiënt gesimuleerd worden met een plastieken zak van een bepaald volume gevuld met warm water. De reactie op het systeem zal worden gemonitord om zo de resultaten te kunnen weergeven. Hiervan zal ook kunnen afgeleid worden of de doelstellingen gehaald zijn.

2. Materialen en methoden

2.1. Anti-decubitus matras

Technisch gezien is de anti-decubitus matras een luchtmatras opgebouwd uit verschillende losse cellen van een welbepaald volume. Dit volume is afhankelijk van het type matras en de doelgroep patiënten waarvoor deze zal gebruikt worden. Één op twee van deze cellen is met elkaar verbonden waardoor de matras eigenlijk opgedeeld wordt in twee grotere segmenten (x en y in figuur 2). Elk van deze segmenten is via een leiding verbonden met de geautomatiseerde luchtpomp en een CPR-klep.

De CPR-klep (Cardio Pulmonary Resuscitation), afgebeeld in figuur 2, is een snelontluchtingsventiel dat bij noodsituaties zoals reanimatie kan worden geopend, zodat de matras snel kan leeglopen. Dit maakt de handelingen aan de patiënt gemakkelijker.



Figuur 2: Schematische voorstelling anti-decubitus matras

In “*Alternating mode*” zal de pomp de segmenten x en y in een eerste fase helemaal opblazen tot de interne druk de vooraf ingestelde druk heeft bereikt. Deze druk wordt ingesteld afhankelijk van het lichaamsgewicht van de patiënt en kan worden afgelezen in een tabel die kan worden teruggevonden in de gebruiksaanwijzing van de matras (figuur 3). De druk in de 2 segmenten zal alterneren in functie van de ingestelde cyclustijd. Telkens deze tijd doorlopen is, zal één segment opgeblazen worden terwijl de andere afgelaten wordt door een elektroventiel. [1]

Lichaamsgewicht in kg	mm HG	indicatie aantal lampjes
35 - 50	20	2
50 - 60	20 - 25	3
60 - 70	25 - 30	3
70 - 80	30 - 35	4
80 - 90	35 - 40	4
90 - 100	40 - 45	5
100 - 110	45 - 50	5
110 - 120	50 - 55	6
120 - 130	55 - 60	7
>130	60 - 70	allemaal

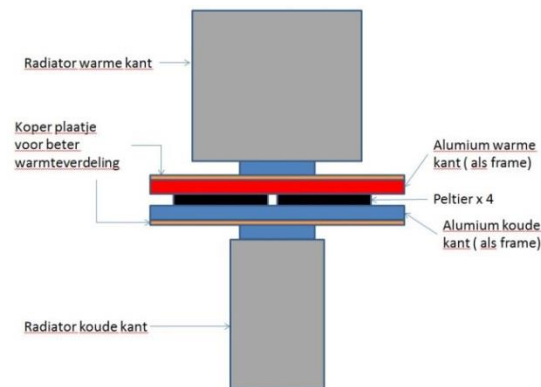
Figuur 3: Omrekenchaal kg - mmHg [1]

De pomp beschikt ook over een “*Static mode*” en “*Autofirm mode*”. In “*Static mode*” zal de pomp beide segmenten volledig opblazen tot de ingestelde druk, waarna deze de alternerende functie uitschakelt. De druk blijft dus constant in heel de matras. De “*Autofirm mode*” wordt gebruikt om de verzorging van de patiënt te vergemakkelijken. In deze stand zal de pomp de matras opblazen tot de maximale druk, zonder rekening te houden met de ingestelde druk. Na 20 minuten schakelt de pomp automatisch terug naar “*Alternating mode*”. [1]

In geval van abnormaal drukverlies in het circuit gaat de pomp in alarm; dit is waar te nemen door het auditief (zoemer) of visueel signaal (rood indicatielampje) van de pomp. Het alarm zal zich spontaan herstellen vanaf het moment dat het lek in het systeem is hersteld.

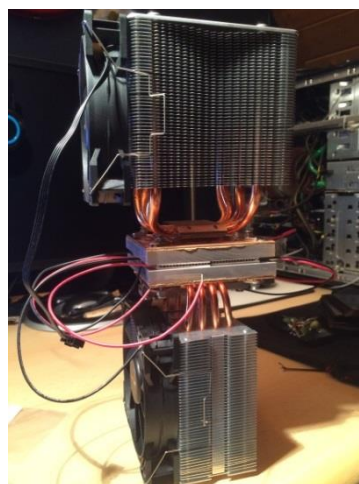
2.2. Koeleenheid

De zelfgebouwde koeleenheid bestaat uit een houten behuizing gemaakt uit MDF-platen met dikte van 6 mm. De buitenste afmetingen zijn 182 mm x 212 mm x 182 mm (L x B x H) die voor een intern volume zorgen van 5780 cm³. De koeling wordt verkregen door vier Peltier-elementen die geklemd zitten tussen twee aluminium platen van 100 mm x 100 mm x 10 mm (L x B x H). Dit zorgt voor een homogene warmteverdeling zowel binnen als buiten de behuizing. Om aan beide kanten van de Peltier-elementen het contactoppervlak met de lucht te vergroten, werden ook twee radiatoren gemonteerd. Deze zijn van hetzelfde type als degene gebruikt voor CPU-koelingen (figuur 4). De doelstelling van deze koeleenheid is het uitvoeren van testen en metingen; de eenheid werd dus ook voorzien van gepaste temperatuursensoren.



Figuur 4: Schematische voorstelling koeling

Onderstaande afbeeldingen geven een idee van hoe de gebouwde koeleenheid er in werkelijkheid uitziet. Figuur 5 is een foto van de basisstructuur van de koeling zonder sensoren of behuizing. In figuur 6 werd een houten bekisting toegevoegd om een gesloten ruimte te creëren rond de koude radiator. De open zijde van de behuizing werd later in het bouwproces hermetisch afgesloten.



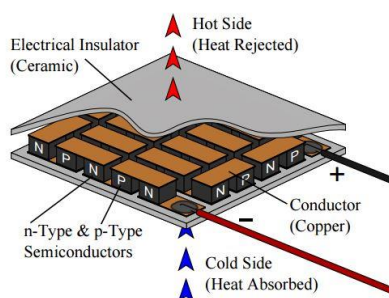
Figuur 5: Koeleenheid zonder behuizing



Figuur 6: Koeleenheid met MDF behuizing

2.2.1. Thermo-elektrische koeler

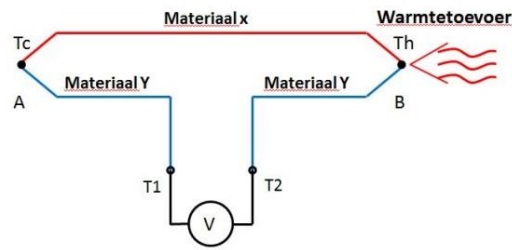
De afgewerkte koeleenheid zal hoofdzakelijk verhuurd worden en zal samen met de anti-decubitus matras en bijhorende pomp worden gebruikt in een patiëntenkamer. Het toestel zal dus regelmatig verplaatst worden en geïnstalleerd in de nabije omgeving van een patiënt waardoor het zal moeten voldoen aan enkele belangrijke eisen: het toestel moet beperkt zijn in gewicht, mag geen componenten bevatten die gevoelig zijn voor verplaatsingen en moet beperkt zijn in geluidsproductie. Er werd dus gezocht naar een manier om lucht te koelen zonder dat het systeem te zwaar wordt en teveel geluidshinder produceert. Bovendien moet het systeem te allen tijde verplaatsbaar blijven. Om die reden werd er voor gekozen om gebruik te maken van thermo-elektrische (TE) koelers; deze zijn zeer licht, produceren helemaal geen geluid en bieden in tegenstelling tot freon-compressoren de mogelijkheid onmiddellijk na verplaatsing terug ingeschakeld te kunnen worden. De thermo-elektrische koelers zijn gebaseerd op het Seebeck en Peltier-effect. Door een DC-spanning aan te leggen op een thermo-elektrische koeler zal een stroom vloeien waardoor er warmte van de ene zijde naar de andere zijde zal stromen. Een thermo-elektrische koeler is dus eigenlijk een soort van warmtepomp.



Figuur 7: Peltier-element [2]

Het Seebeck-effect is het omzetten van een temperatuurverschil in een elektrische spanning op het grensvlak tussen twee verschillende metalen of halfgeleiders. Dit principe wordt typisch gebruikt bij het uitvoeren van temperatuurmetingen. Door twee draden van verschillende metalen met elkaar te verbinden, verkrijgen we een thermokoppel. Als er een temperatuurverschil wordt aangelegd op de

juncties zal een potentiaalverschil ontstaan waarvan de grootte afhankelijk is van het temperatuurverschil en de gebruikte metalen. [2] [3]



Figuur 8: Seebeck-effect [3]

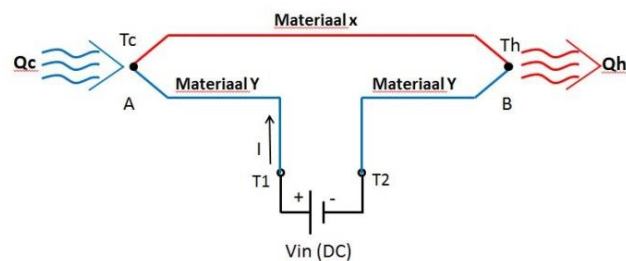
Het potentiaalverschil kan met onderstaande formule berekend worden:

$$U_{th} = s \cdot (T_w - T_k)$$

In deze formule vinden we volgende parameters terug:

- U_{th} staat voor de opgewekte spanning (in μV)
- s staat voor het Seebeck coëfficiënt (in $\mu V/^\circ C$)
- T_w staat voor de temperatuur van de warme junctie (in $^\circ C$)
- T_k staat voor de temperatuur van de koude junctie (in $^\circ C$)

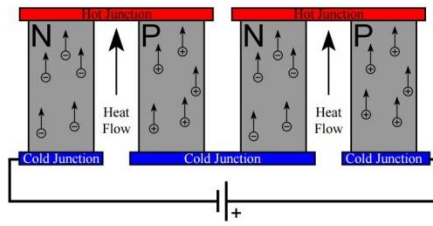
Als we de opstelling aanpassen tot de configuratie zoals in figuur 9, zal het tegenovergestelde gebeuren van het Seebeck-effect. Bij deze opstelling zal een DC-spanning aangelegd worden, waardoor een stroom door de juncties van de twee verschillende metalen zal vloeien. Het effect hiervan is een licht koelingseffect (Q_c) aan junctie A waar warmte wordt onttrokken, en een verwarmingseffect aan junctie B waar warmte wordt afgegeven. [3]



Figuur 9: Peltier-effect [3]

Een enkel Peltier-element kan gebruikt worden om elektrische energie op te wekken of als warmtepomp. In beide gevallen zal één Peltier-element niet voldoende zijn om enig resultaat waar te nemen.

Om het effect te vergroten, wordt in commerciële thermo-elektrische koelers het vermogen vergroot door een hele reeks Peltier-elementjes in serie te schakelen. Deze elementjes zijn met elkaar verbonden met metalen plaatjes die zo een junctie vormen. In deze koelers zijn de N- en P-Type deeltjes zo gerangschikt dat de warmte door alle deeltjes naar dezelfde richting vloeit. (figuur 5)



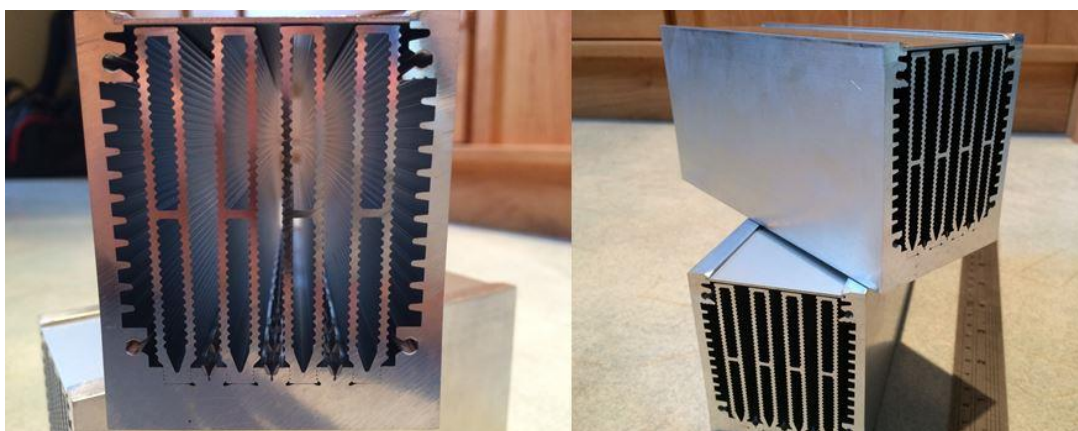
Figuur 10: Serieschakeling van 2 Peltier-elementen [2]

De koeleenheid werd gebouwd met vier Peltier-elementen van het type “QuickCool-QC-127-14-85MD” verkrijgbaar bij conrad.be. Deze elementen hebben elke een $Q_{\max} = 72\text{W}$, $V_{\max} = 15.5\text{V}$, $I_{\max} = 8.5\text{A}$ en een $\Delta T_{\max} = 70^\circ\text{C}$. Dit wil zeggen dat er bij een warmte-absorptie van 72W een ΔT zal ontstaan van 0°C over het Peltier-element, of er zal een ΔT van 70°C ontstaan indien de geabsorbeerde warme nul Watt is. [4] [5]

2.2.2. Koelvinnen

Bij het gebruik van Peltier-elementen is het zeer belangrijk de afgevoerde warmte goed te kunnen dissiperen. Dit omdat de elementen maar net zoveel warmte kunnen transporteren totdat de maximale ΔT bereikt is tussen de warme en koude kant van de elementen. Om de warmteoverdracht zo efficiënt mogelijk te laten plaatsvinden, werden verschillende opties overwogen. Om onderhoud en problemen bij het toestel te beperken, werd besloten in geen enkel geval een op vloeistof gebaseerde koeling te gebruiken. Daarom werd er gezocht naar een gepast alternatief.

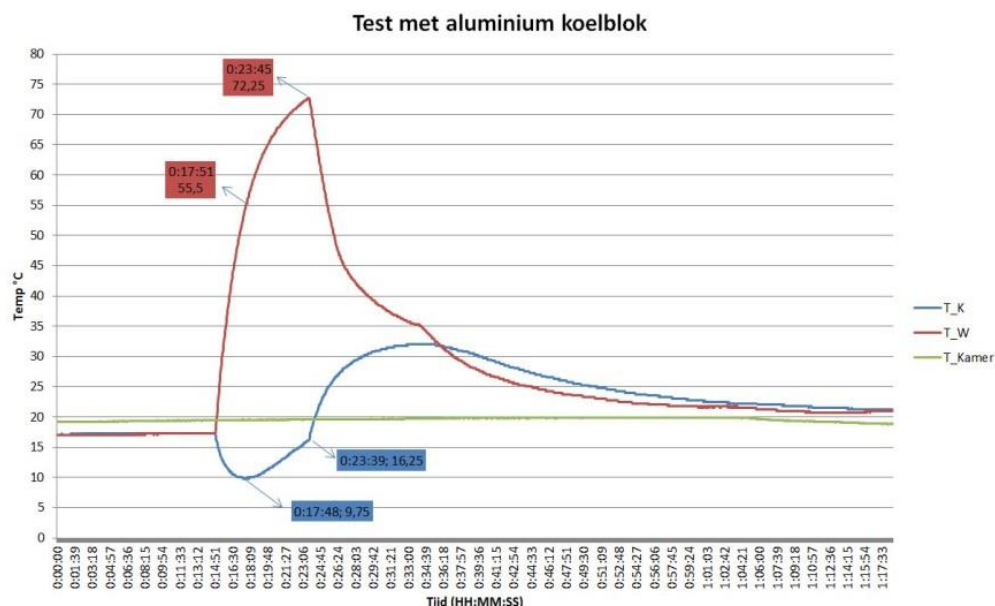
Een eerste optie die werd overwogen, is het gebruik van de koelblokken afgebeeld in onderstaande figuren. Deze zijn vervaardigd uit aluminium en hebben een warmtegeleidingscoëfficiënt (Lambda) van $237 \frac{\text{W}}{\text{m}\cdot\text{K}}$. Als we dit vergelijken met lucht of gewoon staal waarvan de Lambda-waarde respectievelijk $0,024$ en $50 \frac{\text{W}}{\text{m}\cdot\text{K}}$ bedraagt, kunnen we besluiten dat aluminium een zeer goede warmtegeleider is. Het nadeel van deze koelblokken is het beperkte aantal vinnen aan de binnenkant van de module. Hierdoor is het contactoppervlak met de lucht te klein om, zelfs door gebruik van een actieve luchtflow, de warmte snel genoeg te kunnen afvoeren.



Figuur 11: Voor- en zijaanzicht aluminium koelblok

Aan de hand van een simpele testopstelling met drie Peltier-elementen en een zelfgebouwde datalogger werden de aluminium koelblokken getest. De opstelling bestaat uit twee identieke aluminium koelblokken waartussen de Peltier-elementen samen met thermische pasta werden geklemd. Gedurende de test werden de temperaturen in de opstelling gemeten en later via Excel geplott in een grafiek.

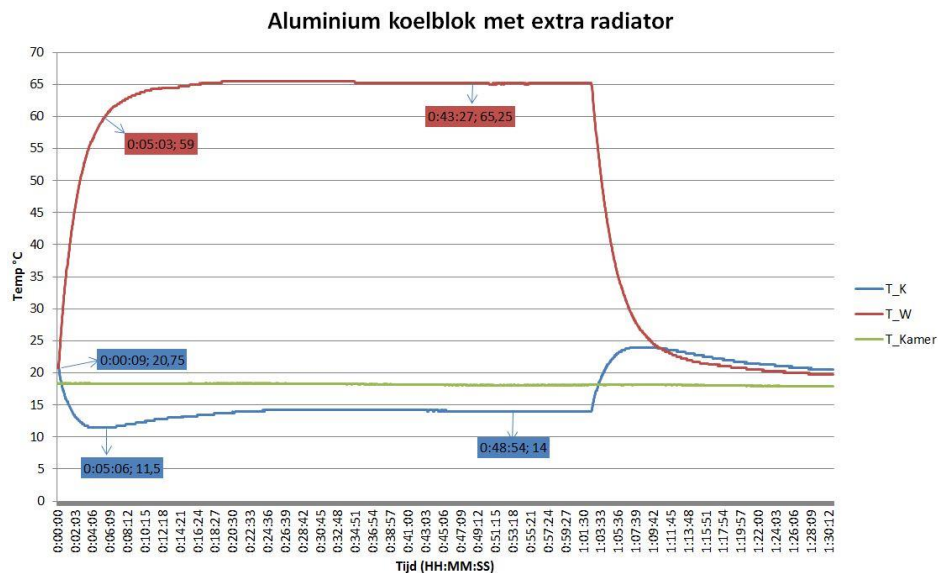
In onderstaande figuur is duidelijk waar te nemen dat de temperatuur van de koude kant (T_K) na 17 minuten terug begint te stijgen. Dit is het resultaat van een slechte warmteafvoer aan de warme kant van de Peltier-elementen. De warmte die afgevoerd moet worden via de koelblok aan de warme kant van de Peltier-elementen bestaat niet enkel uit warmte die werd onttrokken aan de koude kant van de elementen. Door het Joule-effect wordt in de elementen zelf warmte gegenereerd die via dezelfde weg moet afgevoerd worden. Door dit effect hoort er dus eigenlijk meer warmte gedissipeerd te worden dan er eigenlijk onttrokken wordt aan de koude kant van de Peltier-elementen. Hieruit kunnen we besluiten dat in een koelsysteem met Peltier-elementen de koelvinnen aan de warme kant groter moeten zijn dan deze aan de koude kant.



Figuur 12: Grafiek test met aluminium koelblok

Om bovenstaande theorie te bevestigen, werd de testopstelling lichtjes aangepast door het koelblok van de warme kant te voorzien van een extra radiator met ventilator. Hierdoor werd het koelblok aan de warme kant vergroot ten opzichte van het koelblok aan de koude kant waardoor een stabielere afkoeling zou moeten verkregen worden. In onderstaande figuur is een grafiek weergegeven met de resultaten van de tweede test. Hier kunnen we zien dat de temperatuur van de koude (T_K) kant na 5 minuten ook terug begint te stijgen maar dit is veel minder dan in de vorige opstelling zonder extra radiator. Anderzijds is op te merken dat de temperatuur aan de warme kant (T_W) hier ook lager ligt.

Er kan dus geconcludeerd worden dat de radiator aan de warme kant inderdaad groter hoort te zijn dan aan de koude kant van de Peltier-elementen. De temperatuur aan de warme kant is bij het gebruik van de aluminium koelblokken nog steeds te hoog waardoor deze ongeschikt zijn voor toepassing van Peltier-koeling.



Figuur 13: Grafiek test aluminium blok met extra radiator

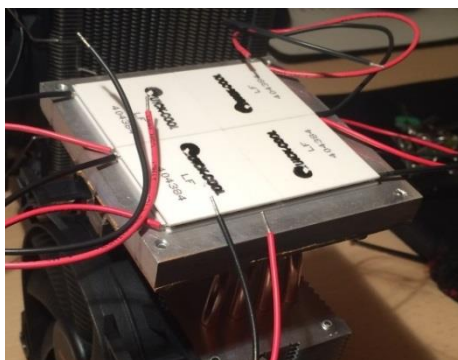
Voor deze toepassing werd gekozen voor de BK013 en de BK009 van BeQuiet (figuur 14). Deze radiators beschikken over honderden lamellen waardoor de oppervlakte met de lucht significant groter is dan bij de aluminium koelblokken. De BK009 is een kleinere versie van de BK013 en werd aan de koude kant van de Peltier-elementen gemonteerd. Vermits een TEC zowel de verplaatste als de zelf gegenereerde warmte moet kwijtgeraken, werd de grote radiator aan de warme kant gemonteerd.



Figuur 14: BK009 en BK013 van BeQuiet

In het gebouwde prototype werden vier Peltier-elementen gebruikt met elk een oppervlakte van 16 cm² (40 x 40 mm). Om deze vier elementen te kunnen beschouwen als één groot element, werd de oppervlakte ervan gecombineerd door ze te monteren op een aluminium plaat van 100 cm² (figuur 15). Deze oppervlakte is echter nog niet voldoende om op een efficiënte manier warmte te kunnen onttrekken of af te geven aan de omgevingslucht.

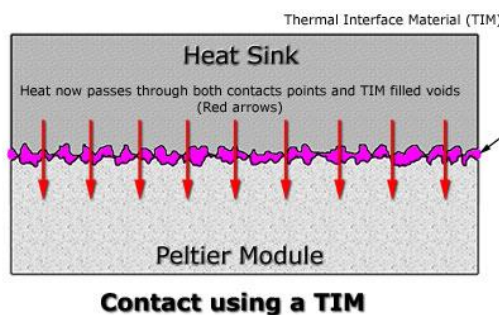
Zoals eerder besproken is het Peltier-element eigenlijk een warmtepomp die warmte van de ene zijde naar de andere kan transporteren. De belangrijkste parameter die onder controle moet worden gehouden in het systeem, is de temperatuur van de warme zijde van het Peltier-element. Het is namelijk zo dat een Peltier-element maar net zoveel warmte kan transporteren totdat de maximale ΔT bereikt is tussen de warme en de koude kant van het element. Met andere woorden wil dit zeggen dat hoe kouder de warme kant gehouden kan worden, hoe kouder de koude zijde zal worden.



Figuur 15: 4 Peltier-elementen op aluminium plaat

2.2.3. Thermische pasta

Thermische pasta wordt gebruikt tussen elke connectie van componenten waar thermische geleidbaarheid belangrijk is. In deze opstelling zijn dit het contactoppervlak van de Peltier-elementen en de aluminium steunblokken, en tussen de aluminium steunplaten en de voeten van de koelvinnen. Dit werd gedaan omdat de oppervlakte van deze componenten, hoewel ze er zo uitzien, niet vlak genoeg zijn om 100% met elkaar in contact te staan, waardoor de warmtegeleidbaarheid daalt en de warmteoverdracht verslechtert. Figuur 16 illustreert hoe de pasta de oneffenheden van beide oppervlakken opvult zodat alle lucht tussen de contactoppervlakken is verwijderd. Wetende dat lucht een thermische geleidbaarheid heeft van $0.024 \frac{W}{m \cdot K}$ bij een temperatuur van 293K, kunnen we zeggen dat lucht eigenlijk een thermische isolator is. De gebruikte thermische pasta, HY610 van het merk Halziye, heeft een thermische geleidbaarheid van $3.05 \frac{W}{m \cdot K}$ wat een significante betere warmtegeleiding biedt dan lucht. [6] [7] [8]



Figuur 16: Thermische pasta tussen Peltier-element en koelvin [6]

2.2.4. Isolatie

De lucht door het systeem wordt getransporteerd door flexibele polyethylene leidingen met een interne diameter van 6 mm en een dikte van 2 mm. Het nadeel bij het gebruik van deze leidingen is dat ze door de dunne wand geen goed isolerende eigenschappen hebben. Hierdoor zal tijdens een meting de temperatuur van de getransporteerde lucht beïnvloed worden door de omgevingstemperatuur. Om dit op te lossen werden de leidingen geïsoleerd met isolatiemateriaal op basis van papier. Op figuur 17 is duidelijk te zien hoe de isolatie er in de opstelling uitziet.



Figuur 17: Isolatie leidingen

De thermische geleidbaarheid of warmtegeleidingscoëfficiënt, symbool λ uitgedrukt in $\frac{W}{m \cdot K}$, wordt gedefinieerd als een materiaalconstante die aangeeft hoe goed het materiaal de warmte geleidt. Hoe meer een materiaal zich gedraagt als een thermische isolator, hoe lager de λ -waarde. Voor geleiders zal deze waarde hoger liggen. De waarde van de meeste standaardmaterialen zijn gemakkelijk terug te vinden in de literatuur. Voor lucht en polyetheen vinden we respectievelijk 0.024 en $0.17 \frac{W}{m \cdot K}$. [9] [10]

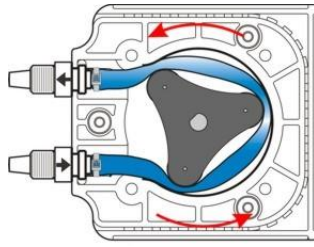
De op basis van papier gemaakte isolatie werd gekozen omdat deze veel lucht bevat. Hierbij is het belangrijk te benadrukken dat het gaat om gevangen stilstaande lucht tussen de deeltjes papier. Vermits lucht een veel lagere λ -waarde heeft dan de polyetheenleiding zal de thermische isolatie tussen de stromende lucht in de leiding en de omgevingslucht veel groter zijn, waardoor de metingen nauwkeuriger en dus ook betrouwbaarder kunnen gebeuren.

2.2.5. Luchtcirculatie

De druk in de anti-decubitus matras wordt gereguleerd met behulp van een geautomatiseerde luchtpomp. In de testopstelling kon deze pomp niet gebruikt worden omdat deze voorzien is van een elektronische sturing die enkel werkt in combinatie met de matras.

Voor de opstelling werd gezocht naar een gepaste pomp om de werking van de geautomatiseerde pomp na te bootsen. Luchtpompen worden aangedreven door een elektromotor waardoor deze onvermijdelijk zullen opwarmen. Deze opwarming zou de resultaten kunnen verstoren en onbruikbaar maken waardoor deze opwarming absoluut ongewenst is.

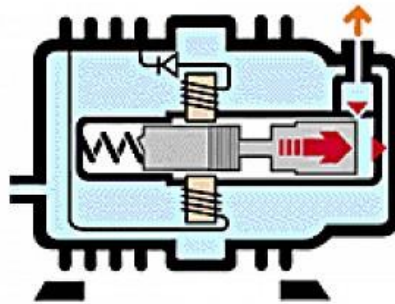
Eerst werd overwogen om een peristaltische pomp of slangenpomp te gebruiken omdat deze een zeer eenvoudige werking heeft en omdat deze pomp geen metaal-op-metaal contact heeft waardoor deze geen warmte zal induceren in de circulerende lucht. In figuur 18 is te zien hoe de pomp is opgebouwd. Binnen in het pomphuis is een rotor gemonteerd met drie nokken. Deze gaat met een draaiende beweging de interne buis afsluiten en de vloeistof of gas verder in de leiding persen. Door het herstellende vermogen van de interne leiding opent deze zich weer na het passeren van een nok en zal nieuwe vloeistof of gas aangezogen worden. [11]



Figuur 18: Peristaltische pomp [12]

Het nadeel van deze pomp is het laag debiet en de kostprijs. Typisch worden deze pompen gebruikt voor het pompen van kleine hoeveelheden chemische stoffen in laboratoria of voor het vervoeren van voedingsstoffen. Van zodra deze pompen gebruikt worden voor grote debieten, worden deze aanzienlijk groter waardoor zij ook duurder worden.

Om een groter debiet te bekomen, werd in de testopstelling een elektromagnetische zuigerpomp gebruikt. Op figuur 19 is de structuur van de zuigerpomp weergegeven. Een wisselspanning zorgt voor een horizontale beweging van de zuiger waardoor via de terugslagkleppen lucht kan worden aangezogen en uitgeblazen. Het voordeel van deze pomp is dat ze relatief goedkoop is en dat het debiet gemakkelijk aan te passen is door via een bypass lucht van de uitgang terug naar de ingang te leiden.



Figuur 19: Elektromagnetische zuigerpomp

De stroom door de elektromagneten en de luchtcompressie zorgen beide voor een significante opwarming van de luchtpomp waardoor de circulerende lucht ook hier zal opwarmen. De behuizing van de pomp is voorzien van koelvinnen waardoor de opwarming voor een deel kan gedissipeerd worden.

2.2.6. Vochtigheid van lucht

In de zelfgebouwde koeling komt de lucht in contact met een koude radiator die warmte uit de lucht onttrekt. De lucht wordt dus gekoeld waardoor condensatie kan optreden. In de meeste toepassingen kan condensatie geen kwaad en kan het vocht simpelweg naar buiten afgevoerd worden via een kleine leiding. Het toestel zal echter vaak gebruikt worden in ziekenhuizen en daar is hygiëne uiteraard zéér belangrijk. Condensatie rond een moeilijk bereikbare radiator is een echte broeihaard voor schimmels en bacteriën en is dus ten zeerste ongewenst voor deze toepassing. Om dit probleem op te lossen, zal het toestel voorzien worden van een silicagel container waarmee de relatieve vochtigheidsgraad van de inkomende lucht kan worden verlaagd. Door dit te doen zal het dauwpunt dalen en zal condensatie minder snel optreden.

In de beschrijving van dauwpunt en silicagel wordt gebruik gemaakt van volgende termen:

Relatieve luchtvochtigheid:

De relatieve vochtigheid is een waarde, in procent (%), die de hoeveelheid waterdamp in de lucht weergeeft ten opzichte van de maximale hoeveelheid vocht dat de lucht met een bepaalde temperatuur kan bevatten.

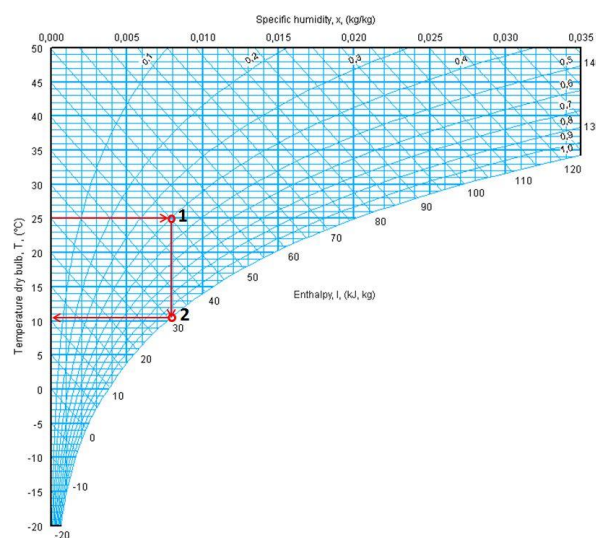
Absolute luchtvochtigheid:

De absolute vochtigheid staat voor de werkelijke hoeveelheid water dat zich in een gegeven volume lucht bevindt. Temperatuur heeft hier geen impact op waarde.

Het dauwpunt:

Is de temperatuur tot waar lucht met een bepaalde temperatuur en relatieve vochtigheidsgraad moet gekoeld worden voordat de waterdamp in de lucht begint te condenseren. Dit dauwpunt komt overeen met 100% relatieve vochtigheid en is dus eigenlijk de temperatuur waar de lucht gesatureerd is met waterdamp. Als de lucht tot onder deze temperatuur wordt gekoeld zal condensatie optreden. [13]

Het dauwpunt van lucht met een bepaalde temperatuur en relatieve vochtigheidsgraad kan afgelezen worden in een zogenaamd Mollier diagram (figuur 20). Laten we stellen dat de koeleenheid zich in een kamer bevindt waar de temperatuur 25°C bedraagt en de relatieve vochtigheidsgraad op dat moment 40% is. De eerste stap is dan het zoeken van het snijpunt tussen de droge bol temperatuur (= temperatuur gemeten met een gewone thermometer) en de curve die overeenkomt met de relatieve vochtigheid van de lucht; in figuur 20 is dit punt gemarkeerd als punt 1. Vervolgens volgt men vanaf dit punt de verticale lijn tot aan de 100% (1,0 in de figuur) relatieve vochtigheidscurve; dit is punt 2 in de figuur. De verticale beweging in de grafiek komt overeen met een constante absolute vochtigheid. De laatste stap is vanaf punt 2, horizontaal te bewegen tot het snijpunt met de y-as, hier kan nu een dauwpunt van ca. 10°C worden afgelezen. [14]



Figuur 20: Mollier diagram [15]

In geval dat de gevonden waarde niet nauwkeurig genoeg is, kan het dauwpunt nauwkeuriger bepaald worden aan de hand van de volgende formule [16]:

$$Td = \frac{243.12 \cdot A}{17.62 - A}$$

$$A = \frac{\text{Log}\left(\frac{RH}{100}\right)}{\text{Log}(e)} + \frac{17.62 \cdot Ta}{243.12 + Ta}$$

- Td staat voor de waarde van het dauwpunt (in °C)
- RH staat voor de relatieve luchtvochtigheid (in %)
- Ta staat voor de droge bol temperatuur (in °C)
- e staat voor de constante van Euler

Als deze formule ingevuld wordt met de waarde uit voorgaand voorbeeld bekomen we:

$$A = \frac{\text{Log}\left(\frac{40\%}{100}\right)}{\text{Log}(e)} + \frac{17.62 \cdot 25^{\circ}\text{C}}{243.12 + 25^{\circ}\text{C}} = 0.7266$$

$$Td = \frac{243.12 \cdot 0.7266}{17.62 - 0.7266} = 10.46^{\circ}\text{C}$$

Vanaf een temperatuur van 10.46°C zal de relatieve vochtigheid 100% bedragen, de lucht is dus gesatureerd. Indien de lucht nog verder gekoeld wordt zodat de temperatuur zakt tot onder het dauwpunt, zal condensatie optreden waardoor schimmels en bacteriën zouden kunnen plaatsnemen in de koeling. Dit is op vlak van ziekenhuishygiëne onaanvaardbaar. De oplossing is dus de relatieve vochtigheidsgraad van de inkomende lucht te laten dalen zodat de condensatie bij diezelfde koeling niet zal optreden. Dit kan gedaan worden aan de hand van silicagel.

Silicagel is een korrelige, poreuze vorm van siliciumdioxide (SiO₂) dat synthetisch is gemaakt van natriumsilicaat. Het interessante aan deze stof is zijn vochtopnemende eigenschap: de silicagel kan tot maximum 40% van zijn gewicht aan vocht opnemen. Om een idee te hebben van het saturatieniveau kunnen sommige soorten silicagel veranderen van kleur in functie van de hoeveelheid opgenomen vocht. Dit effect wordt verkregen door de silicagel te doperen met Kobalt(II)chloride (CoCl₂). In droge vorm is de met Kobalt(II)chloride gedopeerde silicagel blauw en in gehydrateerde vorm roze. Van het moment dat de silicagel verkleurt van blauw naar roze zal er geen vocht meer opgenomen worden; de silicagel moet dan gedroogd of vervangen worden. [17] [18]

2.3. Datalogger

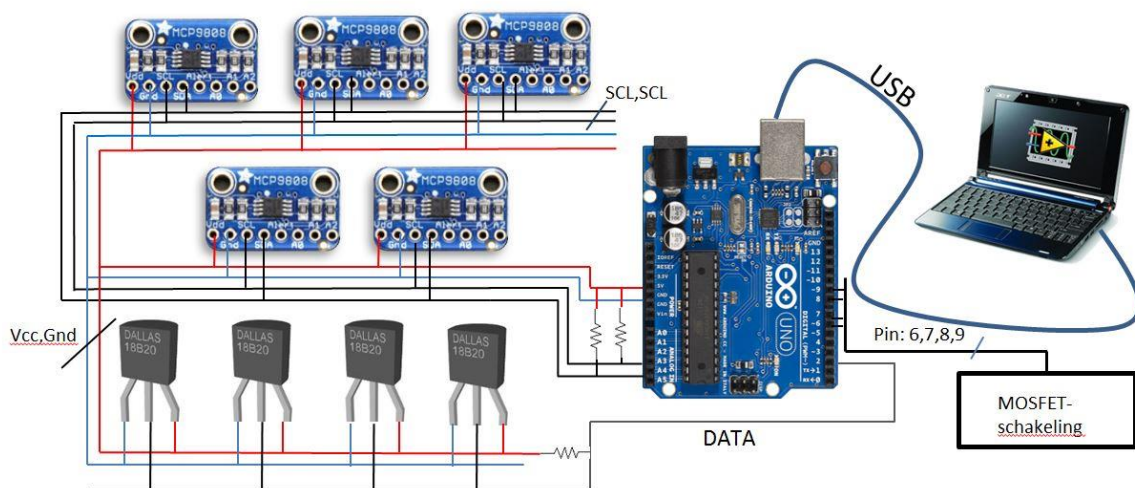
Voor het testen en karakteriseren van de koelingscapaciteit van de zelf gebouwde koelingseenheid, werd met de hulp van twee schakelstudenten, Nick Goyens en Stef Wynants, een datalogger ontworpen waarmee op een eenvoudige manier verschillende parameters van het systeem kunnen gemonitord worden. Het systeem is zo ontwikkeld dat de data real-time kunnen bekeken worden in een GUI (Graphical User Interface), geschreven in Labview. De parameters die worden gemonitord, zijn de temperaturen van:

- het oppervlak aan de warme kant van de Peltier-elementen
- het oppervlak aan de koude kant van de Peltier-elementen
- de radiator bevestigd aan de warme kant
- de radiator bevestigd aan de koude kant
- de inkomende lucht
- de uitgaande lucht

- de kamertemperatuur
- de container (simulatie van een segment van de matras)
- de temperatuur in de koelmodule

Om de besturing en de correcte werking van de Peltier-elementen te controleren, werden ook vier stroomsensoren en vier MOSFETs toegevoegd aan het systeem. Deze kunnen later ook nog gebruikt worden voor het ontwikkelen van de controller van de koeling.

Figuur 21 is een schematische voorstelling van de datalogger. De vijf laatste temperaturen van bovenstaande lijst worden gemeten aan de hand van de MCP9808 sensoren. Deze zijn via een I²C-bus verbonden met de SDA en SCL pinnen van de Arduino UNO. Op de Arduino UNO zijn deze pinnen terug te vinden tussen de analoge ingangen die respectievelijk gemarkeerd zijn met 'A4' en 'A5'. De overige temperaturen worden gemeten met de Dallas DS18B20 sensoren. De communicatie van deze sensoren gebeurt via een 1-Wire communicatie bus die in dit geval verbonden is met pin 2 van de Arduino UNO. De aansluiting van deze 1-wire bus kan later nog aangepast worden op voorwaarde dat het dan ook aangepast wordt in de *software* van de Arduino. De MOSFETs werden aangesloten op de pinnen 6, 7, 8 en 9 van de Arduino. Deze mogen samen met de 1-Wire bus ook veranderd worden op voorwaarde dat het dan wordt aangepast in de *software*.



Figuur 21: Schema datalogger

De schakelstudenten Nick Goyens en Stef Wynants hebben in het kader van een bachelorproef meegewerkt aan dit deel van de masterproef en hebben dit gedocumenteerd in hun paper “Testbench & controller voor thermoregulerende matras” [19]. Extra informatie over dit onderdeel van de masterproef kan daar ook teruggevonden worden.

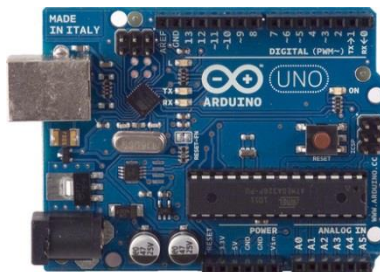
2.3.1. Arduino

Een Arduino is een open-source ontwikkelbord gebaseerd op een simpele microcontroller die eenvoudig via een USB-poort kan geprogrammeerd worden. Het bordje is voorzien van alle nodige componenten (spanningsregelaar, kristal, reset,...) om een microcontroller te laten werken. Ook zijn deze bordjes voorzien van headers die in verbinding staan met de I/O van de microcontroller; op

deze manier kunnen zeer gemakkelijk verbindingen gemaakt worden met sensoren of actuatoren. De headers kunnen ook gebruikt worden om er extensiebordjes of “shields” op te klikken; hiermee kunnen de functionaliteiten van een Arduino worden uitgebreid. Veel voorkomende shields zijn: ethernet-, sd-, lcd-shields.

De Arduino IDE (Integrated Development Environment) is een cross-platform applicatie geschreven in Java en gebaseerd op de Processing programmeertaal. Het is ontwikkeld opdat het schrijven van software voor deze Arduino bordjes eenvoudig kan gebeuren. Hierdoor worden deze steeds meer gebruikt door studenten en hobbyisten en is er een enorme community ontstaan waar talrijke bibliotheken en tutorials terug te vinden zijn. Deze bordjes bestaan in allerlei verschillende uitvoeringen zodat er voor elke toepassing wel een gepaste Arduino beschikbaar is. [20]

Voor de datalogger hebben we vier analoge ingangen, één digitale input, één I²C-bus verbinding en vier digitale uitgangen nodig om alle sensoren en MOSFETs aan te sluiten. Uit het Arduino gamma werd de Arduino UNO gekozen omdat deze eerst en vooral beschikt over voldoende I/O-pinnen, een FTDI-chip waarmee op een eenvoudige manier verbinding kan gemaakt worden met een USB-poort en omdat de prijs zeer aantrekkelijk is.



Figuur 22: Arduino UNO [21]

2.3.2. MOSFET schakeling

Omdat tijdens de metingen het aantal ingeschakelde Peltier-elementen kan veranderen, is het eenvoudiger dat deze kunnen aangestuurd worden via de software; hiervoor werd een simpel elektronisch circuit ontwikkeld. De schakeling zal in een later stadium van het project ook gebruikt worden voor de controller die de uiteindelijke koeling zal aansturen. Bij het ontwerp van de schakeling werd gekozen voor MOSFETs omdat deze geen bewegende onderdelen bevatten en dus een langere levensduur hebben dan relais, deze zijn dus beter geschikt voor een later, mobiel toestel. De MOSFETs zullen niet aangestuurd worden met een PWM-sigitaal omdat het in deze opstelling niet noodzakelijk is om van elk Peltier-element afzonderlijk het koelvermogen te kunnen variëren. In tegenstelling tot de PWM-sturing zal simpelweg een aan/uit schakeling de MOSFETs aansturen. Dit biedt achteraf nog steeds de mogelijkheid één tot vier elementen in te schakelen om zo vier verschillende koelvermogens in te stellen. [19] [22]

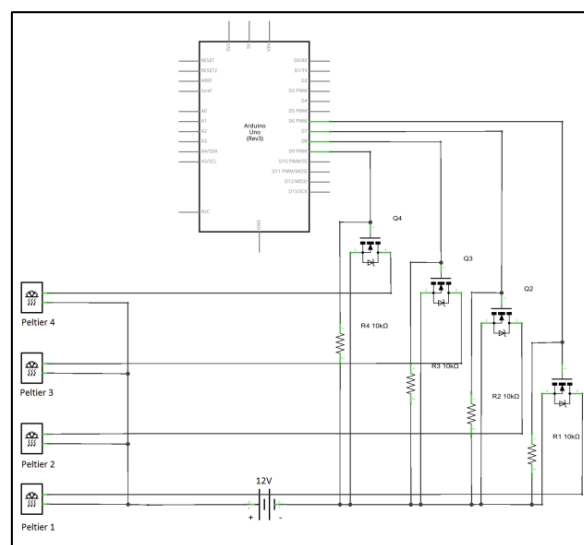
De gebruikte MOSFETs zijn van het type ‘IRLB8743’. Deze werden gekozen omdat ze een zeer lage ON-weerstand ($R_{DS(on)}$) hebben tussen *drain* en *source*, deze bedraagt slechts 3,2mΩ. Dit is belangrijk indien er hoge stromen door een MOSFET vloeien omdat het intern opgewerkt vermogen anders snel oploopt, waardoor de MOSFET zal opwarmen. Om deze warmte te dissiperen moet dan een extra koelvin gemonteerd worden. Met volgende formule kunnen we bepalen wat het opgewerkt vermogen is in de MOSFET voor een bepaalde stroom en ingangsweerstand. [19]

$$P = I^2 \cdot R$$

- P staat voor het intern opgewekt vermogen
- I staat voor de stroom door de MOSFET
- R staat voor $R_{DS(on)}$, de ON-weerstand

In deze toepassing zal één MOSFET één Peltier-element sturen; de maximale stroom is dan 8,5A. Hieruit volgt dat het opgewekt vermogen beperkt wordt tot $8,5^2 \cdot 3,2 \cdot 10^{-3} = 0,23$ Watt. Dit vermogen is zeer klein waardoor de MOSFET niet zal opwarmen en een extra koelvin niet nodig zal zijn. [23]

In figuur 23 zien we de simpele MOSFET-schakeling die aangestuurd wordt door de Arduino van de datalogger. De gates van de MOSFETs zijn via een pull down weerstand van 10 kΩ verbonden met een I/O-pin van de Arduino. Een logische '1' op pinnen van de Arduino zal de MOSFET schakelen waardoor een stroom kan vloeien van "drain" naar "source". Het Peltier-element is op dat moment actief.



Figuur 23: Schema MOSFET schakeling [19]

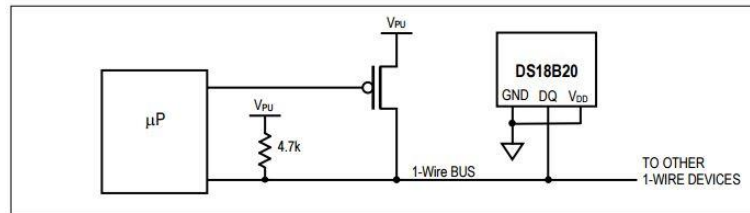
2.3.3. Sensoren

De temperatuursensoren zullen metingen uitvoeren op verschillende plaatsen van de koeleenheid en de testopstelling. Omdat de meetpunten zich op verschillende soorten materialen kunnen bevinden, en correcte metingen noodzakelijk zijn, moeten gepaste sensoren gebruikt worden die goed in contact kunnen gebracht worden met het materiaal waarvan de temperatuur moet gemeten worden. De bedrading van de datalogger werd zo overzichtelijk en beperkt mogelijk gehouden door gebruik te maken van temperatuursensoren die hun gemeten data doorsturen met behulp van een bus communicatieprotocol zoals I²C of het 1-Wire protocol. De koeleenheid is ook voorzien van stroomsensoren waarmee kan gemeten worden of de Peltier-elementen correct functioneren.

Na onderzoek naar gepaste sensoren voor de datalogger werden volgende sensoren gekozen:

- Temperatuursensoren: Dallas DS18B20, MCP9808
- Stroomsensoren: ACS715

De Dallas DS18B20 temperatuursensor werd gekozen omdat deze sensor gebruik maakt van het 1-Wire communicatieprotocol. Elk van deze sensoren beschikt over een uniek 64-bit adres waardoor er op een eenvoudige manier verschillende sensoren op eenzelfde bus kunnen worden aangesloten. Dit beperkt de bedrading en zorgt ervoor dat de data met een simpele microcontroller met beperkte I/O kan uitgelezen worden. De Dallas DS18B20 kan op twee verschillende manieren aangesloten worden: "Parasite" of "External" power mode; het verschil in bedrading is weergegeven in de figuren 24 en 26.



Figuur 24: Parasite power mode

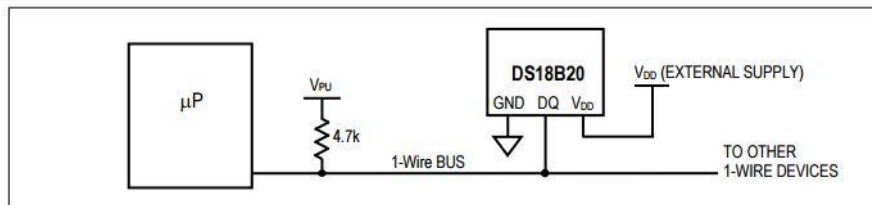
In de Parasite power mode wordt de sensor gevoed door het "stelen" van stroom via de DQ pin als de bus hoog is. Een gedeelte van deze "gestolen" stroom wordt opgeslagen in een kleine interne capaciteit (C_{pp}) die later de sensor zal voeden wanneer de bus laag is. Om er zeker van te zijn dat de sensor voldoende stroom krijgt tijdens een temperaturomvorming of tijdens het schrijven naar de interne EEPROM, is het belangrijk een sterke pullup te voorzien op de 1-Wire bus. Dit kan gedaan worden aan de hand van een MOSFET die de bus direct kan verbinden met de voeding, zoals in figuur 24. In de software moet dan geschreven worden dat de bus binnen de $10\mu s$ na een "Convert T" (44h) of "Copy Scratchpad" (48h) commando de pullup MOSFET moet geschakeld worden zodat de bus hoog wordt getrokken. De bus moet hoog gehouden worden gedurende t_{conv} (Figuur 25) of $t_{wr} = 10ms$.

R1	R0	Resolution	Max Conversion Time
0	0	9-bit	93.75 ms ($t_{CONV}/8$)
0	1	10-bit	187.5 ms ($t_{CONV}/4$)
1	0	11-bit	375 ms ($t_{CONV}/2$)
1	1	12-bit	750 ms (t_{CONV})

Figuur 25: Conversion time vs. resolution DS18B20

Het nadeel bij het gebruik van de parasite power mode is dat de schakeling gevoeliger is voor storingen waardoor het minder geschikt is voor langere bedradingen.

Voor de toepassing van de datalogger in deze masterproef waar de sensoren op verschillende plaatsen in het systeem worden geplaatst, is dit het geval, waardoor werd verkozen de sensoren aan te sluiten in "External power mode". Zoals te zien in figuur 26 worden de sensoren niet meer gevoed via de bus maar door een externe voeding. Er moet dus geen rekening meer gehouden worden met stroomtekort op de bus en de software zal eenvoudiger opgebouwd kunnen worden.



Figuur 26: External power mode

De resolutie van de DS18B20 kan aangepast worden door bit 5 en bit 6 van het configuratieregister aan te passen volgens de tabel in figuur 25. Standaard staat de resolutie ingesteld op 12-bit maar deze kan verminderd worden naar 11, 10 of 9-bit; dit komt respectievelijk overeen met een nauwkeurigheid van 0.0625 °C, 0.125 °C, 0.25 °C en 0.5 °C. Voor deze toepassing werd de sensor geconfigureerd met een resolutie van 11-bit omdat dit het beste overeenkomt met een resolutie van 0.1°C wat meer dan voldoende is voor de metingen die tijdens de masterproef werden uitgevoerd.

Voor de datalogger werden DS18B20 temperatuursensoren gebruikt met een 3-pin TO-92 *package* maar deze sensor is ook beschikbaar in een 8-pin SO (150 mils) of 8-pin μ SOP *package*. Het voordeel van de gebruikte 3-pin TO-92 *package* is dat deze sensor gemakkelijker te hanteren is dan de twee andere kleinere *packages* en dat de functionaliteit identiek is aan de andere. De kleinere versies kunnen in een latere fase van het project dus eenvoudig gebruikt worden om de temperaturen te meten aan het contactoppervlak van de matras of om de temperatuur te meten op minder goed bereikbare plaatsen zonder aanpassingen te moeten doen in de software of bedrading. [24]

De MCP9808 temperatuursensor werd ook gekozen omwille van het gebruikte I²C communicatieprotocol. De sensor beschikt over drie adrespinnen waarmee aan elke sensor een uniek adres kan toegewezen worden. Het adres is dan [0011,A2,A1,A0] waar A2, A1 en A0 kunnen aangepast worden door ze extern te verbinden met Vcc '1' of GND '0'. In deze specifieke toepassing werden de sensoren geconfigureerd met de adressen: 0x1A, 0x18, 0x19, 0x1D en 0x1C.

De resolutie van de MCP9808 kan net zoals de DS18B20 aangepast worden, maar hiervoor moeten bit 0 en bit 1 van het resolutieregister aangepast worden volgens de tabel in figuur 27. Ook hier werd de sensor ingesteld met een resolutie van 11-bit omdat dit overeenkomt met een resolutie van 0.125°C.

Resolution bits

- 00 = +0.5°C (t_{CONV} = 30 ms typical)
- 01 = +0.25°C (t_{CONV} = 65 ms typical)
- 10 = +0.125°C (t_{CONV} = 130 ms typical)
- 11 = +0.0625°C (power-up default, t_{CONV} = 250 ms typical)

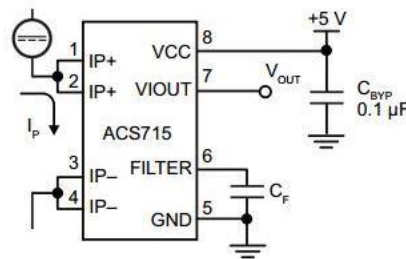
Figuur 27: Conversion time vs. resolution MCP9808

De MCP9808 temperatuursensor is beschikbaar in een 8-pin 2x3 DFN (Dual-flat No-leads) of een 8-pin MSOP (Mini Small Outline Package) *package*. Voor deze toepassing zijn beide op zich te klein om goed te kunnen hanteren maar bij Adafruit zijn deze sensoren beschikbaar op een klein *breakout board* waardoor ze toch goed aan te sluiten zijn en gebruikt kunnen worden voor de datalogger. [25]

Om de correcte werking van de Peltier-elementen te controleren, werd voor elk element een stroomsensor geplaatst. De sensoren zijn van het type 'ACS715LLCTR-30A-T' en werden gekozen omwille van hun groot meetbereik en voedingsspanning van 5 Volt. Hierdoor zijn deze geschikt om

verbonden te worden met de Arduino van de datalogger. Het is de bedoeling in een later stadium dezelfde sensoren te gebruiken voor de controller van de koelmodule zodat in het geval van defect een alarmsignaal kan worden getriggerd.

De sensoren zijn enkel beschikbaar in een 8-pin SOIC (Small Outline Integrated Circuit) *package* en werden dus ook aangekocht op een *breakout board* waardoor de verbindingen met de pinnen van de IC gemakkelijker kunnen plaatsvinden. Zoals weergegeven in onderstaande afbeelding is het aansluiten van de sensor eenvoudig: de stroom hoort via de pinnen 1 en 2 de sensor in te gaan en via de pinnen 3 en 4 terug uit te komen. In functie van de stroomsterkte zal dan een analoge spanningssignaal gegenereerd worden dat vervolgens kan worden ingelezen via een analoge ingang van de Arduino. [26]



Figuur 28: Stroomsensor [26]

De ‘ACS715LLCTR-30A-T’ is Hall-effect gebaseerde lineaire stroomsensor die een stroom tussen 0 en 30A met een gevoeligheid van 133mv/A kan omzetten naar een analoge signaal tussen 500mV en 4,5V. De stroomwaarde kan met volgende formules softwarematig berekend worden:

$$outputMillivolt = \left(sensorWaarde * \left(\frac{5000}{1024} \right) \right) + sensor.correctie;$$

$$stroomAmp = \left(\frac{outputMillivolt - 500}{133} \right);$$

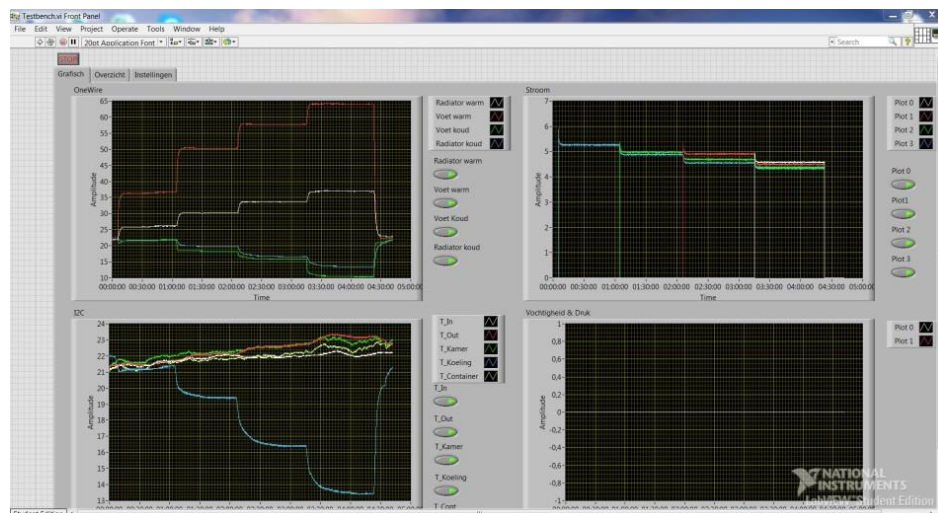
- *sensorWaarde* staat voor de waarde ingelezen aan de ADC van de Arduino, dit is een waarde tussen 0 en 1023
- *outputMillivolt* staat voor de omgerekende waarde in mV
- *stroomAmp* staat voor de omgerekende waarde in Ampère
- *sensor.correctie* staat voor een correctiewaarde bepaald bij de kalibratie van de sensor

De kalibratie van de sensoren werd uitgevoerd door ze alle vier in serie te schakelen samen met een multimeter en een belasting. Voor elke sensor werd het verschil in waarde met de multimeter bepaald en omgerekend naar millivolt. Vermits de uitgangsspanning (V_{out}) van de sensoren een lineair gedrag vertoont in functie van de gemeten stroom, kan de bepaalde correctiewaarde simpelweg worden opgeteld of afgetrokken van de berekende stroomwaarde in millivolt (outputMillivolt).

2.3.4. Labview

LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench), ontwikkeld door National Instruments, is een grafische programmeertaal waarbij gebruik gemaakt wordt van icoontjes in plaats van tekst om logica te schrijven. LabVIEW wordt vaak gebruikt voor data-acquisitie, signaalverwerking of hardware sturing.

Om de data afkomstig van de datalogger overzichtelijk en simultaan weer te geven, werd in samenwerking met Nick Goyens en Stef Wynants gewerkt aan het ontwikkelen van een testbench in LabView. Deze testbench moet ervoor zorgen dat de gemeten parameters van de opstelling op een overzichtelijke manier kunnen weergegeven worden (figuur 29). Het geschreven programma is eveneens in staat de gelogde data op te slaan in een Excel-bestand (.xlsx) zodat het later opnieuw kan bekeken worden. Een gedetailleerde uitleg over de opbouw en werking van deze software kan teruggevonden worden in de paper “Testbench & controller voor thermoregulerende matras” geschreven door de studenten Nick Goyens en Stef Wynants. [19]



Figuur 29: GUI Labview programma

2.4. Controller

Het finaal product zal worden voorzien van een besturingsmodule, “de controller”, die op een gebruiksvriendelijke manier zal zorgen voor de interactie met de gebruiker. De gebruiker zal via de controller in staat zijn de temperatuur van de matras in te stellen en te controleren. Bovendien valt het toestel binnen de categorie medische toestellen waarbij veiligheid zéér belangrijk is. Hiervoor zal de controller dus ook beschikken over enkele veiligheidssystemen waarmee de goede werking van het systeem kan worden gecontroleerd. Dit deel van de masterproef werd net zoals de datalogger ontworpen met de hulp van schakelstudenten Nick Goyens en Stef Wynants. Meer informatie over de controller kan worden teruggevonden in de paper “Testbench & controller voor thermoregulerende matras”. [19]

De koeleenheid kan via de controller met behulp van drie drukknoppen bediend worden. Om het effect van de drukknoppen over te brengen aan de gebruiker werden de knoppen voorzien van een korte maar duidelijke markering:

- '+'-knop om de temperatuur van de matras hoger in te stellen
- '-'-knop om de temperatuur van de matras kouder in te stellen
- 'Reset' om indien de oorzaak ervan werd opgelost, een eventueel alarm te resetten

Om een regelsysteem te ontwikkelen voor de temperatuur van de matras moet het systeem op de hoogte zijn van de actuele waarde van de temperaturen. Er moet als het ware een feedback zijn van de te regelen parameter. Deze temperaturen worden gemeten met dezelfde type sensoren die eerder werden gebruikt voor de datalogger en worden weergegeven op een display zodat de gebruiker de status van het systeem kan controleren. Er werd gekozen om een groot lcd-display van het type "LCM 1602" te gebruiken; dit display beschikt namelijk over vier lijnen met telkens 16 karakters. Bovendien is deze display voorzien van het I²C communicatieprotocol waardoor de bedrading eenvoudig wordt en een Arduino UNO voldoende is om het systeem aan te sturen. Een proefreder van het *display* is hieronder weergegeven in figuur 30.



Figuur 30: LCD-dispalay controller

Het is voor een medisch toestel cruciaal om veilig te zijn en de gebruiker te waarschuwen in geval er een defect is of er één zou kunnen optreden. Om hieraan te voldoen, werd de controller voorzien van enkele alarmfuncties waardoor schade aan het toestel, onrechtstreekse verwondingen en slechte werking van het systeem kunnen worden vermeden. De voornaamste alarmen worden gebaseerd op onvoorziene temperatuurwaarden in het systeem. Zo kunnen obstructie van de ventilatiegaten in de behuizing, een defecte ventilator of een vervuilde radiator worden gedetecteerd door een te hoge temperatuur van het Peltier-element of de radiator.

De stroom door elk afzonderlijk Peltier-element wordt ook gemonitord. Dit gebeurt aan de hand van hetzelfde type stroomsensoren die gebruikt werden voor de datalogger. Aan de hand van de gemeten stromen door de afzonderlijke elementen kan een onderbroken verbinding, een defect Peltier-element of overbelast Peltier-element vastgesteld worden. De controller stuurt via een MOSFET-schakeling de Peltier-elementen aan en is dus op de hoogte van welk element op welk moment moet werken. Indien voor deze elementen de gemeten stroom nul is of deze overschrijdt I_{max} dan wijst dat op één van bovenstaande defecten.

Het voordeel van de gebruikte temperatuursensoren is dat op een eenvoudige softwarematige manier kan nagegaan worden of alle sensoren kunnen communiceren met de controller. Zo niet, zal de bedrading hoogstwaarschijnlijk beschadigd zijn of zal een sensor defect zijn. Ook hiervoor zal de controller een alarmsignaal geven.

Elk van bovenstaande alarmen wordt op een audiovisuele manier weergegeven aan de gebruiker: afhankelijk van het getriggerd alarm zal een gepaste boodschap worden weergegeven op het *display* en zal een zoemer een pulserend audiosignaal genereren. Bovendien zal de controller overschakelen

naar een veilige modus, waarin alle Peltier-elementen worden uitgeschakeld om schade te voorkomen. Wanneer de oorzaak van het probleem is verholpen, kan de gebruiker het alarm resetten door de knop "Reset" in te drukken. De controller gaat uit de veilige modus en hervat zijn taken.

3. Behuizing

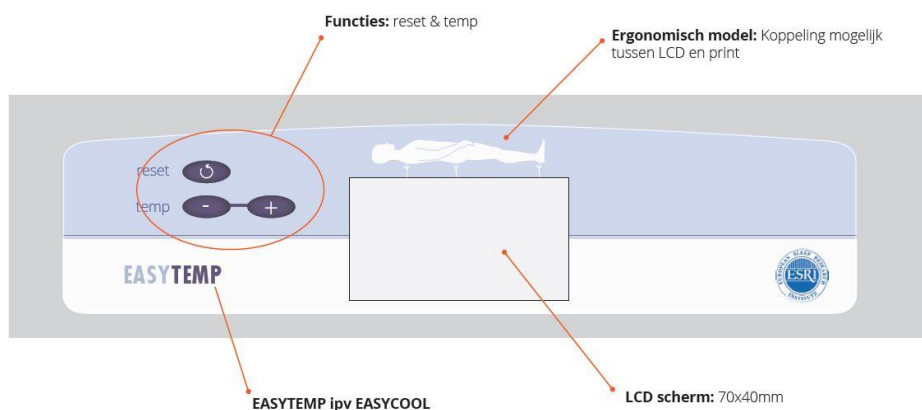
De koeleenheid is een toestel dat optioneel kan worden toegevoegd aan het circuit van de anti-decubitus matras om de lucht ervan te koelen of thermoreguleren. ESRI (European Sleep Research Institute), een bedrijf in Heverlee, verhuurt momenteel anti-decubitus matrassen en zou in de toekomst ook de koeleenheid kunnen aanbieden voor verhuur. De anti-decubitus matras en optionele koeling zijn dus mobiele toestellen die compact, stevig, veilig en gebruiksvriendelijk moeten zijn. Vermits er werd samengewerkt met ESRI en dit bedrijf over een eigen design van pompen beschikt, werd er besloten de behuizing voor de koeling te baseren op het design van de bestaande pompen.

Met de hulp van het jonge bedrijf “Absintt” werd voor de koeleenheid een behuizing ontworpen en uitgetekend, rekening houdend met het feit dat het toestel mobiel moet zijn en dat het hoogstwaarschijnlijk niet altijd met zorg zal worden gehanteerd. Het kan zowel terechtkomen in een medische instelling als bij patiënten thuis. Dit betekent dat het toestel niet altijd door dezelfde persoon wordt bediend waardoor het belangrijk is ervoor te zorgen dat de interface van het toestel zo duidelijk en eenvoudig mogelijk is.

Onderstaande figuur toont de ontworpen interface van de behuizing: deze is zeer eenvoudig opgebouwd met een groot display en drie drukknoppen waarmee heel het toestel kan bediend worden.

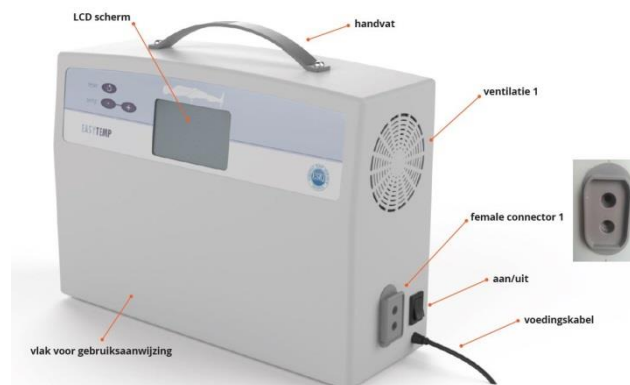
Er werd bewust gekozen voor drukknoppen die niet uitsteken omdat deze het systeem veiliger maken. Ze kunnen namelijk niet afbreken en via de software kunnen aan deze knoppen verschillende functies toegekend worden zoals bijvoorbeeld het vergrendelen en ontgrendelen van de functie.

Voor het thermoreguleren van de matras moet het toestel in staat zijn de temperatuur van het contactoppervlak tussen de matras en de huid van de patiënt te meten. De gemeten informatie kan onder het ergonomisch model weergegeven worden op het grote display. Op deze manier is het voor de gebruiker ook gemakkelijk af te lezen waar welke temperatuur gemeten werd.



Figuur 31: Interface

In het geval de gebruiker het toestel wenst te verplaatsen, is het belangrijk het toestel goed te kunnen vastnemen om schade door een eventuele val te voorkomen; hiervoor werd een sterk handvat voorzien aan de bovenkant van de behuizing.



Figuur 32: Vooraanzicht behuizing

De behuizing is voorzien van ventilatiegaten waarlangs de warmte van de Peltier-elementen kan geëvacueerd worden. De positie van deze ventilatiegaten werd bewust gekozen aan de zijkanten van de behuizing; door ze hier te plaatsen is het risico op obstructie van de gaten aanzienlijk kleiner. De koeleenheid is aan de achterkant namelijk voorzien van bevestigingshaken waarmee het toestel aan bed kan worden gehangen. Dit is praktisch maar zou de ventilatie kunnen verhinderen. De onderkant van de behuizing is evenmin een goede keuze vermits het toestel eventueel ook op een plat oppervlak kan geplaatst worden.



Figuur 33: Achteraanzicht behuizing

Aan de achterkant van de behuizing is een doorzichtig luikje voorzien waardoor de staat van de silicagel eenvoudig kan gecontroleerd worden. In blauwe toestand is de silicagel nog droog genoeg terwijl de gel in roze toestand aan vervanging toe is. Het vervangen kan door dit luikje te openen.

Links en rechts van de behuizing zijn ook twee connectoren voorzien waaraan de leidingen van de pomp en matras kunnen verbonden worden. Op deze manier zal de lucht van de luchtpomp via de silicagelcontainer en koeling naar de matras stromen.

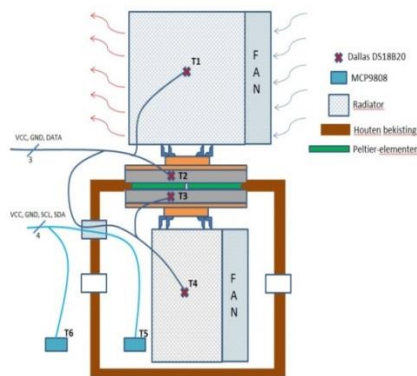
4. Opstellingen

4.1. Testopstelling “stilstaande lucht”

4.1.1. Beschrijving

Voor deze meting werd enkel de gebouwde koelmodule gebruikt samen met de datalogger (figuur 34). De doelstellingen van deze meting zijn:

- het achterhalen van het temperatuurverschil (ΔT) tussen de warme en koude kant van de Peltier-elementen in functie van het aantal ingeschakelde elementen;
- het nagaan of het temperatuurverschil beïnvloed wordt door een veranderende omgevingstemperatuur.



Figuur 34:Opstelling stilstaande lucht

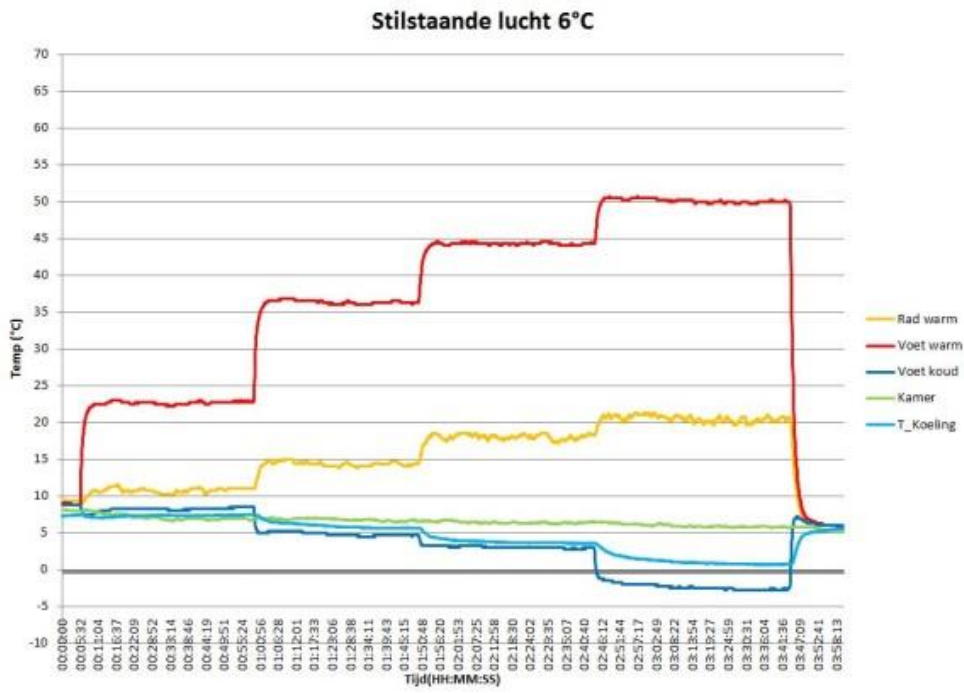
4.1.2. Procedure

Om de meting zo correct mogelijk uit te voeren, werden in een eerste stap de ventilatoren ingeschakeld. In deze stap zal de luchtcirculatie de gehele opstelling acclimatiseren aan de omgevingstemperatuur. Vervolgens werd de meting gestart en werd gedurende 5 à 10 minuten een referentiewaarde van de parameters opgeslagen. Na deze referentiefase werd één Peltier-element ingeschakeld, waarbij progressief om de +/-50 min een extra Peltier-element werd toegevoegd.

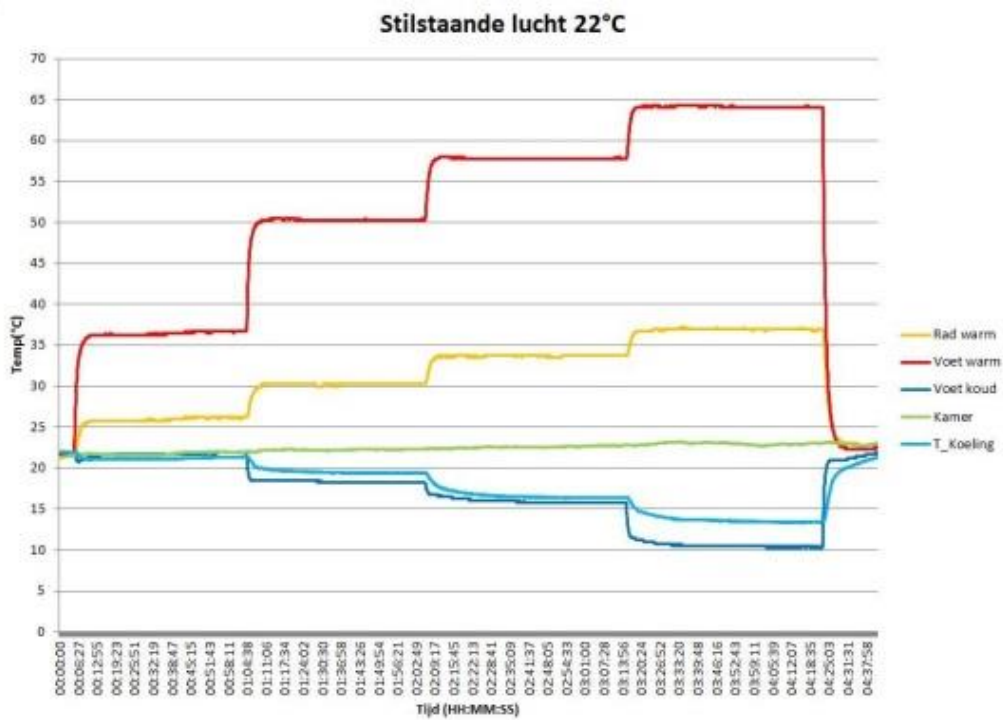
Deze hele procedure werd uitgevoerd voor drie verschillende omgevingstemperaturen (ca. 7°C, ca. 22°C, ca. 30°C).

4.1.3. Resultaten

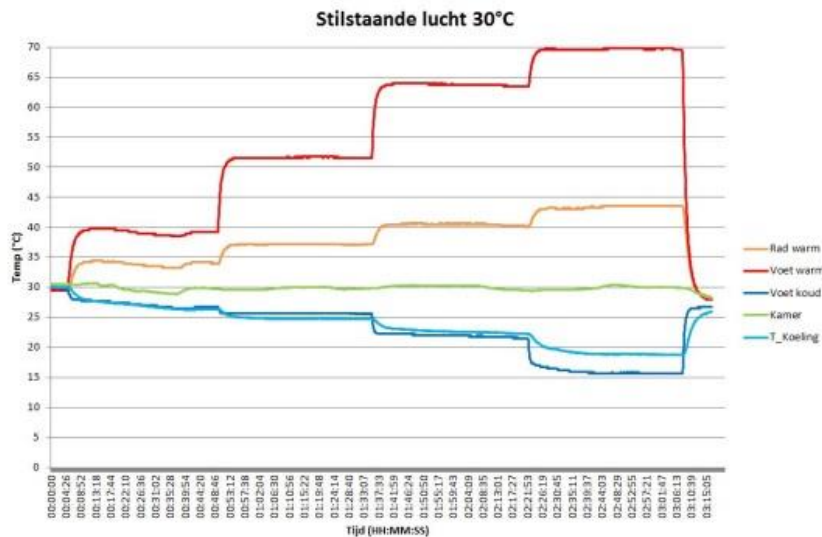
De metingen werden uitgevoerd voor drie verschillende omgevingstemperaturen. De resultaten zijn weergegeven in de figuren 35, 36 en 37. Het progressief inschakelen van de Peltier-elementen is duidelijk waar te nemen in de grafieken maar het is niet eenvoudig af te lezen wat nu juist de temperatuurverschillen zijn. Om dit beter naar voor te brengen werden de belangrijkste gegevens in een andere grafiek geplot.



Figuur 35: Stilstaande lucht 6°C



Figuur 36: Stilstaande lucht 22°C

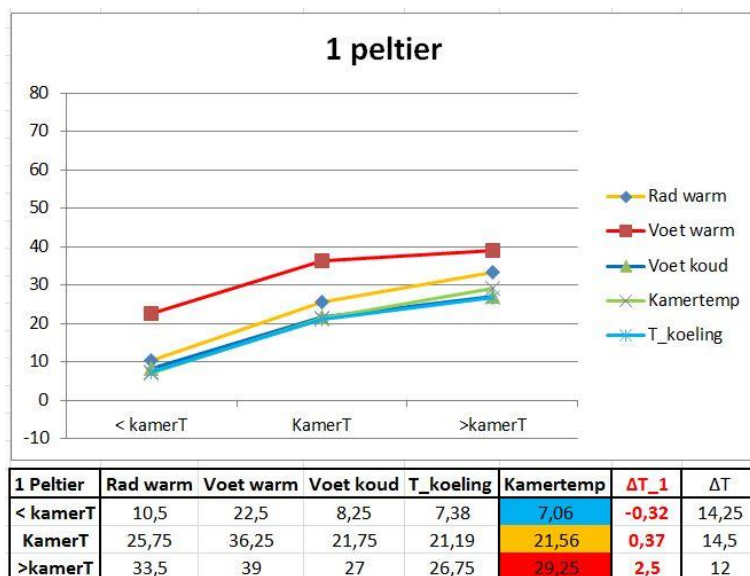


Figuur 37: Stilstaande lucht 30 °C

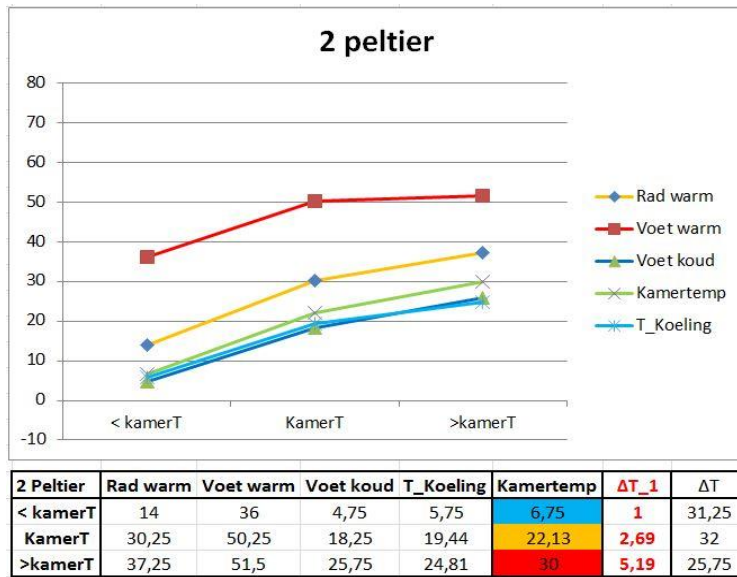
De belangrijkste waarden zijn bepaald door te kijken wanneer een equilibrium van de temperaturen werd bereikt. De temperaturen:

- Rad warm – Temperatuur van de radiator aan de warme kant van de Peltier-elementen
- Voet warm – Temperatuur aan de warme oppervlakte van de Peltier-elementen
- Voet koud - Temperatuur aan de koude oppervlakte van de Peltier-elementen
- Kamertemp – Omgevingstemperatuur waar de opstelling zich bevindt
- T_koeling- Temperatuur aan de binnenkant van de koeling

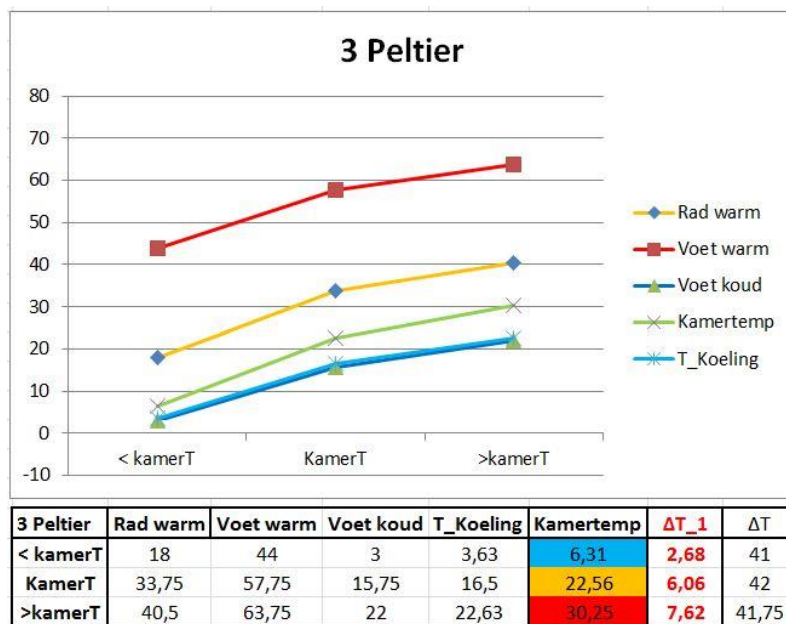
werden geselecteerd en in aparte grafieken geplott in functie van de verschillende omgevingstemperaturen. Vervolgens werden ΔT_1 en ΔT bepaald door respectievelijk het verschil te nemen tussen 'T_koeling' en 'Kamertemp', en door het verschil te nemen tussen 'Voet koud' en 'Voet warm'. ΔT_1 geeft weer met hoeveel graden het binnen in de koeling is afgekoeld en ΔT geeft weer wat het temperatuurverschil is tussen de warme en koude kant van de Peltier-elementen. De waarden zijn terug te vinden in onderstaande grafieken.



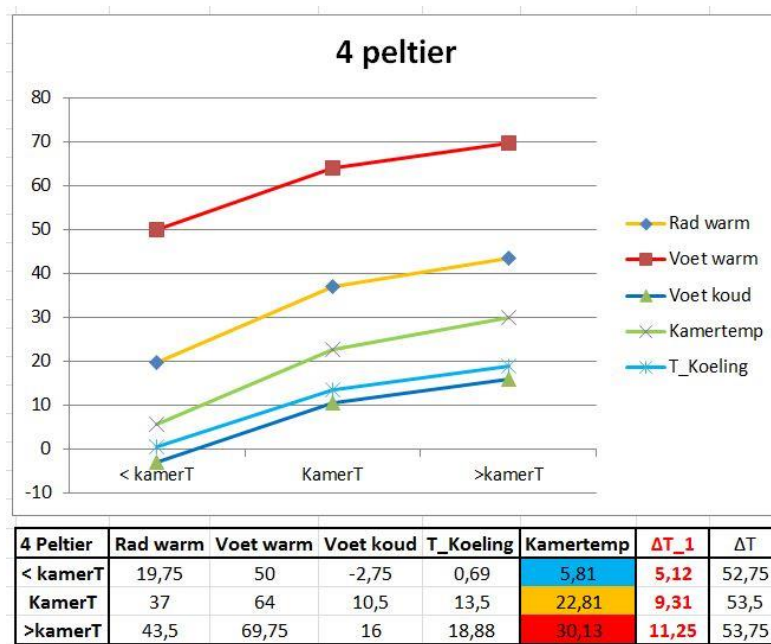
Figuur 38: Resultaat 1 Peltier-element, stilstaande lucht



Figuur 39: Resultaat 2 Peltier-elementen, stilstaande lucht



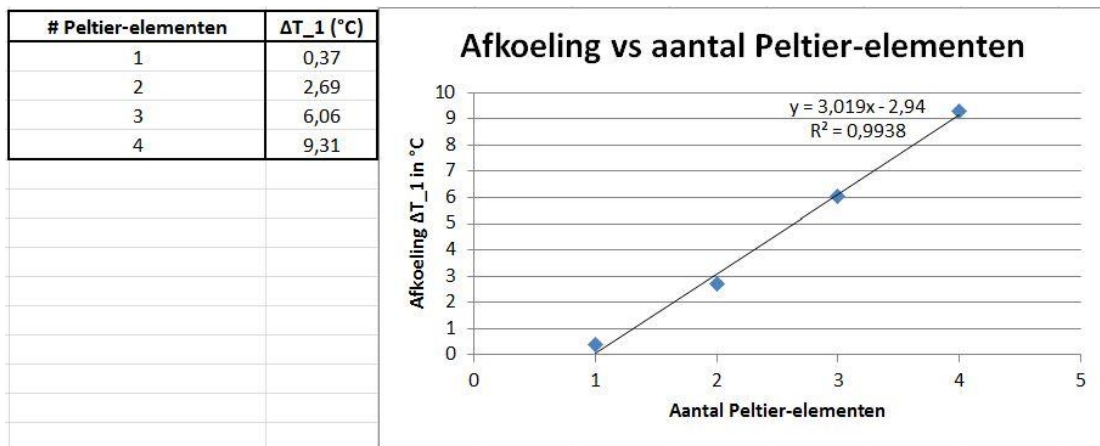
Figuur 40: Resultaat 3 Peltier-elementen, stilstaande lucht



Figuur 41: Resultaat 4 Peltier-elementen, stilstaande lucht

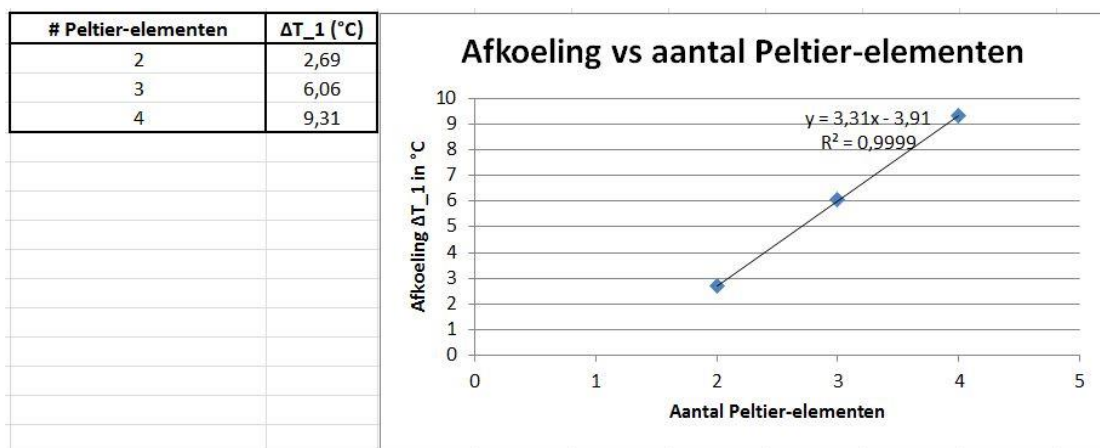
Zoals verwacht, zien we dat ΔT_1 en ΔT groter worden naargelang het aantal ingeschakelde Peltier-elementen stijgt. Maar het is hier belangrijk op te merken dat ΔT niet significant verandert in functie van de temperatuursveranderingen van de omgevingslucht. Uit deze proef kunnen we dus concluderen dat de omgevingstemperatuur zeer weinig invloed heeft op het temperatuurverschil tussen de warme en koude kant van de Peltier-elementen. De koelingscapaciteit wordt dus ook niet beïnvloed.

Aan de hand van voorgaande proef kon bepaald worden met hoeveel graden de lucht in de behuizing van de koeleenheid werd afgekoeld in functie van het aantal ingeschakelde Peltier-elementen. Door deze waarden opnieuw te plotten in een grafiek kan een verband gelegd worden tussen de behaalde afkoeling en het aantal ingeschakelde Peltier-elementen. Door dit te bepalen, kan later berekend worden hoeveel Peltier-elementen er nodig zijn om een bepaalde afkoeling ' ΔT_1 ' te verkrijgen. Anderzijds kan hiermee ook berekend worden hoe groot de afkoeling zal zijn bij het gebruik van een bepaald aantal Peltier-elementen. In figuur 42 is een grafiek weergegeven waarin de afkoeling geplott is in functie van het aantal ingeschakelde Peltier-elementen. Hierin werd aan de hand van Excel een trendlijn met bijhorende R^2 -waarde gegenereerd. De bekomen R^2 -waarde bedraagt 0.9938. Dit is niet slecht maar als we teruggaan naar de grafiek "Stilstaande lucht 22°C", dan zien we dat de gemeten waarden voor één Peltier-element niet correct kunnen zijn; de temperatuur van de lucht in de koeleenheid is kouder dan de koude oppervlakte van het Peltier-element. Dit is te verklaren door het feit dat één enkel Peltier-element niet over voldoende koelingscapaciteit beschikt, deze is in grootteorde van de thermische ruis waaraan het systeem wordt blootgesteld waardoor één elementje gewoon werkt om deze thermische ruis af te voeren. Er is dan geen capaciteit meer over om de lucht in de koeleenheid zelf te koelen. Dit fenomeen is duidelijk waar te nemen bij de drie metingen. Voor verdere analyse werden deze onbruikbare metingen verwijderd.



Figuur 42: Afkoeling vs. aantal Peltier-elementen

De niet betrouwbare metingen bij het gebruik van één Peltier-element werden verwijderd waarna de trendlijn met bijhorende R^2 -waarde opnieuw werd gegenereerd. De waarde van R^2 bedraagt nu 0.9999, wat groter is dan de R^2 -waarde met de metingen voor één Peltier-element. Uit deze waarde kunnen we concluderen dat de lineaire trendlijn de stijgende afkoeling zeer goed benadert. Met de vergelijking van de lineaire trendlijn kan nu berekend worden hoe groot de afkoeling zal zijn bij het gebruik van 'x' Peltier-elementen.



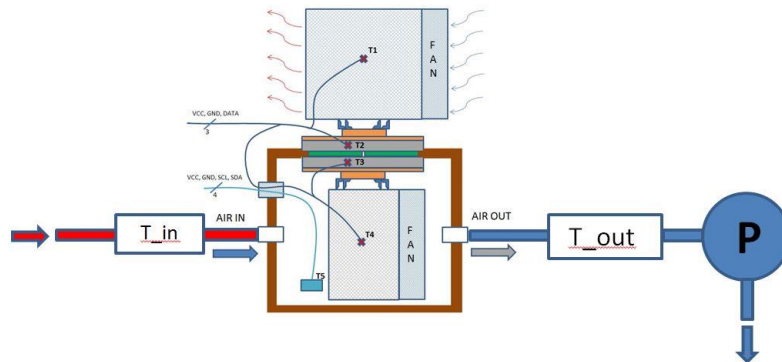
Figuur 43: Grafiek Afkoeling vs. aantal Peltier-elementen

4.2. Testopstelling “temperatuur IN vs. temperatuur UIT”

4.2.1. Beschrijving

Bij deze opstelling werd een luchtcirculatiepomp toegevoegd waarmee een luchtstroom door de koeling kan gecreëerd worden. De pomp werd aan de uitgang van de koeling geplaatst zodat een eventuele opwarming van de pomp de circulerende lucht niet zou opwarmen en waardoor vervolgens de metingen onbetrouwbaar zouden worden. Net voor de ingang (luchtinvoer) van de pomp werd een ventiel geplaatst waarmee het debiet van de luchtstroom kan worden ingesteld (8, 6 of 4 l/min). De doelstelling van deze meting is het achterhalen met hoeveel graden de koeling lucht kan afkoelen bij een bepaald debiet. Hiervoor werd de temperatuur gemeten voor en na de koeling.

De ingaande lucht heeft uiteraard dezelfde temperatuur als de omgevingstemperatuur en werd voor elke meting hetzelfde gehouden.



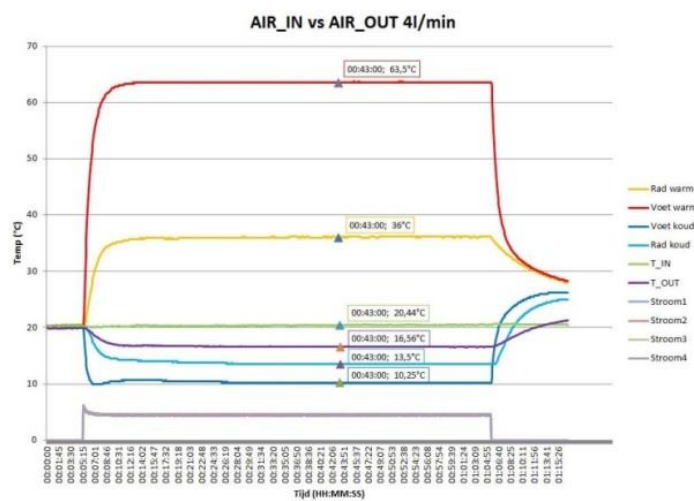
Figuur 44: Opstelling temperatuur IN vs. temperatuur UIT

4.2.2. Procedure

Net zoals bij de voorgaande meting werden eerst de ventilatoren ingeschakeld om de opstelling te acclimatiseren aan de omgevingstemperatuur. Vervolgens werd de meting gestart. Gedurende de eerste ca.10 minuten werden de referentiewaarden van de parameters opgeslagen waarna de vier Peltier-elementen samen met de luchtcirculatiepomp werden ingeschakeld. De meting werd gestopt op het moment dat een equilibrium werd bereikt.

4.2.3. Resultaten

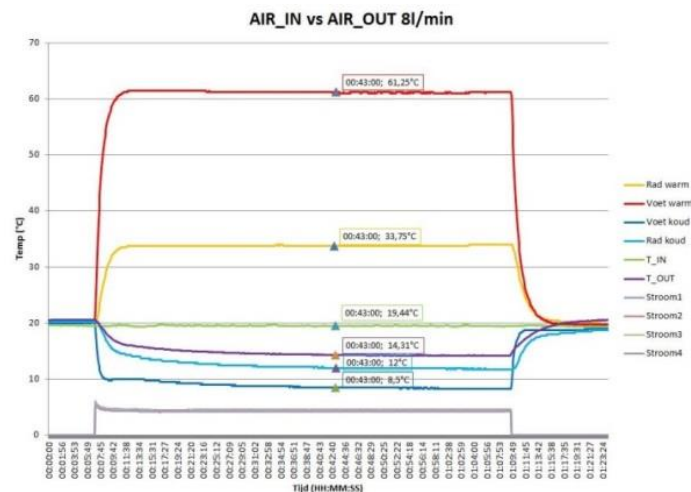
De metingen werden uitgevoerd voor een debiet van 4, 6 en 8 l/min; in onderstaande figuren zijn de resultaten voor elk debiet afzonderlijk weergegeven. We kunnen zien dat voor maximum ca. 43 minuten een equilibrium is bereikt. Voor dat tijdstip werden de parameters opgeslagen en geplott in een andere grafiek waar we een beter overzicht hebben over de invloed van het luchtdebiet.



Figuur 45: IN vs. UIT 4 l/min



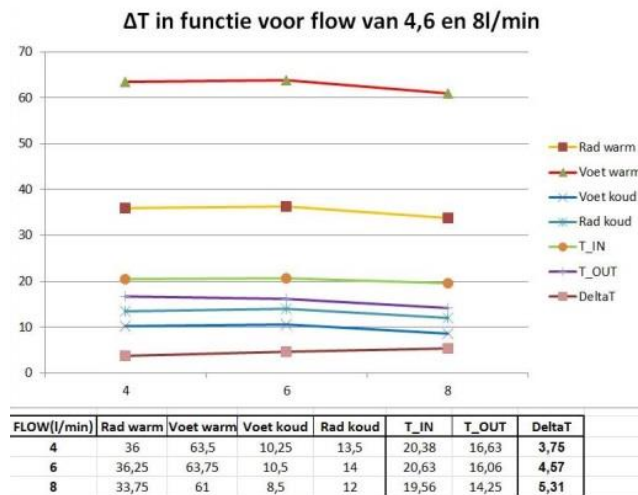
Figuur 46: IN vs. UIT 6 l/min



Figuur 47: IN vs. UIT 8 l/min

Figuur 48 geeft een overzicht van de opgeslagen parameters. Het eerste wat opvalt, is dat bij het grootste debiet (8 l/min) de afkoeling groter is dan voor een debiet van 4 en 6 l/min. Dit is niet onmiddellijk verwacht maar kan verklaard worden. De luchtstroom moet na de koeling nog door ca. 20 cm polyethyleen buis vooraleer deze de temperatuursensor bereikt; hierdoor zal de lucht terug opwarmen. Bij een lager debiet zal de lucht meer tijd nodig hebben om deze afstand af te leggen waardoor het meer zal opwarmen dan bij een hoger debiet.

De koeling werd gebouwd met vier Peltier-elementen waardoor de koeling een zekere capaciteit heeft om warmte te onttrekken en af te voeren naar de buitenkant van de eenheid. Dit wetende is het logisch te verwachten dat boven een bepaald debiet de koeling niet meer de capaciteit heeft om voldoende warmte te onttrekken, waardoor de afkoeling zal minderen. We verwachten dus een parabolisch verloop van de afkoeling in functie van het debiet. In deze resultaten zien we de afkoeling stijgen naarmate het debiet stijgt. Dit wil zeggen dat de top van het parabolisch verloop nog niet bereikt is en dat het debiet theoretisch nog hoger kan.

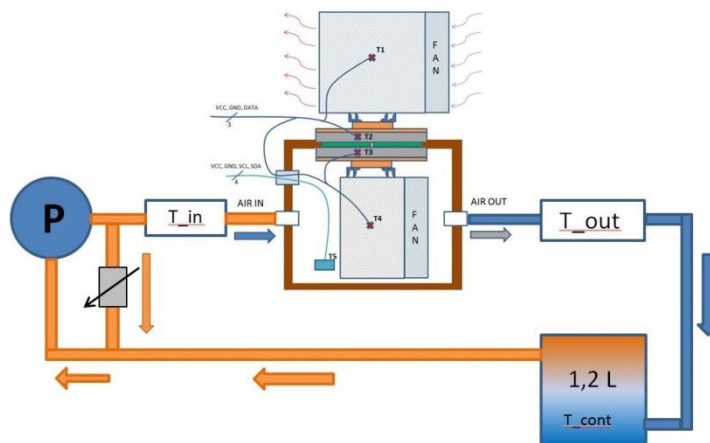


Figuur 48: Resultaten IN vs. UIT

4.3. Testopstelling “afkoeling in container”

4.3.1. Beschrijving

Om te bepalen hoeveel tijd er nodig is om een bepaald volume lucht af te koelen met $x^{\circ}\text{C}$ werd de opstelling “temperatuur IN vs. temperatuur UIT” uitgebreid met een geïsoleerde container met volume van 1,2 liter en een regelklep waarmee het debiet kan geregeld worden. Het circuit werd ook gesloten door een extra leiding te plaatsen van de container terug naar de ingang van de koeling. Figuur 49 geeft hiervan een schematische voorstelling. Alle leidingen werden goed geïsoleerd om opwarming door de omgevingslucht te onderdrukken.



Figuur 49: Opstelling "Afkoeeling in container"

Ook hier werden drie metingen uitgevoerd om de invloed van debietverandering na te gaan. Met behulp van een leiding verbonden tussen de uitgangen en de ingang van de luchtpomp werd een bypass gecreëerd: deze kan met behulp van een klem meer of minder aangespannen worden waardoor het debiet van de teruggestuurde lucht kan geregeld worden. De spanning op de klem kon

nauwkeurig bepaald worden door deze progressief aan te spannen, terwijl het debiet gemeten werd met behulp van een analoge flowmeter.

In de container werd een temperatuursensor geplaatst om de afkoeling te kunnen monitoren. De waarden hiervan worden opgeslagen onder het label "T_cont".

Zoals eerder beschreven, werd er een elektromagnetische zuigerpomp gebruikt om voor luchtcirculatie te zorgen. Het probleem was echter dat de pomp door de elektromagneet en compressie van de lucht warmte introduceerde in de circulerende lucht. Dit kon onderdrukt worden door de koelvinnen op de behuizing van de pomp maar dit is niet voldoende voor deze metingen. Om de opwarming van de pomp zo miniem mogelijk te houden werd de pomp afgekoeld met diepvries *coldpacks* (figuur 50).



Figuur 50: Gel *coldpacks* [27]

4.3.2. Procedure

De meting werd gestart door gedurende 10 minuten een referentiewaarde van alle parameters op te slaan. Tijdens deze eerste 10 minuten werd het systeem ook geacclimatiseerd door de draaiende ventilatoren. Vervolgens werden de vier Peltier-elementen van het koelsysteem ingeschakeld en werden de gekoelde *coldpacks* in contact gebracht met de koelvinnen van de luchtcirculatiepomp. Vanaf het punt waar in het systeem een evenwichtstoestand werd bereikt, werd de luchtcirculatiepomp ingeschakeld.

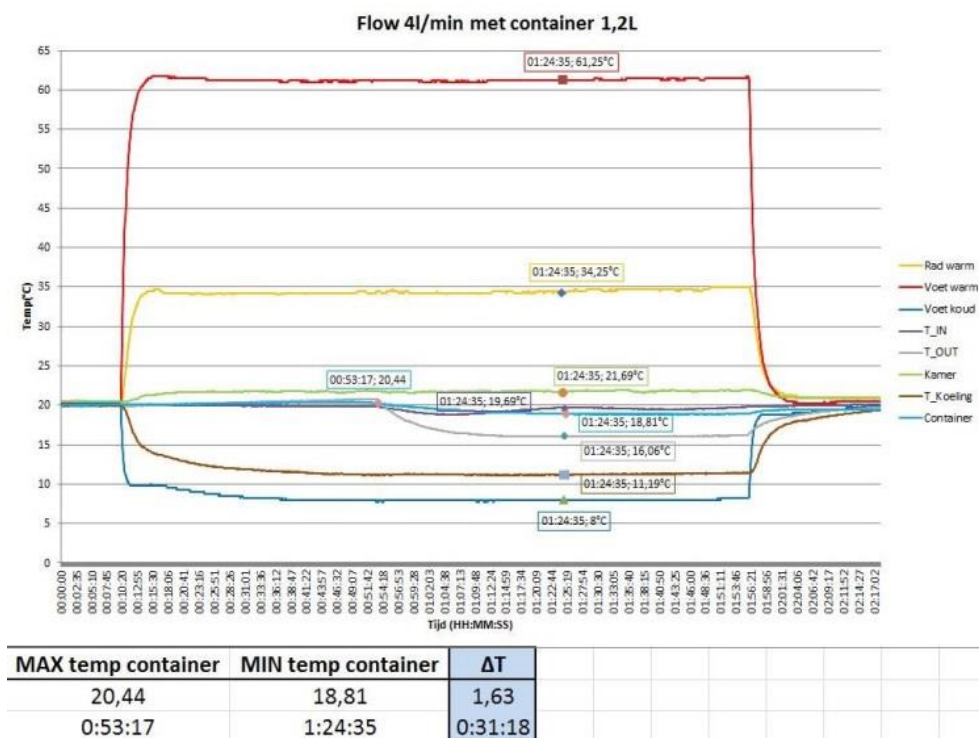
Na de meting voor een debiet van 4 l/min werd de spanning op de bypass-klem verminderd om zo een debiet te verkrijgen van 6 l/min. De meting werd uitgevoerd waarna de procedure werd herhaald voor 8 l/min.

4.3.3. Resultaten

De verschillende fases van de metingen kunnen duidelijk opgevolgd worden in onderstaande grafieken 51, 52 en 53. Op tijdstip 00:10:00 waar de vier Peltier-elementen werden ingeschakeld, kunnen we duidelijk zien dat er een significante verandering is van de temperaturen in het systeem. Verder in de meting is ook te zien hoe de temperatuur 'T_cont' begint te dalen. Dit is het punt waar de luchtcirculatiepomp werd ingeschakeld.

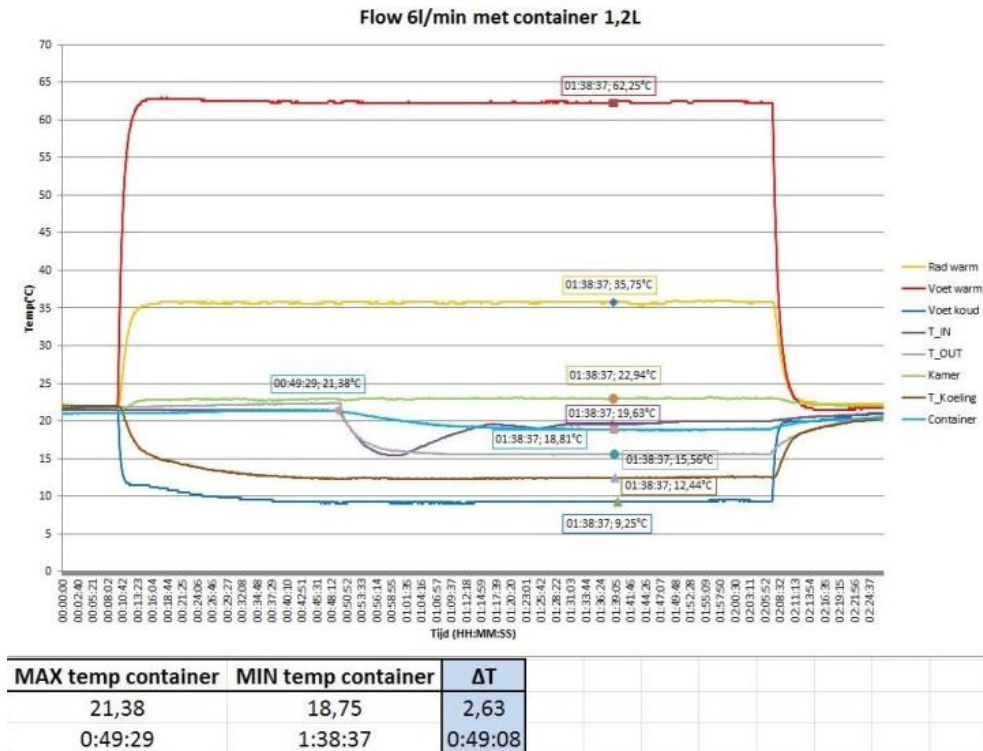
Vermits de ingaande lucht van de koeling afkomstig is uit de container, zouden theoretisch de temperaturen 'T_Cont' en 'T_IN' gelijk moeten zijn. In de grafieken zien we dat de temperatuur van de ingaande lucht ('T_IN') eerst lager en dan terug hoger is dan de temperatuur in de container ('T_Cont'). De *coldpacks* werden voor de start van de luchtcirculatiepomp in contact gebracht met de koelvinnen van de pomp waardoor heel de metalen behuizing werd afgekoeld. Op het tijdstip dat de luchtcirculatiepomp werd ingeschakeld was de pomp nog niet warm genoeg om de afkoeling te compenseren waardoor er, tot de pomp opgewarmd was, koude lucht uit de pomp werd geblazen. Nadat de pomp door opwarming de overmatige koeling kon compenseren, werd deze nog steeds warmer waardoor de temperatuur 'T_IN' terug begon te stijgen tot ongeveer 'T_Cont + 1,0°C'. Deze opwarming van de lucht was niet gewenst maar deze was zeer moeilijk te controleren. In de werkelijke situatie van de anti-decubitus matras kan dit effect ook optreden doordat een leiding in contact zou komen met een warm object of gewoon door in direct zonlicht te liggen. Om die reden werd deze opwarming tijdens de metingen genegeerd.

In figuur 51 zien we de resultaten van de meting voor een luchtflow van 4 l/min. De afkoeling van de lucht in de container werd bepaald door de koudste gemeten temperatuur af te trekken van de warmste gemeten temperatuur (ΔT). In dit geval komt dit overeen met een afkoeling van 1,63°C. De tijdstippen waarop deze temperaturen werden gemeten, werden ook van elkaar afgetrokken om te bepalen hoelang het systeem nodig heeft gehad om de afkoeling van 1,63°C te behalen. Zoals weergegeven in de tabel werd in deze meting, met een flow van 4 l/min, een volume van 1,2 liter lucht afgekoeld met 1,63°C binnen 31 minuten en 18 seconden.



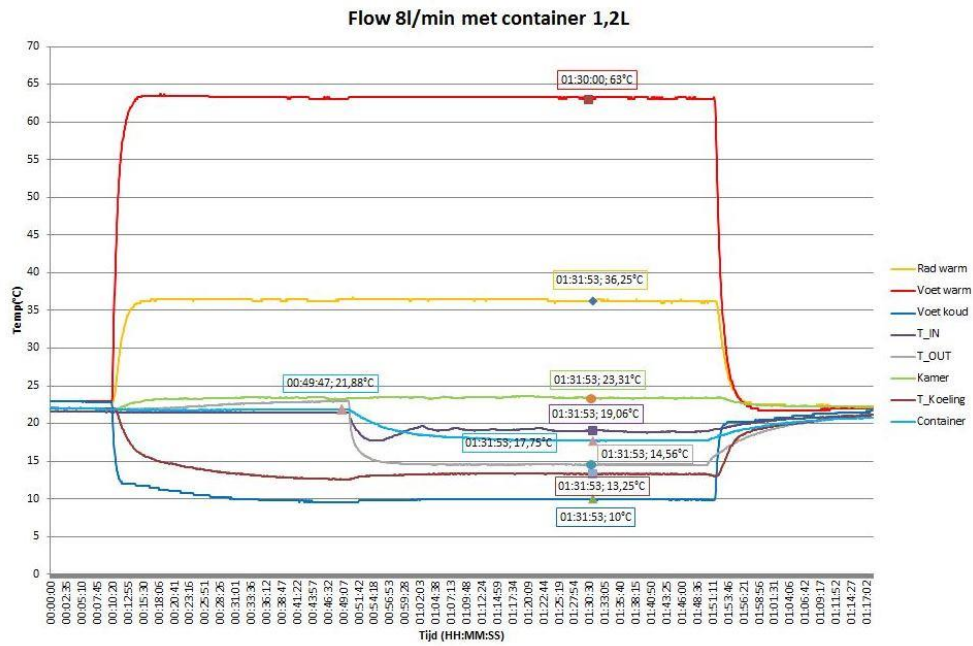
Figuur 51: Resultaat afkoeling 1,2 l lucht met debiet van 4 l/min

De resultaten voor een flow van 6 l/min zijn weergegeven in figuur 52, de methode om de afkoeling ΔT met bijhorend tijdsinterval te berekenen is identiek dezelfde als bij voorgaande meting. Door deze methode hier opnieuw toe te passen, kunnen we zeggen dat met een flow van 6 l/min, een volume van 1,2 liter lucht wordt afgekoeld met 2,63°C binnen 49 minuten en 8 seconden.



Figuur 52: Resultaat afkoeling 1,2 l lucht met debiet van 6 l/min

Ook hier werd dezelfde methode toegepast. Uit de grafiek in figuur 53 kunnen we aflezen dat met een flow van 8 l/min, een volume van 1,2 liter lucht afgekoeld kan worden met 4,5°C binnen 42 minuten en 6 seconden.



MAX temp container	MIN temp container	ΔT							
22,13	17,63	4,5							
0:49:47	1:31:53	0:42:06							

Figuur 53: Resultaat afkoeling 1,2 l lucht met debiet van 8 l/min

Conclusie

4.4.Resultaten

Er werd in de beginfase aan de hand van een kunststofdoosje, een Peltier-element en een basic besturingsmodule een simplistisch prototype gerealiseerd waarmee de werking van een Peltier-element kon worden gedemonstreerd. Hiermee werd naar drie externe bedrijven toegestapt om hun ons idee duidelijk over te brengen. Na overleg en brainstorming met deze bedrijven werd op basis van prijsoffertes gekozen om samen te werken met het bedrijf "Absintt". Dit bedrijf heeft ons idee met vastgelegde criteria gedigitaliseerd en heeft hiervan 3D proefrenders gegenereerd.

Na het zoeken naar gepaste componenten werd een nieuw werkend prototype gebouwd waarmee in de volgende stappen van de masterproef de proeven en metingen werden uitgevoerd.

Een eerste versie van de datalogger werd ontworpen waarmee verschillende parameters zoals temperatuur en stroom van het prototype van de koeling konden gemonitord worden. Hier werden de data nog opgeslagen op een SD-kaartje.

In samenwerking met twee schakelstudenten EA-ict werd de datalogger uitgewerkt tot een *real-time monitoring* systeem in LabView. Hiermee konden de data overzichtelijker bekeken worden en gemakkelijker opgeslagen.

Samen met dezelfde studenten werd een eerste versie van een controller voor de koeleenheid ontworpen. Dit werd gedaan voor een toekomstig afgewerkt product en wordt niet werkelijk gebruikt in het prototype van de koeling.

Het gebouwde prototype van de koeling werd gebruikt om proeven en metingen uit te voeren in drie verschillende testopstellingen. De resultaten werden via Labview opgeslagen en geanalyseerd met behulp van grafieken gegenereerd in Excel.

Uit de uitgevoerde testen en metingen kon worden afgeleid dat de afkoeling in de gebouwde koeleenheid een lineair verband toont met het aantal ingeschakelde Peltier-elementen. Ook kon worden vastgesteld dat de afkoeling bij een flow tot 8 l/min door de afkoeling groter wordt in functie van het luchtdebiet. Vanaf een bepaalde flow zal dit gedrag natuurlijk niet langer van toepassing zijn. Jammer genoeg kon de gebruikte luchtpomp geen hogere flow genereren waardoor het punt "de maximale flow", wat zou overeenkomen met de maximale afkoeling, niet kon worden bepaald.

In een gesloten circuit, met een container van 1,2 liter kon de lucht met 4,5°C afgekoeld worden binnen een tijdsinterval van ca. 42 minuten. Op basis van dit resultaat kan worden geconcludeerd dat de koelmodule redelijk zwak is. Voor de reële situatie van de anti-decubitus matras zal deze afkoeling sneller bereikt moeten worden. Om die reden werd nog niet bekeken hoe de gebouwde koeleenheid kan worden geëxtrapoleerd.

Om de resultaten te verbeteren, zou een uitbreiding op deze masterproef kunnen uitgewerkt worden. Hier zou de opbouw van de gebouwde koeleenheid moeten herzien worden om de efficiënte van het systeem te verbeteren. Ook zou een geschiktere pomp gebruikt kunnen worden om de werkelijke flow bij de anti-decubitus matras beter te benaderen.

4.5. Reflecties

Het onderwerp van deze masterproef viel niet onmiddellijk binnen het vakgebied van een masterstudent elektronica-ict maar dit neemt natuurlijk niet weg dat het onderwerp zeker interessant was. Voor beide partijen, de student en het bedrijf Fakkell bvba, heeft dit jammer genoeg wel in hun nadeel gespeeld. Vermits de opleiding tot master elektronica-ict niet over het opleidingsonderdeel “thermodynamica” of dergelijke beschikt, is het voor een student uit deze richting niet eenvoudig om vertrouwd te geraken met het onderwerp waardoor veel tijd werd verloren in het onderzoeken van basisprincipes uit de thermodynamica. Anderzijds had misschien een elektro-mechanica student sneller kunnen starten met het onderwerp waardoor meer of betere resultaten hadden kunnen bereikt worden.

Persoonlijk vond ik het onderwerp zeer interessant omdat de medische sector mij erg aanspreekt maar langs de andere kant vond ik het jammer dat op elektronisch gebied niet veel nieuwe kennis werd opgedaan. Er werd wel enorm veel kennis opgedaan op gebied van communicatie en management binnen een project, waarvoor nogmaals dank aan mijn externe promotor Jaak Minten.

5. Bibliografie

- [1] ESRI, „ESRI.be,” ESRI NV/SA, [Online]. Available: http://esri.be/site/sites/default/files/nl_ESRI_200_gebruiksaanwijzing_lang.pdf.
- [2] n. group, „Thermoelectrics,” [Online]. Available: http://www.nano.physik.uni-muenchen.de/education/praktika/f1_thermoelectrics.pdf. [Geopend 13 2015].
- [3] "Thermoelectric Technical Reference — Introduction to Thermoelectric Cooling," [Online]. Available: <https://www.ferrotec.com/technology/thermoelectric/thermalRef01/>. [Accessed 13 2015].
- [4] Quick-cool. [Online]. Available: http://www.produktinfo.conrad.com/datenblaetter/175000-199999/189183-da-01-de-PELTIER_ELEMENT_QC_127_1_4_8_5M.pdf.
- [5] Q. Cool. [Online]. Available: http://www.quick-cool.com/peltier_elements/general%20specification.html.
- [6] C. Thermoelectric, „Thermal Interfaces and Thermal Interface Materials,” [Online]. Available: <http://www.customthermoelectric.com/TIMs.html>.
- [7] Halnziye, „HY610 gold thermal grease,” [Online]. Available: http://www.halnziye.net/products_detail/&productId=59.html.
- [8] T. E. Toolbox, „Air properties,” [Online]. Available: http://www.engineeringtoolbox.com/air-properties-d_156.html.
- [9] V. B. Th-Delft, Bouwfysica, Delftse Uitgevers Maatschappij, 1984.
- [10] „Wikipedia,” 15 2015. [Online]. Available: http://nl.wikipedia.org/wiki/Thermische_geleidbaarheid.
- [11] AxFlow, AxFlow, [Online]. Available: <http://www.axflow.com/nl/site/producten/categorie/pompen/slangenpompen/>. [Geopend 12 4 2015].
- [12] K. VDVG, „Wijnbouwer,” [Online]. Available: <http://www.wijnbouwer.be/wp-content/uploads/2013/11/pompen-13.jpg>.
- [13] W. H. Carrier, „Binnenluchtkwaliteit en vochtige lucht,” [Online]. Available: <http://users.ugent.be/~mdepaepe/Thermisch%20Installaties/T.I.H16.pdf>.
- [14] Energyconsulting, „Drogen en het Mollierdiagram,” [Online]. Available: <http://www.energyconsulting.nl/nl/processen/drogen/mollierdiagram/>.

- [15] Alpicair, „Mollier diagram,” [Online]. Available: <http://www.alpicair.com/technical-info-support/howto-tips/mollier-diagram/>.
- [16] weerschip, „Berekenen van de dauwpunttemperatuur (Td),” [Online]. Available: <http://www.weerschip.nl/formules.html>.
- [17] howstuffworks, „What is silica gel and why do I find little packets of it in everything I buy?,” 14 2000. [Online]. Available: <http://science.howstuffworks.com/innovation/science-questions/question206.htm>. [Geopend 20 5 2015].
- [18] Tedpella, „Facts and Information about Indicating Desiccant,” [Online]. Available: https://www.tedpella.com/technote_html/desiccant.pdf.
- [19] S. W. Nick Goyens, „Testbench & controller voor thermoregulerende matras,” Diepenbeek, 2015.
- [20] Arduino, „Software,” [Online]. Available: <http://www.arduino.cc/en/Main/Software>.
- [21] Arduino.cc, „Arduino,” [Online]. Available: http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Arduino_Logo.svg.
- [22] M. E. GmbH, „PWM vs. Direct Current,” [Online]. Available: <http://www.meerstetter.ch/compendium/pwm-vs-direct-current>.
- [23] N. Seshasayee, „"Understanding Thermal Dissipation"”.
- [24] m. Integrated, „Datasheet DS18B20,” 2015. [Online]. Available: <http://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS18B20.pdf>.
- [25] Microchip, „Datasheet MCP9808,” 28 10 2011. [Online]. Available: <http://www.microchip.com/wwwproducts/Devices.aspx?dDocName=en556182>. [Geopend 9 2015].
- [26] pololu, „Datasheet ACS715,” [Online]. Available: https://www.pololu.com/file/download/ACS715.pdf?file_id=0J197.
- [27] cryopak. [Online]. Available: <http://www.cryopak.com/en/cold-chain-packaging/refrigerant-gel/cryo-gel-0c/>.
- [28] kiocare, „Anti-decubitus matrassen,” [Online]. Available: <http://www.kiocare.nl/product/363/anti-decubitus-matrassen/>.
- [29] „Medical Device Directive,” [Online]. Available: <http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=CONSLEG:1993L0042:20071011:en:PDF>.
- [30] Heatlord, „Wikipedia,” [Online]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Thermoelectric_cooling. [Geopend 12 10 2014].

Auteursrechtelijke overeenkomst

Ik/wij verlenen het wereldwijde auteursrecht voor de ingediende eindverhandeling:
Thermogereguleerde anti-decubitus matras

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

Jaar: **2015**

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,

Devroye, Cédric

Datum: **1/06/2015**