

Fachbereich 4 Studiengang: Gesundheits -und Medizintechnologie (B. A.)

Bachelorarbeit

Sensor-/Aktorsystem zur Überwachung und Unterstützung der Thermoregulation von Intensivpatienten

Erstbetreuer: Prof. Dr. Andreas Hennig Zweitbetreuer: Prof. Dr. Frank Kreuder Bachelorarbeit mit Kolloquium Wintersemester 2023/2024

vorgelegt von: Yasir Gürsoy

Anschrift: Hustadtring 24

44801 Bochum

Matrikelnr.: 10012340

yasirguersoy@stud.hs-ruhrwest.de

11. Semester

Abgabetermin: 26.12.2023

Inhaltsverzeichnis

A	bstrac	rt	IV
A	bbildu	ungsverzeichnis	V
Ta	abellei	nverzeichnis	VI
1	Eir	nleitung	1
2	Grı	undlegendes	2
	2.1	Die Körperkerntemperatur und ihre Bedeutung für den Organismus	2
	2.2	Physiologische Auswirkungen von Temperaturänderungen	4
	2.3	Messtechnische Bestimmung der Körperkerntemperatur	5
3	Grı	undlagen der Thermoregulation	9
	3.1	Begriffsdefinition	9
	3.2	Thermoregulatorische Mechanismen im menschlichen Körper	10
	3.3	Thermoregulationsstörungen bei Intensivpatienten	12
	3.4	Bedeutung der Thermoregulation für die Gesundheit von Frühgeborenen	13
4	Ser	nsor- und Aktorsysteme	14
	4.1	Begriffsdefinition	14
	4.2	Sensor- und Aktorsysteme in der Medizintechnik	16
5	An	forderungsanalyse	17
	5.1	Anwendungsszenario	17
	5.2	Stakeholder des Systems	18
	5.3	User-Stories	19
	5.4	Use-Cases	21
6	Ko	nzept	23
	6.1	Systemarchitektur und -design	23
	6.2	Entwicklungsprozess	25
7	Rea	alisierung	26
	7.1	Theoretischer Rahmen	26

7.2	Vorversuche	27
	Das System	
7.4	Software	40
8 E	rgebnisse	42
9 Fa	azit	47
9.1	Bewertung des Systems	47
9.2	Erweiterungsmöglichkeiten für die Forschung und Entwicklung	48
Literat	turverzeichnis	49

Abstract

Diese Bachelorarbeit ist dem Thema Sensor-/Aktorsystem zur Überwachung und Unterstützung von Intensivpatienten gewidmet, einem Bereich, der durch schnelle Fortschritte in der Technologie und der Biomedizin beeinflusst wird. Hier bildet die Körperkerntemperatur einen entscheidenden Bestandteil und einen bedeutenden physiologischen Parameter, der nicht nur für die Funktion des menschlichen Körpers wesentlich ist, sondern auch wertvolle Informationen über den Gesundheitszustand eines Patienten liefert. Im Rahmen dieser Arbeit werden sowohl die physiologische Bedeutung als auch die technologischen Methoden zur Messung der Körperkerntemperatur behandelt. Das Ziel ist, ein Verständnis für die Notwendigkeit einer präzisen Überwachung dieser Parameter bei Intensivpatienten zu entwickeln, indem die Grundlagen der Körperkerntemperatur und ihre Bedeutung für den Organismus im Fokus stehen. Die Einbeziehung von Sensor- und Aktorsystemen in die Intensivmedizin verspricht eine bessere Pflege und klinische Entscheidungsfindung, was zu optimierten Behandlungsergebnissen führen kann. Das Thema der vorliegenden Arbeit hat eine Relevanz für die moderne Gesundheitsversorgung und intendiert wird, Einblicke in innovative Ansätze zur Verbesserung der Pflege von Intensivpatienten zu bieten. Zudem soll die Gesundheitsversorgung der allgemeinen Gesellschaft weiter vorangebracht werden.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Temperaturverteilung Haut und Körperkern bei einer sc	hlechten
Durchblutung (A) und einerguten Durchblutung (B)	3
Abbildung 2: Unterschiede in Körperregionen bei niedriger Umgebungstempera	tur3
Abbildung 3: Mögliche Körperstellen zum Messen der Körperkerntemperatur	6
Abbildung 4: Struktur eines Systems mit Sensor und Aktor	15
Abbildung 5: Metallbehälter als Modellobjekt	28
Abbildung 6: Metallbehälter mit Alufolie als Bedeckung	28
Abbildung 7: Verwendetes Fieberthermometer	29
Abbildung 8: Positionierung der Sensoren (Vorversuch 2)	31
Abbildung 9: Arduino-Board-Microcontroller	32
Abbildung 10: 2-Kanal-Relaismodul	33
Abbildung 11: Heizfolie [24]	33
Abbildung 12: Heißleiter 4,7 kOhm [26]	34
Abbildung 13: Temperatursensor DS18B20 1-Wire [25]	34
Abbildung 14: Grove-Temp-&-Humidity-Sensor [27]	34
Abbildung 16: Verbindung Breadboard mit Arduino	35
Abbildung 15: Verbindung Arduino mit Breadboard	35
Abbildung 17: Schaltplan des Gesamtsystems	36
Abbildung 18: Schaltung des realen Systems	38
Abbildung 19: Flussdiagramm des Ablaufs	39
Abbildung 20: Diagramm zu den Messdaten	44
Abbildung 21: Diagramm zu den Messdaten (Vergleich)	46

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: User-Stories: Frühgeborener - Sensor-/Aktorsystem	19
Tabelle 2: User-Stories: Neonatologe - Sensor-/Aktorsystem	20
Tabelle 3: User-Stories: Pflegepersonal - Sensor-/Aktorsystem	20
Tabelle 4: User-Stories: Hersteller - Sensor-/Aktorsystem	20
Tabelle 5: Messwerte mit dem Fieberthermometer	29
Tabelle 6: Messwerte Versuch 2 mit dem Fieberthermometer	30
Tabelle 7: Messdaten	43
Tabelle 8: Messdaten Vergleich.	45

1 Einleitung

Die moderne Medizin arbeitet an mehreren Herausforderungen, besonders auch mit der Betreuung und Überwachung von Intensivpatienten. Bei intensivpflichtigen Patienten ist es wichtig, ihre physiologischen Parameter kontinuierlich und präzise zu überwachen, um auf Veränderungen in ihrem Gesundheitszustand zu reagieren und die bestmögliche Versorgung zu gewährleisten. Die Beibehaltung einer stabilen Körpertemperatur hilft beim Wohlbefinden und Genesung von Patienten in intensivpflegerischer Betreuung. Die Thermoregulation hat hierbei eine bedeutende Rolle, um gesundheitliche Risiken wie Hypothermie oder Hyperthermie vorzubeugen. In der Intensivmedizin konfrontieren die Fachkräfte mit Herausforderungen, die sie in kürzester Zeit aufarbeiten müssen. Traumatische Verletzungen, chirurgische Eingriffe, Infektionen und die Verwaltung komplexer medizinischer Zustände sind nur ein paar von mehreren Herausforderungen. All diese Elemente können die Körpertemperaturregulation beeinflussen und zu Temperaturabweichungen führen. In diesem Sinne tragen Sensor-/Aktorsysteme und deren Integration in die Intensivpflege eine entscheidende Rolle, denn das könnte eine Optimierung der Pflege und Gewährleistung lebensrettender Maßnahmen hervorrufen. Diese Integration bietet einen Potenzial an, womit die Intensivpflege gesteigert werden kann. Dies würde eine Verbesserung der Gesundheit und Lebensqualität der Patienten hervorrufen.

Die Intention dieser Bachelorarbeit ist, einen Sensor -/Aktorsystem zur Überwachung und Unterstützung der Thermoregulation von Intensivpatienten zu entwickeln.

Im ersten Teil dieser Bachelorarbeit wird die Körperkerntemperatur näher dargestellt. Dabei werden die Begriffe Körperkerntemperatur und Körpertemperatur genauer erläutert, um einen Überblick über das Thema zu verschaffen. Zudem soll der Verhältnis zwischen den Begriffen und dem Organismus beschrieben werden. Nach der Spezifizierung der Begriffe werden Physiologische Auswirkungen von Temperaturänderungen repräsentiert. Des Weiteren wird im ersten Teil der Bachelorarbeit die technische Bestimmung der Körperkerntemperatur dargestellt, indem die aktuelle Technik in der Medizintechnik vorgestellt wird. Im zweiten Teil der Arbeit fokussiert sich die Bachelorarbeit auf die Grundlagen der Thermoregulation. Hier wird die Thermoregulation definiert und näher kennengelernt. Im Nachhinein werden die thermoregulatorischen Mechanismen im menschlichen Körper erwähnt, die für den Menschen bedeutend sind. Zudem sollen einige bekannte Störungen repräsentiert werden, die die Thermoregulation beeinflussen können. Zum Abschluss der zweiten Kapitel wird auf die Gesundheit der Frühgeborenen eingegangen und die Bedeutung der Thermoregulation für die Frühgeborenen demonstriert. Der vierte Kapitel beginnt mit der Definition von Sensor -/Aktorsystemen. Diese bilden

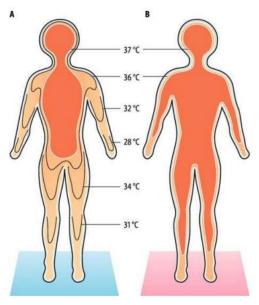
die Hauptstruktur der Entwicklung. Bevor ein Übergang zum fünften Abschnitt eintritt, werden die Sensor -/Aktorsysteme in der heutigen Medizintechnik gezeigt, um einige Beispiele zu erwähnen. Mit der vierten Kapitel endet der Theorieabschnitt der Bachelorarbeit und geht mit dem fünften Kapitel in die praktische Arbeit. Bevor die praktische Arbeit beginnt, wird eine Anforderungsanalyse zur praktischen Aufgabe erstellt, um die Anforderungen zum System zu zeigen. Im sechsten Teil der Arbeit wird das Konzept des Systems vorgestellt, welche eine stärkere Bedeutung mit der Realisierung gewinnt, worüber im siebten und nächsten Kapitel geschrieben wird. Bei der Realisierung soll die gesamte Arbeit während der Bachelorarbeit präsentiert werden. Gegen Ende der Arbeit werden die Ergebnisse zusammengetragen. Durch die Ergebnisse können wertvolle Aufschlüsse über die durchgeführte Arbeiten befasst werden. Abschließend wird ein Fazit gezogen, wo die Leistung des Systems bewertet und Erweiterungsmöglichkeiten über das System gemacht wird.

2 Grundlegendes

2.1 Die Körperkerntemperatur und ihre Bedeutung für den Organismus

Temperatur und Wärme gelten als Grundvoraussetzungen des Lebens. Als physikalische Größe spielt die Temperatur eine relevante Rolle in allen Bereichen des Lebens. Viele Stoffeigenschaften sind temperaturabhängig. Die Körperkerntemperatur, die eine grundlegende physiologische Variable, die den inneren Kern des menschlichen Organismus repräsentiert, hat eine große Bedeutung für die Aufrechterhaltung von lebenswichtigen Funktionen. [1]

Laut Koch besteht im Körper keine einheitliche Temperaturverteilung (vgl. Abbildung 1 und 2). Je nach Durchblutung können Körperregionen unterschiedliche Temperaturen aufweisen. Wird der Körper aufgrund einer hohen Außentemperatur gut durchblutet, befinden sich alle Körperregionen auf einem ähnlichen Temperaturniveau. Kühlt der Körper ab, werden die peripheren Blutgefäße verengt und die Haut wird schlechter durchblutet. Die Körperregionen, die weiter vom Körperkern entfernt sind, können stärker erkalten als die Körperregionen in der Nähe des Körperkerns.





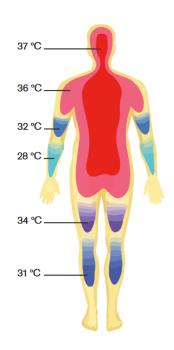


Abbildung 2: Unterschiede in Körperregionen bei niedriger Umgebungstemperatur

Weiter beschreibt Koch, dass die wesentlichen Organe des Körpers wie das Gehirn, das Herz, die Leber, die Niere und die Lunge über den Blutkreislauf mit Sauerstoff und anderen lebensnotwendigen Substanzen versorgt werden. Das führt dazu, dass der Blutkreislauf ungeregelt bleibt, sodass der Strömungswiderstand nicht unempfindlich verändert wird. Letzterer variiert stark, was über das Herzzeitvolumen und die Herzfrequenz zustande kommt. Koch zufolge werden die Strömungswiderstände der peripheren Blutgefäße durch eine Vasomotorik stark verändert. Zu den peripheren Blutgefäßen gehören Körperbestandteile wie Arme, Beine und Haut. Durch die Vasomotorik habe die Temperaturregelung des menschlichen Körpers die Möglichkeit, die Wärmeabgabe zu erhöhen oder einzuschränken. Laut Koch bedeutet dies, dass die Körpertemperatur stabil bleibt, sowohl durch die Variation des Metabolismus als auch durch den Einsatz der Vasomotorik. Temperaturen der zentralen Organe, die nicht zur Vasomotorik gehören, werden demnach der Körperkerntemperatur zugeordnet [2].

Ergänzend dazu wird laut Volkmann die Körperinnentemperatur vom Hypothalamus geregelt. Er ist ein Teil des Zwischenhirns und die Steuerungsinstanz des Nervensystems. Seine Aufgabe ist, die aktuelle Temperatur ständig zu überprüfen [3].

Für den Stoffwechsel des Körpers erweist sich die Körperkerntemperatur als bedeutsam, da die meisten biochemischen Reaktionen im Körper von ihr abhängen. Außerdem arbeiten Enzyme in bestimmten Temperaturbereichen am effizientesten. Die Körperkerntemperatur spielt auch im Stoffwechselprozess eine Rolle. Dieser entscheidet über die Geschwindigkeit, mit der Nahrung in Energie umgewandelt wird. Die Immunantwort ist auch abhängig von der Körperkerntemperatur, denn bei einer Infektion oder einer Entzündung im Körper erhöht sich die Temperatur als Reaktion, sodass eine Immunabwehr entsteht, beispielsweise in Form von Fieber. [3],

2.2 Physiologische Auswirkungen von Temperaturänderungen

In mehreren Bereichen des Körpers können physiologische Auswirkungen von Temperaturänderungen in unterschiedlichen Zonen vorkommen. Eine Temperaturschwankung kann erhebliche Auswirkungen auf das Herz-Kreislauf-System haben, wodurch der Blutdruck und die Herzfrequenz betroffen sind. Bei niedrigen Temperaturen ergibt sich ein Kontrahieren der Blutgefäße, um Wärme zu erhalten. Durch diese Kontraktion wird der Blutdruck erhöht, damit ein guter Blutfluss bestehen bleibt und genügend Sauerstoff und Nährstoffe zu den Organen gelangen. Dieses Zusammenziehen der Blutgefäße wird auch als Vasokonstriktion bezeichnet. Laut Herdegen ist die Vasokonstriktion eine Gefäßverengung, die durch die glatte Gefäßmuskulatur verursacht wird. Weiter beschreibt Herdegen, dass die Vasokonstriktion den Querschnitt eines Gefäßes und somit die Durchblutung hinter dem betroffenen Abschnitt des Gefäßes verringert. Im Gegensatz dazu entsteht bei höheren Körpertemperaturen eine Erweiterung der Blutgefäße, um Wärme abzuleiten und den Körper zu kühlen. Diese Erweiterung wird auch Vasodilatation genannt und führt dazu, dass der Blutdruck abfällt. Herdegen beschreibt die Vasodilatation als eine physiologische Reaktion und ergänzt, dass sie die Durchblutung hinter dem betroffenen Gefäßabschnitt und den Gefäßquerschnitt vergrößert. Auslöser sei eine Entspannung der glatten Gefäßmuskulatur. Die Erhöhung des Blutdrucks bei niedrigen Temperaturen führt auch zu einem Anstieg der Herzfrequenz, da die Kälte das sympathische Nervensystem aktiviert. Dieser Anstieg ist eine Reaktion des Körpers auf die Stabilisierung des Blutdrucks und die Erhöhung der Wärmeabgabe. Auch bei hohen Temperaturen kann die Herzfrequenz ansteigen, damit sich der Blutdruck normalisiert und die Blutzirkulation sich verbessert. [5]

Unterkühlung (Hypothermie) und Überhitzung (Hyperthermie) können ebenfalls ernsthafte gesundheitliche Probleme verursachen. Hypothermie ist eine Abkühlung des Körpers über den normalen Temperaturbereich hinaus. Durch die Hypothermie kann sich eine Verlangsamung des Stoffwechsels ergeben, denn die Körpertemperatur nimmt ab und die Enzyme funktionieren weniger effektiv. Zudem steigt der Blutdruck leicht an, um den Blutfluss für die Organe zu

stabilisieren. Eine fortschreitende Hypothermie kann zu einer Senkung des Blutdrucks führen, was mitunter in Herzrhythmusstörungen oder einem Herzstillstand mündet. Die Atmung könnte beeinflusst werden, indem eine verringerte Sauerstoffversorgung entsteht. Zusätzlich wird die Haut abgekühlt, weil die periphere Blutzirkulation stark abnimmt, um die wesentlichen Organe zu schützen. Eine Überhitzung kann auch starke Einschränkungen auf den Körper zur Folge haben. Der Stoffwechsel könnte sich beschleunigen, damit die Körpertemperatur reguliert wird. Zudem würden die Enzyme bei überhöhten Temperaturen denaturieren und dies würde Funktionsstörungen hervorrufen. Ein hoher Blutdruck träte auf, da das Herz anfinge, schneller zu schlagen, um einen zusätzlichen Wärmeaustausch zu erzeugen. Dies könnte zu Herzrasen führen. Die Atmung beschleunigt sich in solchen Fällen, damit der Wärmeaustausch über die Lunge unterstützt und der Körper gekühlt wird. Zudem ist die Haut rötlich und warm, denn der Körper leitet überschüssige Wärme ab [1].

Durch Temperaturveränderungen können weitere Organsysteme beeinträchtigt werden, sowohl direkt als auch indirekt. Die Dehydration, also höhere Temperaturen im Bereich der Lunge, führt zur Austrocknung von Schleimhäuten, sodass Atemprobleme entstehen. Des Weiteren belasten hohe Temperaturen die Nieren, denn sie versuchen, den Elektrolythaushalt und die Flüssigkeitsbalance zu kontrollieren. Laut Aßmus ruft dies ein Nierenversagen hervor und die Urinausscheidung könne beeinträchtigt werden. Zudem kann laut Aßmus eine Nierensteinbildung durch die Dehydration resultieren, was das Risiko für eine Nierenkolik erhöht [6].

2.3 Messtechnische Bestimmung der Körperkerntemperatur

Eine genaue Messung der Körperkerntemperatur ist bedeutsam für die Diagnose, die Überwachung und die Pflege von Patienten mit besonderen Gesundheitszuständen. Einen wesentlichen Indikator für das Gleichgewicht der Wärmeproduktion und -abgabe stellt die Körperkerntemperatur dar, die den physiologischen Zustand des menschlichen Organismus widerspiegelt. Die Messung der Kerntemperatur erfordert gute Techniken, da es sich um eine komplexe Aufgabe handelt. Um genaue Informationen über den thermischen Zustand des Patienten zu erhalten, ist in der medizinischen Praxis unverzichtbar, die genaueste und zuverlässigste Methode und Stelle zur Messung der Körperkerntemperatur auszuwählen (vgl. Abbildung 3). Dies spielt auch eine wesentliche Rolle dahingehend, eine optimale Messung durchzuführen und klare Ergebnisse zu erhalten.

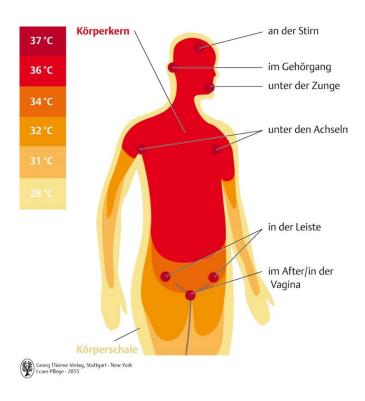


Abbildung 3: Mögliche Körperstellen zum Messen der Körperkerntemperatur

Für eine lange Zeit wurde die Körpertemperatur mithilfe eines Quecksilberthermometers erfasst. Es birgt viele Nachteile und kann sich gesundheitsschädlich auswirken, wenn das Quecksilber aus dem Thermometer herausfließt. Aktuell kommen viele neue elektronische Thermometrien und andere neue Technologien zum Einsatz, wodurch die alten und ungenauen Thermometer weniger gewählt werden. Laut Quast und Kimberger sind in den elektronischen Messmethoden, die häufig am Patienten zur Anwendung kommen, Thermistoren oder Thermoelemente verbaut. Zudem werden Quast und Kimberger zufolge oft Flüssigkeitskristalle oder Infrarotsensortechnologien in modernen Thermometern genutzt. Weiter erläutern Quast und Kimberger, dass elektronische Messmethoden ein wärmeleitendes Gehäuse aufweisen, in dem der Sensor platziert wird. Sie erwähnen auch Temperaturmessmethoden, die die Körpertemperatur über die Wärmestrahlung erfassen. Diese Geräte haben den Vorteil, die Messung berührungslos durchzuführen. Schließlich wird durch Quast und Kimberger die Methode angesprochen, die Temperatur über den Wärmefluss zu messen. Sie geht aus der Thermistorentechnologie hervor. Quast und Kimberger legen dar, dass die Kerntemperaturmessmethoden nach der Invasivität unterteilt werden. Bei den nicht invasiven Varianten wird die Temperatur über die Haut gemessen. Ihnen sind die axillare Messung, die Messung auf der Stirn und die Messung mit dem Temporalarterienthermometer zugeordnet. Die axillare Messung erfolgt durch ein Thermometer in der Arteria axillaris, auch als Achselhöhle bekannt. Diese Messung weist eine kurze Dauer

auf und dient häufig zur Messung der Körpertemperatur, trotz der bekannten Ungenauigkeit im Bereich der Körperkerntemperatur. Die Messung über die Stirn ist ebenfalls ein bekanntes Messverfahren. Hier wird ein Flüssigkeitsthermometer verwendet und die Temperatur durch eine Farbänderung bestimmt, die die thermochromen Flüssigkeitskristalle anzeigen. Die Messung an der Temporalarterie ähnelt der Stirnmessung. Der Unterschied ist, dass die Messung über die Stirn genau an der Temporalarterie erfolgt. Diese drei nicht invasiven Methoden haben einen hohen Ungenauigkeitsfaktor, wodurch die Verwendung für klinische Situationen nicht zu empfehlen ist, so Quast und Kimberger. Im Rahmen der wenig invasiven Methode wird eine Temperatursonde ohne Komfortbeeinträchtigung in eine natürliche Öffnung, zum Beispiel in den Mund oder in ein Ohr, eingeführt. Hier bestehen Varianten wie die orale Messung, die Messung über das Trommelfell und die rektale Messung. Die orale Messung erfolgt häufig über die Mundhöhle, und je nach Bereitschaft des Patienten wird eine akzeptable Annäherung an die Körperkerntemperatur erreicht. Bei der Messung der Temperatur über das Trommelfell vollzieht sich die Messung mithilfe eines Infrarotsensors oder auch mit speziellen Wattesonden. Veränderungen der Kerntemperatur sind am Trommelfell schneller erkennbar als an anderen Stellen, weil sie eine ähnliche Wirkung haben wie die ösophageale Messung. Eine klinische oder regelmäßige Temperaturmessung ist schwierig, da die Erfassung mit dem Infrarotsensor fehlanfällig sein kann, zumal sich der Sensor nicht ausreichend in den Gehörgang einführen lässt. Die Messung mit der Wattesonde ist schmerzhaft für Patienten, denn sie kommt direkt mit dem Trommelfell in Kontakt, was bei wachen Patienten wenig tolerabel ist. Im Zuge der rektalen Messung wird ein Temperaturkatheter in den After eingeführt und mehrere Zentimeter in den Enddarm vorgeschoben. Diese Methode wird als innerhalb der wenig invasiven Messverfahren als geeignet eingeordnet, jedoch kann aufgrund von Füllung des Rektums eine Verzögerung entstehen. Deshalb könnte laut Quast und Kimberger die Fixierung der Temperatursonde im Rektum für eine längere Zeit schwierig werden. Sie bezeichnen die invasive Messmethodik als das genaueste Verfahren. Hier wird in eine natürliche Öffnung mit einer Komfortbeeinträchtigung, darunter Ösophagus, Harnblase, Nasopharynx und Blutgefäßsystem, die Temperatursonde eingeführt. Die Messung am Nasopharynx erfolgt durch die Einführung des Temperatursensors in den Nasenrachenraum. Er wird dann oberhalb des harten Gaumens in der Nasenhöhle platziert, um die Kerntemperatur genau abzubilden. Dieses Messverfahren ist nur für narkotisierte Patienten einsetzbar, da der Sensor ohne Narkose als unangenehm empfunden werden kann. Zudem könnte eine narkosefreie Messung die Messwerte verfälschen. Der Luftstrom, der durch die Atmung entsteht, beeinflusst die Messung. Während der Temperatursensor in die Nase eingeführt wird, sind Komplikationen möglich, indem die Blutgefäße in der Nase verletzt werden. Bei der Messung über den Ösophagus wird die Sonde durch die Nase oder den Mund eingeführt und in Herzhöhe positioniert. Für dieses Messverfahren sollte eine Narkose erfolgen. Beim Einführen über die Nase kann, wie beim ersten Messverfahren eine Epistaxis ausgelöst werden. Bei einer Epistaxis entsteht ein plötzliches Bluten, die in diesem Fall bei Ösophagusvarizen vorkommen kann. Im Falle der Krampfadern der Speiseröhre sind Blutungen durch die Sonde möglich. Auch eine Messung der Kerntemperatur in der Harnblase ist ausführbar. Diese Methode wird bei Patienten empfohlen, die während ihrer Behandlung einen Harnkatheter erhalten. Am Ende des Katheters wird eine Temperatursonde befestigt. Diese Methode hat eine hohe Genauigkeit, weil Probleme durch Verschiebung oder Verdrehung des Katheters nicht möglich sind. Quast und Kimberger bestätigen die Beschreibungen in mehreren Publikationen in Bezug auf die Temperaturabhängigkeit der Harnblase von der Harnproduktion. Zusätzlich sind die Wärmeflussmethoden zu erwähnen, die auch als neue Technologie gelten. Die Zero-Heat-Flux-Technologie baut auf der thermischen Isolation eines Hautabschnitts und einem aktiven Wärmeelement auf. Nach dem Anschließen an eine Stromversorgung beginnt sich das Heizelement zu erwärmen. Lässt sich ein thermisches Gleichgewicht zwischen dem Wärmeelement und dem Hautabschnitt entwickeln, kommt die Kerntemperatur zustande. Dieses System kann laut Quast und Kimberger bei langem Tragen unangenehm werden, da die Wärme Unbehagen auslöst. Aus diesem Grund hat die Methode eine geringe Verbreitung erfahren. Eine weitere Wärmeflussmethode ist die Doppelsensortechnologie, bei der die Körperkerntemperatur eines Menschen über die Körperoberfläche gemessen wird. Zwei unterschiedliche Temperatursensoren, die durch eine Isolation voneinander getrennt sind, haben unterschiedliche Aufgaben: Ein Sensor misst die Oberflächentemperatur, und der zweite Sensor bestimmt den Wärmefluss zur Umgebungstemperatur. Somit entsteht aus den beiden Werten die nahe Körperkerntemperatur, indem sie mit einer integrierten Formel berechnet wird. Quast und Kimberger erläutern die Berechnung der Körperkerntemperatur mit den Werten, die durch die Sensoren erhoben werden:

"Die Berechnung erfolgt nach der Formel:

$$T_{core} = T_{h1} + \frac{ks}{kg} (T_{h1} - T_{h2})$$

ks beschreibt den Wärmeleitungskoeffizient des Sensors,

kg beschreibt den Wärmeleitungskoeffizient des Gewebes

T_{h1} und T_{h2} sind die Temperaturen der beiden Sensoren

T_{core} entspricht der Körperkerntemperatur im Kopf

Q1 entspricht dem Wärmefluss zwischen dem Kern und der Haut

Q2 entspricht dem Wärmefluss zwischen den beiden Sensoren

Ausgehend davon, dass der Wärmefluss Q2 durch den Sensor dem Wärmefluss durch die Haut Q1 entspricht, lässt sich die Kerntemperatur durch Messung der beiden Sensortemperaturen errechnen. Das System liefert valide, kontinuierliche Messwerte, sobald der Sensor auf der Haut appliziert ist und sich nach einigen Minuten ein thermisches Gleichgewicht eingestellt hat." (1, S. 43)

Beide Messmethoden gehören zu den nicht invasiven Messverfahren und sollen eine gute Genauigkeit aufweisen [1].

Nachdem die Bedeutung der Körperkerntemperatur und die Rolle für die Bewahrung lebenswichtiger Eigenschaften verstanden wurde, wird der nächste Schritt die Mechanismen im Körper aufklären, die das kritische Parameter regulieren.

3 Grundlagen der Thermoregulation

In diesem Kapitel wird die Thermoregulation genauer betrachtet, die für das Überleben und die optimale Funktion bedeutend ist. Verschiedene Komponenten werden detailliert betrachtet, um ein Verständnis seiner Funktion für das menschliche Leben zu erlangen.

3.1 Begriffsdefinition

Die Thermoregulation soll alle Funktionen eines menschlichen Körpers darstellen, die für den Erhalt der Körperkerntemperatur im optimalen Bereich arbeiten. Koch beschreibt den Menschen als ein homoiothermes, also ein gleichwarmes Lebewesen. Er ergänzt, dass die Homoiothermie die Fähigkeit impliziert, die Körpertemperatur durch bestimmte Abläufe konstant zu halten, obwohl die Umgebungstemperatur oder der Energieumsatz in maximalen Grenzen schwankt. Zusätzlich führt er an, dass die Körpertemperatur des Menschen durch das Gleichgewicht von Wärmeverlust und Wärmezufuhr beeinflusst wird. Laut Koch spielen die Aufrechterhaltung der Körperkerntemperatur und somit die Thermoregulation eine entscheidende Rolle für das Bewahren der Gesundheit [2].

Aus der Sicht von Acharya ist die Thermoregulation sehr komplex. Sie beschreibt diese mathematisch als hochgradig nichtlinear und behauptet, dass die Thermoregulation mit vielen Sensoren und Rückkopplungsschleifen besetzt ist. Laut Acharya wird sie in heißen oder kalten

Regionen durch Schwitzen oder Frösteln sichtbar. Sie meint, dass die Grundregeln der Wärmeübertragung beim menschlichen Körper eingesetzt werden können, um herauszufinden, wie er
Wärme überträgt. Der menschliche Körper produziert Wärme durch einen fortlaufenden Stoffwechsel der Nährstoffe, die Energie für die Systeme des Körpers bereitstellen. Dieser Ablauf
ermöglicht den Austausch von Wärme mit der Umgebung, insbesondere durch Strahlung und
Konvektion, und die Abgabe von Wärme mithilfe der Verdunstung von Körperflüssigkeiten.
Acharya betont, dass die Innentemperatur konstant bleiben muss, damit die Funktionen des
Körpers adäquat arbeiten [7].

Des Weiteren erklärt Fietze, dass die Thermoregulation durch den Sollwert der Körperkerntemperatur ermittelt wird. Sie weist darauf hin, dass die Körperkerntemperatur mithilfe unterschiedlicher Rückkopplungsmechanismen reguliert wird und diese die Wärmeproduktion sowie die -abgabe steuern. Dadurch kann der Organismus mit körperlicher Aktivität eine Reaktion auf eine Änderung der Außenbedingungen oder auf Wärmeentstehung zeigen, um die Homöothermie zu erhalten [8].

3.2 Thermoregulatorische Mechanismen im menschlichen Körper

Das menschliche Körper und seine Eigenschaft, die Temperatur im Inneren im Gleichgewicht zu halten, sind anhand lebenswichtiger Mechanismen zu beschreiben. Thermoregulatorische Mechanismen, ein fein durchdachtes Gerüst von biologischen Prozessen, ermöglichen dem Körper, die Körpertemperatur in begrenzten Zonen zu stabilisieren. Sowohl im Kontext von hohen als auch im Falle von niedrigen Temperaturen spielen solche Mechanismen eine bedeutsame Rolle für den menschlichen Organismus. Laut Perrson befinden sich an mehreren Stellen im Körper thermosensorische Strukturen. In der menschlichen Haut sind Sensoren vorhanden, die auf Kälte und Wärme eine schnelle Reaktion zeigen. Sie sind nicht gleichmäßig im Hautbereich verteilt, jedoch erwähnt Perrson, dass die Kälte- und Wärmesensoren an Extremitäten oder auch an freiliegenden Stellen für die Regulation der Körperkerntemperatur sorgen. Kalte Füße oder Hände sind weniger störend als andere erkaltete Bereiche im Körper, die näher am Körperkern liegen und bedeutende Funktionen des Körpers beeinträchtigen können. Laut Perrson befinden sich aus diesem Grund in Bereichen nah am Körperkern viele dieser Sensoren, zumal kritische Folgen entstehen können, wenn der Körper thermisch gereizt wird und keine kontrollierte Regulation vorliegt. Er verfügt über innere Thermosensoren, die Perrson mit Sensibilität für die Temperatur im Inneren verknüpft. In bestimmten Regionen des Nervensystems, zum Beispiel im zentralen Nervensystem, wo sich das Gehirn oder das Rückenmark befindet, werden gezielt Temperaturreize überprüft. Zudem wird außer im Nervensystem oder an der Haut auch in der Bauchhöhle die Temperatur wahrgenommen. Laut Perrson ist der Hypothalamus im Gehirn als zentrales Steuerungszentrum der Thermoregulation festgelegt, das aktuelle und präzise Details zur Körpertemperatur erhält, um diese dann mithilfe von thermoregulatorischen Reaktionen anzupassen. In den unteren Bereichen des Hypothalamus besteht eine geringe Empfindlichkeit für Temperatursignale von Thermosensoren. Dennoch sind diese Gebiete für die Umwandlung der Temperatursignale in Steuersignale mit dem Ziel einer Regulation der Körpertemperatur verantwortlich. Innere Thermosensoren aus unterschiedlichen Regionen des Gehirns und des Rückenmarks senden zudem Signale an den hinteren Hypothalamus. An den Grenzen des vorderen und des hinteren Hypothalamus befinden sich Neuronen, die bei Temperaturänderungen an den Extremitäten und am Rumpf entstehen. Perrson erwähnt, dass zwischen Neuronen, die für die Wahrnehmung der Temperatur zuständig sind, und Neuronen, die der Steuerung und Verarbeitung dienen, keine räumlichen Unterschiede bestehen. Die Muskeln fungieren ebenfalls als Orte für Thermosensoren, denn durch die Muskelaktivität erzeugt der Körper Wärme als Zusatzprodukt. Somit erhöht sich auch die Körpertemperatur bei einer hohen Aktivität des Körpers, denn in den Muskeln entsteht ein sich beschleunigender Stoffwechsel. Durch die körperliche Belastung kommt es zur Schweißproduktion, was ein Hauptmechanismus ist, um den Körper zu kühlen. Laut Perrson hat die Verdunstung, also die Abgabe von Wärme durch das Schwitzen, Relevanz, wenn die Umgebungstemperatur hoch ausfällt. Diese Reaktion wird beim Menschen durch cholinerge sympathische Nervenfasern gesteuert. Die Schweißproduktion kann nicht nur durch die Gesamtwärme, sondern auch durch lokale Bedingungen verändert werden. Umgekehrt lässt sich die Schweißsekretion in unterschiedlichen Regionen des Körpers durch eine hohe Feuchtigkeit hemmen. Das bedeutet, dass die Haut sehr feucht ist, sodass die Schweißproduktion sich verringert, da diese Stellen ausreichend befeuchtet sind. Laut Perrson soll der Mechanismus die Körperwärme in einer effizienten Weise regulieren. In der Vasomotorik, auch bekannt als Blutgefäßregulation, erfolgt eine Steuerung der Thermoregulation durch noradrenerge sympathische Nerven über die sogenannten alpha1-Rezeptoren. Perrson erklärt den Mechanismus über die Vasokonstriktion und die Vasodilatation. Steigt die Aktivität des sympathischen Nervensystems, ergibt sich eine Verengung der Blutgefäße in der Haut, also die Vasokonstriktion. Nimmt die Aktivität ab, resultiert eine Erweiterung der Blutgefäße in der Haut, somit eine Vasodilatation. Perrson führt an, dass die Aktivität des sympathischen Nervensystems blockiert werden kann, sodass die Durchblutung gestört wird. Trotz der Blockierung bleibt eine Fähigkeit zur Gefäßerweiterung, die Dilationsreserve genannt wird. Durch die Schweißproduktion setzt eine maximale Weitung der Blutgefäße ein, weil die

Schweißdrüsen entsprechende Substanzen freisetzen. Dieser Mechanismus hilft dem Körper, effektiv Wärme abzuleiten und die Körpertemperatur zu regulieren [9].

3.3 Thermoregulationsstörungen bei Intensivpatienten

Die Beibehaltung einer normalen Thermoregulation ist für die physiologische Stabilität und das Wohlbefinden des menschlichen Organismus von entscheidender Bedeutung. Eine optimale Körperkerntemperatur hat für Intensivpatienten, die sich in einem empfindlichen gesundheitlichen Zustand befinden, einen hohen Stellenwert, da selbst geringfügige Abweichungen von der normalen Körperkerntemperatur einen erheblichen Einfluss auf ihre Genesung und ihren Gesundheitszustand nach sich ziehen können. Anästhesierte Patienten haben Probleme, die eigene Thermoregulation zu kontrollieren, denn die Betäubungsmittel verhindern die ordentliche Regulierung der Körperkerntemperatur. Nachdem das warme Blut im Körperkern über die Peripherie geleitet wurde und sich mit dem kälteren Blut vermischt hat, gelangt es zurück in den Körperkern, wo ein Temperaturrückgang eintritt. Dieser verursacht den Abfall der Körperkerntemperatur. Die Narkose stellt ein Problem für die Thermoregulation dar, denn die Umgebung in Operationssälen ist kalt, wodurch die Körperkerntemperatur noch stärker sinkt [10].

Im Allgemeinen ist bekannt, dass die Thermoregulation von einer Vielzahl von Faktoren beeinflusst werden kann, insbesondere aufgrund des spezifischen Gesundheitszustands und der Umgebung. Infektionen können den Körper zu hohen Temperaturen führen, da Fieber entstehen kann. Laut Negt wird Fieber auch als Pyrexie bezeichnet. Es kann einen Anstieg der Körperkerntemperatur verursachen, denn der Körper reagiert auf die Antigene, die durch eine Infektion produziert werden. Dabei ist mitunter eine Entzündung der Auslöser einer erhöhten Körperkerntemperatur, weil Entzündungen Reaktionen auf Infektionen darstellen [11].

Laut Koch gilt Fieber als eine besondere Situation für den menschlichen Körper. Er hebt die Temperatur bewusst an. Hohe Temperaturen halten dazu an, Maßnahmen gegen Infektionen zu ergreifen und die Durchblutung von bedrohten Körperregionen zu fördern. Koch interpretiert Fieber so, dass der Sollwert der Körpertemperatur durch den Hypothalamus erhöht wird. Dies bedeutet, dass die Körperkerntemperatur in der Anfangsphase des Fiebers zu niedrig ist [2].

In einem medizinischen Paper erwähnt Druml, dass neurologische Erkrankungen Thermoregulationsstörungen hervorrufen können. Sie beeinflussen die Thermoregulation im Gehirn, wodurch eine Hyperthermie oder Hypothermie entstehen kann. Beispiele für solche Erkrankungen sind ein Schlaganfall, ein Schädel-Hirn-Trauma und zerebrale Infektionen, die bei einer Temperaturerhöhung als ungünstige Faktoren angesehen werden. Laut Druml wurde in einer Studie, in deren Rahmen Patienten mit einem Schädel-Hirn-Trauma untersucht wurden, eine Körpertemperatur von mehr als 39 Grad Celsius ermittelt. Hier waren diese Patienten mit einer erhöhten Sterblichkeit belegt. Druml erklärt, dass sich Thermoregulationsstörungen durch Medikamente ergeben können, die die Thermoregulation beeinflussen, indem die Wärmeübertragung oder die Wärmeerzeugung sich verändert. Narkosemittel, die während einer Operation verwendet werden, können die Wärmeregulation unterdrücken. Da in Operationssälen niedrige Temperaturen zu erwarten sind, kann durch die Anästhetika eine zusätzliche Senkung der Körpertemperatur eintreten, sodass der menschliche Körper die Fähigkeit zur Thermoregulation verliert. [12]

Umweltbedingungen und die Umgebungstemperatur können auch zur Problemen führen. Sie sind im Hinblick auf eine Thermoregulationsstörung zu erwähnen und können den Körper zu einer Überhitzung (Hyperthermie) oder einer Unterkühlung (Hypothermie) führen, wenn die Wärmeübertragung gestört ist.

3.4 Bedeutung der Thermoregulation für die Gesundheit von Frühgeborenen

Für den menschlichen Körper spielt die Thermoregulation eine bedeutsame Rolle, denn der Mensch braucht ausreichend Wärme. Das gilt vor allem für Früh- und Neugeborene. Sie haben nicht die Fähigkeit, die eigene Thermoregulation zu kontrollieren, und können damit besonders anfällig für Temperaturschwankungen sein. Laut Avenarius haben Frühgeborene eine geringe Wärmebildung und einen hohen Wärmeverlust im Körper. Die Wärmebildung findet über die Thermorezeptoren in der Haut statt. Zudem fungieren die zentralen Thermorezeptoren im Hypothalamus als Rückmeldungszentrum, um eine Unterkühlung zu verhindern. Die Körperkerntemperatur wird durch zwei Mechanismen aufrechtgehalten, jedoch weisen Frühgeborene nur einen auf. Der eine Mechanismus arbeitet im sympathischen Nervensystem, wo eine periphere Vasokonstriktion der Arteriolen in der Haut stattfindet, sodass weniger warmes Blut in die Peripherie durchströmt. Für den anderen Mechanismus, der Frühgeborenen nicht zur Verfügung steht, ist das braune Fettgewebe zuständig. Durch die sympathischen Rezeptoren wird eine Lipoprotein-Lipase aktiviert. Dabei verdoppelt eine Lipolyse die Stoffwechselrate und eine Wärmeproduktion kommt zustande. Da braunes Fettgewebe fehlt, verhalten sich Frühgeborene sehr wechselwarm und versuchen, den Kältestress zu verhindern, so Avenarius. Der Wärmeverlust ist hoch, denn durch die eingeschränkte Fähigkeit zur Vasokonstriktion der Hautgefäße entsteht eine höhere Wärmeabgabe in die Umgebung. Laut Avenarius fällt die Mortalität hoch aus, wenn eine Hypothermie vorliegt. Bei Frühgeborenen bewirkt sie einen kritischen Sauerstofftransport, wodurch der Sauerstoffpartialdruck sehr gering ist. Folglich kann Fähigkeit zur Sauerstoffabgabe an das Gewebe sehr niedrig ausfallen, was zu einer Hirnschädigung führt. Bei einer Hyperthermie entsteht eine Überwärmung des Frühgeborenen, sodass Erkrankungen wie Infektionen, Hirnfehlbildungen und Schädigungen des Hypothalamus kontrolliert werden. Folgen einer Hyperthermie beim Frühgeborenen sind erhöhter Sauerstoffverbrauch, Leber- und Hirnschädigungen sowie Hirnblutungen [13].

Mit der Thermoregulation wird verhindert, dass es zu einer Unterkühlung (Hyperthermie) oder Überhitzung (Hypothermie) kommt. Da Frühgeborene Schwierigkeiten haben, die eigene Körpertemperatur zu kontrollieren, entstehen große Wärmeverluste und geringfügige Wärmebildungen im Körper, wodurch eine unzureichende Wärmereaktion stattfindet. Der beratende Neonatologe und ehrenamtliche leitende klinische Dozent für Neugeborenenmedizin Dr. Mark Johnson stellt die Thermoregulation als einen Bestandteil der Neugeborenenversorgung heraus:

"Die Temperatur eines Babys im normalen Bereich zu halten – das ist eines der wichtigsten Dinge, die medizinische Fachkräfte tun können, wenn ein Kind geboren wird. Das ist insbesondere in den ersten Stunden nach der Geburt relevant, wenn Babys viel zu früh oder klein geboren werden. Hypothermie ist mit einer erhöhten Mortalität und Morbidität verbunden. Daher ist ihre Vermeidung ein wesentlicher Bestandteil der Neugeborenenversorgung." [14]

Laut Avenarius betonen die Weltgesundheitsorganisation (WHO) und United Nations International Children's Emergency Fund (UNICEF), dass die Schlüsselpunkte zur Reduzierung der neonatalen Morbidität und Mortalität die Prävention und das Management von Hypothermie sind [13].

4 Sensor- und Aktorsysteme

Sensor -und Aktorsysteme sind entscheidend bei der Funktionsweise der Thermoregulation, weil sie die Temperaturänderungen wahrnehmen können und so eine Reaktion ermöglichen. In diesem Kapitel soll der Verständnis zu diesen Systemen aufgeklärt werden und die Relevanz in der Medizintechnik erarbeitet werden.

4.1 Begriffsdefinition

Sensor- und Aktorsysteme bestehen aus Sensoren und Aktoren, die miteinander kommunizieren und interagieren können. Laut Wallaschek bilden diese die Verbindung zwischen der Informationsverarbeitung und den Energie- und Stoffflüssen in technischen Systemen (vgl. Abbildung 4). Wallaschek vergleicht den Aufbau des Systems mit dem menschlichen Körper. Die

mechanische Grundstruktur wird mit dem Skelett, die Sensoren werden mit den Sinnesorganen, die Aktoren mit der Muskulatur und die Informationsverarbeitungsaktivitäten mit dem zentralen Nervensystem einschließlich des Gehirns assoziiert. Weiter ergänzt Wallaschek, dass die Aktoren als Elemente arbeiten und durch sie die Energieflüsse im System gesteuert werden können.

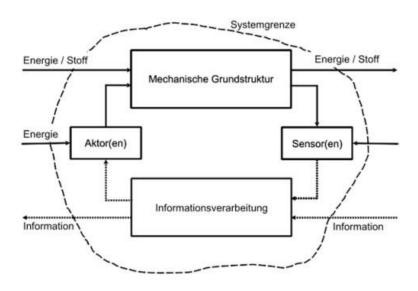


Abbildung 4: Struktur eines Systems mit Sensor und Aktor

Ein Merkmal der Aktoren ist, dass sie mit schwachen Signalen gesteuert werden können, um die Energieflüsse zu lenken. Laut Wallaschek dienen Sensoren dazu, bestimmte Größen eines Systems oder einer Umgebung festzustellen. Sensoren sind Geräte oder Instrumente, die bestimmte Parameter erfassen können. Diese Parameter können physikalische Größen wie Temperatur sein. Die Informationen, die gewonnen werden, kommen zur Anwendung und werden an einen Steuerungssystem weitergeleitet, damit das System diese verarbeitet und analysiert. Die gewonnenen Informationen bilden die Grundlage, eine optimale Reaktion auszulösen. Optimal bedeutet, dass die Reaktion so aufgebaut ist, dass eine Verbesserung zu sehen ist. Diese kann beispielsweise sein, auf das System einzuwirken, um es zu steuern oder zu regeln, bestimmte Parameter anzupassen oder besondere Maßnahmen zu ergreifen, insbesondere, wenn ein Fehler ermittelt wird. Insgesamt ermöglichen Sensoren also die Umwandlung von physikalischen Größen in elektrische Signale, die dann für die Weiterverarbeitung im System bereitstehen. Diese Prozesse erlauben, dass es auf seine Umgebung reagiert, bestimmte Zustände oder Parameter überwacht und gegebenenfalls Maßnahmen ergreift [15].

4.2 Sensor- und Aktorsysteme in der Medizintechnik

Sensor- und Aktorsysteme haben in der Medizintechnik eine bedeutende Rolle. Sie können unterschiedliche Funktionen erfüllen und werden eingesetzt, um Informationen über den Zustand von Patienten, Geräten oder Umgebungen zu erfassen und entsprechende Aktionen auszuführen. Sowohl Sensoren als auch Aktoren kommen in vielen Bereichen in der Medizintechnik als einzelne Objekte zum Einsatz. Beispielsweise sind in Röntgengeräten oder Blutzuckermessgeräten immer Sensoren zu finden und in Infusionspumpen oder in elektrischen Prothesen Aktoren zu erkennen. Die Kombination von Sensor- und Aktorsystemen ist nicht in allen Bereichen feststellbar. Piezo-Folien, die ohne einen direkten Kontakt am Körper verwendet werden, können mehrere Vitalparameter messen. Sie dienen als Teil einer Matratze, um den Herzschlag, die Atmung und die Körperbewegungen eines Patienten zu erkennen. Durch die Piezo-Folienelemente werden alle dynamischen Parameter in elektrische Signale umgewandelt und auf einer danebenstehenden Einheit mit einem Alarm angezeigt. Bei Abnormalitäten der Werte des Patienten setzt das System eine frühzeitige Warnung ab [16].

Zudem lassen sich Katheter dieser Gruppierung zuordnen. Es sind dünne Schläuche, die in Körperöffnungen oder Blutgefäße eingeführt werden, um Flüssigkeiten zu entnehmen oder in den Körper einzuführen. Ein Katheter kann Sensoren enthalten, die den Blutdruck, die Temperatur, den Sauerstoffgehalt oder andere bedeutsame Parameter messen. Die Aktoren geben Medikamente, Kontrastmittel oder andere Flüssigkeiten ab [17].

Herzschrittmacher gehören zur Gruppierung der Sensor- und Aktorsysteme, denn sie bestehen aus Sensoren und Aktoren. Sie sind implantierbare Geräte, die die Herzfrequenz eines Patienten regulieren. Ein Sensor dient hier dazu, die elektrische Aktivität des Herzens zu messen. Der Aktor wird verwendet, um elektrische Impulse an das Herz zu senden, falls es langsam oder unregelmäßig schlägt. Neben Herzschrittmachern sind auch ICD-Implantate (Implantable Cardioverter-Defibrillatoren) zu erwähnen. Sie erkennen lebensbedrohliche Herzrhythmusstörungen und lösen einen starken Stromimpuls aus, um diese zu verhindern. Die Funktionsweise kann mit der eines klassischen Defibrillators verglichen werden, der bei Wiederbelebungsmaßnahmen zum Einsatz kommt. Laut Sensitec können ICD-Implantate als Dauertherapie bei chronischen Herzkrankheiten verwendet werden [18].

Point-of-Care-Diagnostik ist ein Verfahren, das schnelle Ergebnisse von Blut- oder anderen Körperflüssigkeitsuntersuchungen ermöglicht. Sie wird laut Sensitec auch in die Gruppe Sensor-/Aktorsysteme eingeordnet, da sie Sensoren nutzt, die auf chemischen Reaktionen oder magnetischen Partikeln basieren. Dadurch werden Biomarker wie Glukose, Cholesterin,

Infektionserreger und andere Substanzen erkannt. Die Aktoren in diesem System bewirken, dass die Messwerte angezeigt oder übertragen werden [18].

5 Anforderungsanalyse

In der ersten Phase der Entwicklung eines Sensor-/Aktorsystems erfolgt eine Analyse der Anforderungen. Sie spielt eine entscheidende Rolle und wird im Rahmen der Konzeption durchgeführt. In diesem Zusammenhang sollen Ziele, der Umfang und die Rahmenbedingungen des zu entwickelnden Systems dargestellt, die Stakeholder identifiziert und deren Anforderungen mittels User-Stories erhoben werden.

5.1 Anwendungsszenario

Die Thermoregulation ist ein lebenswichtiger Prozess, der die Körperkerntemperatur eines Menschen aufrechterhält, um die Funktionen des Körpers zu bewahren. Für Frühgeborene hat sie eine besonders hohe Relevanz, da sie anfälliger für Störungen sind. Verschiedene medizinische Geräte etwa aus dem Bereich Monitoring können zur Überprüfung und Unterstützung der Körperkerntemperatur von Frühgeborenen eingesetzt werden. Diese erfordern jedoch eine manuelle Einstellung und Überwachung durch medizinisches Personal, was zeitaufwändig, fehleranfällig oder unkomfortabel sein kann. Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, ein Sensor-/Aktorsystem zu entwickeln, das die Körperkerntemperatur von Frühgeborenen automatisch und individuell überprüft und reguliert. Das System soll die Oberflächentemperatur kontinuierlich messen, um auf die Körperkerntemperatur schließen zu können. Dabei spielt Umgebungstemperatur und Hauttemperatur eine entscheidende Rolle. Die Regulierung erfolgt über eine Heizmatte, die durch das Sensor-/Aktorsystem automatisch gesteuert und aktiviert wird, wenn die Körperkerntemperatur unter einen festgelegten Bereich fällt, um die gewünschte Temperatur anzunähern. Insgesamt soll das Sensor-/Aktorsystem die Qualität der Versorgung und die Lebensqualität der Frühgeborenen verbessern, indem es die Thermoregulation effektiv und komfortabel überwacht und unterstützt.

5.2 Stakeholder des Systems

Nachdem das Anwendungsgebiet des Systems vorgestellt wurde, sollen in diesem Unterkapitel Stakeholder bestimmt werden, also Personen, Gruppen oder Organisationen, die direkt oder indirekt mit dem System betroffen sind oder eine Interesse daran haben können.

Frühgeborene

Die Hauptnutzer des Sensor-/Aktorsystems sind Frühgeborene. Das System ermöglicht eine verbesserte Thermoregulation, die für die Entwicklung und das Überleben grundlegend ist. Die Anforderungen und Leistungen des Systems werden nach den Bedürfnissen der Frühgeborenen bestimmt. Das Ziel ist es, eine komfortable und verträgliche Umgebung zu schaffen, um die körperliche Gesundheit und die noch unreife Hautoberfläche zu schützen. Eine zuverlässige Messung der Körperkerntemperatur fördert die Gesundheit und das Wohlbefinden von Frühgeborenen.

Neonatologen

Neonatologen spielen eine bedeutende Rolle im Kontext des Sensor-/Aktorsystems, da sie als Experten für die Versorgung der Frühgeborenen zuständig sind. Ihre Verantwortung liegt darin, als Vermittler zwischen dem System und dem Patienten zu fungieren, indem sie die Parameter für die Thermoregulation überprüfen und korrigieren. Neonatologen verfügen über die Fachkompetenz und die Erfahrung, derer es bedarf, um das Sensor-/Aktorsystem zu beurteilen und zu bewerten. Als Entscheidungsträger bestimmen sie die Pflegeplanung und legen die Anforderungen an medizinische Technologien fest. Dies betrifft Genauigkeitsstandards, die Benutzerfreundlichkeit und die Einhaltung von Vorschriften.

Pflegepersonal

Das Pflegepersonal in der Neonatologie ist für die Betreuung und die Versorgung der Frühgeborenen verantwortlich. Es unterstützt das Sensor-/Aktorsystem, indem es die Funktionen und Bedienung des Systems kennt und anwenden kann. Darüber hinaus fungiert das Pflegepersonal als Ansprechpartner für die Eltern der Frühgeborenen und kommuniziert regelmäßig über den Zustand und die Fortschritte. Durch regelmäßige Anwendung des Systems verfügt das Pflegepersonal über praktische Erfahrungen und Kenntnisse.

Hersteller

Die Hersteller sind die Anbieter des Sensor-/Aktorsystems und zeichnen sich für die Entwicklung, Produktion und Vertrieb des gesamten Systems verantwortlich. Ihre Aufgabe besteht darin, das System gemäß den Anforderungen und Erwartungen anzupassen und den bestmöglichen Nutzen für die Patienten zu gewährleisten.

5.3 User-Stories

Das zu entwickelnde System soll darauf abzielen, ein Problem in der Überwachung und Regulierung der Körperkerntemperatur zu lösen. Dabei sollen Sensoren verwendet werden, um die Haut -und Umgebungstemperatur zu messen. Diese Methode soll helfen, in Situationen, wo direkte Messungen nicht praktikabel oder zu invasiv sind. Diese Methode ist für den ersten Schritt zur Verwendung in der Neonatologie vorgesehen, da die Frühgeborenen Schwierigkeiten bei der Regulation ihrer Temperatur aufweisen.

Tabelle 1: User-Stories: Frühgeborener – Sensor-/Aktorsystem

Ziel/Wunsch	
möchte ich ein System, womit meine Thermoregula-	
tion sicher und kontrolliert bleibt.	
möchte ich, dass meine Körpertemperatur gemessen	Story
wird.	
möchte ich, dass meine Körperkerntemperatur ermit-	Story
telt wird.	
möchte ich, dass meine Körperkerntemperatur zur	Story
Normaltemperatur angepasst wird.	
möchte ich eine sichere und verträgliche Verbindung	Story
zum Sensor-/Aktorsystem haben.	
möchte ich ein komfortables und nicht invasives Sys-	Story
tem.	
brauche ich ein System, das auf plötzliche Verände-	Story
rungen in meiner Körperkerntemperatur reagiert.	
	möchte ich ein System, womit meine Thermoregulation sicher und kontrolliert bleibt. möchte ich, dass meine Körpertemperatur gemessen wird. möchte ich, dass meine Körperkerntemperatur ermittelt wird. möchte ich, dass meine Körperkerntemperatur zur Normaltemperatur angepasst wird. möchte ich eine sichere und verträgliche Verbindung zum Sensor-/Aktorsystem haben. möchte ich ein komfortables und nicht invasives System. brauche ich ein System, das auf plötzliche Verände-

Tabelle 2: User-Stories: Neonatologe – Sensor-/Aktorsystem

Rolle	Ziel/Wunsch	
Als Neonatologe	möchte ich die Thermoregulation meiner Patienten	
	unter Kontrolle halten.	
Als Neonatologe	möchte ich, dass ich die Körperkerntemperatur mei-	Story
	ner Patienten kontrollieren kann.	
Als Neonatologe	möchte ich, dass die Körperkerntemperatur stabili-	Story
	siert wird.	

Tabelle 3: User-Stories: Pflegepersonal – Sensor-/Aktorsystem

Rolle	Ziel/Wunsch		
Als Pflegepersonal	möchte ich eine kontrollierte Thermoregulation der		
	Patienten, um eine bessere Pflege durchzuführen.		
Als Pflegepersonal	brauche ich ein System, das die Körpertemperatur au-	Story	
	tomatisch misst.		
Als Pflegepersonal	möchte ich ein System, das die Körperkerntemperatur	Story	
	automatisiert ermittelt.		
Als Pflegepersonal	möchte ich, dass die Körperkerntemperatur automa-	Story	
	tisch reguliert wird.		
Als Pflegepersonal	möchte ich simple und klare Anzeigen der Körper-	Story	
	kerntemperatur.		
Als Pflegepersonal	benötige ich ein System, das auf Temperaturabwei-	Story	
	chungen schnell reagiert.		

Tabelle 4: User-Stories: Hersteller - Sensor-/Aktorsystem

Rolle	Ziel/Wunsch	Kat.
Als Hersteller	möchte ich ein Sensor-/Aktorsystem, dass die Ther-	
	moregulation der Frühgeborenen übernimmt.	
Als Hersteller	möchte ich die Körperkerntemperatur mit der Sensor-	Story
	/Aktorsystem ermitteln können.	

Als Hersteller	möchte ich die Körperkerntemperatur automatisier		
	regulieren.		
Als Hersteller	haben für mich die Zuverlässigkeit, die Benutzer-	Story	
	freundlichkeit und die Sicherheit eine hohe Priorität.		

5.4 Use-Cases

Use Cases werden verwendet, um die Wechselbeziehung zwischen einem System und seinen Benutzern zu zeigen. Sie streben danach, die Funktionen des Systems aus Sicht der Benutzer darzustellen und zu sehen, wie es auf bestimmte Aktionen oder Anforderungen wirken. Use Cases sind nützlich, um die Notwendigkeiten zu begreifen und die Funktionsweise des Systems mitzuteilen [28].

Use-Case 1: Körpertemperatur messen

Akteur: Frühgeborener

Ziel: Die Hauttemperatur wird gemessen.

Auslöser: Der Patient wird mit dem System verbunden und das System eingeschaltet.

Vorbedingung: Das System ist eingeschaltet und funktionsfähig.

Nachbedingung: Die Hauttemperatur des Patienten ist gemessen und wird angezeigt.

Erfolgsszenario:

- 1. Nach dem Einschalten fährt das System hoch.
- 2. Der Temperatursensor wird aktiv und das System beginnt, die Hauttemperatur zu messen.
- 3. Das System zeigt die gemessene Hauttemperatur an.
- 4. Die gemessene Hauttemperatur wird gespeichert.
- 5. Das System verwendet die Hauttemperatur zur Ermittlung der Körperkerntemperatur.

Problemfall:

Wird eine unerwartete Körpertemperatur gemessen, gibt das System eine Meldung aus.

Use-Case 2: Körperkerntemperatur ermitteln

Akteur: Frühgeborener

Ziel: Die Körperkerntemperatur wird mithilfe der Hauttemperatur ermittelt.

Auslöser: Der Patient wird mit dem System verbunden und das System eingeschaltet.

Vorbedingung: Das System ist eingeschaltet und funktionsfähig.

Nachbedingung: Die Körperkerntemperatur ist ermittelt und wird ausgewertet.

Erfolgsszenario:

1. Nach dem Einschalten fährt das System hoch und misst die Hauttemperatur.

2. Die gemessene Hauttemperatur wird gespeichert und zur Ermittlung der Körperkerntemperatur weitergeleitet.

3. Die Körperkerntemperatur wird durch das System ermittelt und bewertet.

Use-Case 3: Körperkerntemperatur wird reguliert

Akteur: Frühgeborener

Ziel: Die Körperkerntemperatur wird mithilfe einer Heizmatte reguliert.

Auslöser: Das System stellt fest, dass die Körperkerntemperatur unter dem Grenzbereich ist.

Vorbedingung: Die Körpertemperatur wird gemessen und für die Ermittlung der Körperkerntemperatur verwendet.

Nachbedingung: Die Körperkerntemperatur des Patienten ist reguliert.

Erfolgsszenario:

1. Das System ermittelt die Körperkerntemperatur und führt eine Auswertung durch.

2. Das System vergleicht die Körperkerntemperatur mit dem Grenzbereich.

3. Das Ergebnis wird an die Heizmatte weitergeleitet.

4. Die Heizmatte stellt fest, dass der Patient eine Erwärmung benötigt und wird aktiviert.

5. Die Körperkerntemperatur wird erneut ermittelt und an die Heizmatte weitergeleitet.

- 6. Die Heizmatte erkennt, dass der Patient die gewünschte Temperatur erreicht hat.
- 7. Die Heizmatte beginnt, die Heizleistung zu verringern.

Problemfall:

Unterschreitet die Körperkerntemperatur den Grenzbereich, wird eine Meldung ausgegeben.

6 Konzept

Das Ziel dieser Arbeit besteht darin, ein System mit Sensoren und einem Aktor zu entwickeln, das die Thermoregulation von Intensivpatienten, insbesondere von Frühgeborenen, reguliert. Es soll durch präzise Erfassung der Haut- und Umgebungstemperatur die Körperkerntemperatur ermitteln und bei Bedarf mithilfe einer Heizmatte regulierend eingreifen. Im Folgenden wird der Entwicklungsplan für einen Prototyp des Sensor-/Aktorsystems vorgestellt, einschließlich des Systemdesigns, der Systemarchitektur, einer Übersicht über die Hauptkomponenten und der Vorgehensweise.

6.1 Systemarchitektur und -design

Die Gesamtsystemarchitektur des Sensor-/Aktorsystems integriert die Sensortechnologie mit einem Aktor-Mechanismus und einer weiteren Steuerungseinheit, um die Thermoregulation zu steuern und eine zuverlässige Temperaturkontrolle sicherzustellen. Das System setzt sich aus drei Hauptkomponenten sowie einigen Nebenkomponenten zusammen. Die Kernelemente sind Temperatursensoren, die strategisch am Patientenkörper und in der Umgebung positioniert werden. Diese Sensoren führen periodische Messungen der Haut- und Umgebungstemperatur durch. Die genaue Platzierung spielt dabei eine entscheidende Rolle für die Erfassung repräsentativer und störungsfreier Daten.

Eine Steuerungseinheit als Hauptkomponente spielt eine maßgebliche Rolle im Gesamtsystem. Mittels der Sensoren erfasste Daten dienen als Parameter für eine Formel zur Bestimmung der Körperkerntemperatur von Frühgeborenen. Die Steuerungseinheit fungiert als Verarbeitungszentrum, in dem sämtliche Daten zusammenfließen. Eine kontinuierliche Auswertung der kalkulierten Körperkerntemperatur erfolgt ebenfalls hier. Die Steuerungseinheit ist in der Lage, Entscheidungen zu treffen und die ermittelte Körperkerntemperatur mit einem vordefinierten Grenzbereich abzugleichen.

Der Aktor stellt die abschließende Hauptkomponente dar, die am Ende des Systems agiert. Die Heizmatte wird aktiviert, sobald eine Unterschreitung des Grenzbereichs der Körperkerntemperatur erkannt wird. Dies erfolgt automatisch durch die Steuerungseinheit. Die Heizmatte wird konzipiert, um eine schnelle Erwärmung zu gewährleisten und somit die Körperkerntemperatur des Frühgeborenen sicher im gewünschten Bereich zu halten. Auf diese Weise vollziehen sich die automatische Erfassung und die Regulation der Körperkerntemperatur durch das System.

Um die Sicherheit des Patienten zu gewährleisten, sind Sicherheitsmechanismen in das System integriert. Dazu gehören die automatische Abschaltung der Heizmatte nach Erreichen der gewünschten Körperkerntemperatur sowie eine Warnung bei zu hoher Hauttemperatur, um manuelle Eingriffe zu ermöglichen.

Das System zeichnet sich durch ein benutzerfreundliches Design aus. Es wurde so konzipiert, dass es auch in hektischen Situationen einfach zu bedienen ist. Die Benutzerfreundlichkeit wird durch ein simples und logisches System mit gut erkennbaren Daten unterstützt. Das Design und die Funktionalität der Benutzeroberfläche sind auf die Bedürfnisse des medizinischen Personals abgestimmt.

Die adäquate Selektion von Technologien und Materialien spielt eine entscheidende Rolle in der Entwicklung eines Sensor-/Aktorsystems. Solche Entscheidungen beeinflussen verschiedene Systemkriterien wie Effektivität, Benutzerfreundlichkeit und Biokompatibilität, was in medizinischen Anwendungen von großer Bedeutung ist, da die Patientengesundheit im Fokus steht.

1. Bei der Wahl der Sensoren sind diverse Kriterien zu berücksichtigen, zumal sie die Temperatur von Frühgeborenen messen sollen. Ein solcher Temperatursensor muss eine hohe Genauigkeit und Zuverlässigkeit aufweisen, weil Frühgeborene temperaturanfälliger sind. Die Präzision und Zuverlässigkeit schaffen optimale Temperaturbedingungen und sind bei der Auswahl entscheidend. Ebenfalls ist die Invasivität zu beachten, da die Haut der Frühgeborenen empfindlich ist. Daher wäre der Einsatz von berührungslosen oder wenig invasiven Sensoren angebracht. Kontaktlose Sensoren zeigen jedoch oft Schwächen in Genauigkeit und Zuverlässigkeit während der Messungen. Hier spielen auch die Biokompatibilität und die Hautverträglichkeit eine entscheidende Rolle. Sensoren, die mit der Haut der Frühgeborenen in Kontakt kommen, sollten keine allergischen Reaktionen oder Hautirritationen auslösen. Um Bewegungsfreiheit zu gewährleisten und den Druck auf den Körper zu minimieren, sind auch das Gewicht und die Größe zu berücksichtigen.

- 2. Die Auswahl von Aktoren unterliegt vielen ähnlichen Kriterien wie die Sensortechnologie, da Aktoren mit der Haut der Frühgeborenen in Kontakt kommen. Besonders Biokompatibilität und Hautfreundlichkeit sind hier von Bedeutung, denn Frühgeborene haben engen Kontakt zum Aktor. Eine effiziente Wärmeübertragung bei minimalem Energieverbrauch wäre optimal und entscheidend für die Systemeffizienz. Der Aktor sollte eine gleichmäßige Wärmeverteilung bieten, die durch eine angemessene Größe erreicht werden kann. Eine hohe Haltbarkeit und Zuverlässigkeit würden den Einsatz in sensiblen Umgebungen verbessern, da der Aktor regelmäßige Reinigungsprozesse überstehen sollte.
- 3. Bei der Steuerungseinheit spielt der Mikrocontroller eine bedeutende Rolle, da er eine einfache Steuerung des Systems gewährleisten und dabei einen geringen Energieverbrauch aufweisen sollte. Alle Benutzeroberflächen sollten den Anforderungen an medizinische Sensibilität gerecht werden und den hygienischen Standards entsprechen.

6.2 Entwicklungsprozess

Das Sensor-/Aktorsystem durchläuft mehrere Phasen, um als erfolgreiches System für Patienten und medizinisches Personal nutzbar zu sein. In der Entwicklungsphase spielen Vormodelle eine entscheidende Rolle. Sie fungieren als Plattformen zur Ableitung und Überprüfung des Systems sowie der für das System verwendeten Formel. Zudem dienen sie dazu, die grundlegenden Ideen für die bedeutenden Bestandteile des Systems zu testen. In dieser Phase werden Sensoren und Materialien erkundet, um optimale Kombinationen für die Thermoregulation auszuwählen.

Das erste Vormodell sollte eine simple Darstellung enthalten. Es werden grundlegende Messmethoden verwendet, um das System vorzustellen und die Funktionalität zu demonstrieren. In diesem Prozess wird das Modell als Vorprototyp betrachtet, der mittels unkomplizierter Messungen die Formel zur Ermittlung der Körperkerntemperatur simulieren kann. Dabei findet ein Prüfkörper Anwendung, der das menschliche Körpermodell repräsentiert. Auf Grundlage der Erkenntnisse aus den Vorversuchen werden verbesserte Prototypen entwickelt. Sensoren kommen dabei zum Einsatz. Sie werden auf ihre Bedeutung für das Gesamtsystem getestet. Dieser Schritt soll zu erfassen helfen, ob die Sensoren die Wärme aufnehmen und die Aktoren die Wärme übertragen können.

Die Prozesse tragen dazu bei, die Beziehung zwischen den Sensoren und Aktoren zu verbessern und optimale Einsatzmöglichkeiten zu entdecken. Bei erfolgreichem Abschluss aller Prozesse entsteht das finale System. Die gewonnenen Erkenntnisse helfen, eine robuste und sichere Software sowie Hardware zu entwickeln, womit ein benutzerfreundliches System geschaffen wird.

7 Realisierung

Das zuvor entwickelte Konzept und die Anforderungen werden nun prototypisch umgesetzt. Die Umsetzung gliedert sich in drei Teile: Theorie und Vorversuche, Hardware und Software. In den Unterpunkten werden die theoretischen Aspekte erläutert, Vorversuche vorgestellt, der Systemaufbau wird dargestellt und die Software beschrieben.

7.1 Theoretischer Rahmen

Die Grundlage für die Funktionsweise des Systems wird durch theoretische Überlegungen gebildet. Das System verläuft über diese Grundlagen, die ein entwickeltes Modell umfassen, um das System effizient und effektiv zu gestalten. Diese sind für die praktische Anwendung von Bedeutung, weil sie sicherstellen, dass das System in der realen Welt der Intensivmedizin einsatzfähig ist und gute Ergebnisse liefert. In vorherigen Abschnitten (Kap. 2.3) wurde festgestellt, dass die Körperkerntemperatur durch invasive Messmethoden bestimmt werden kann. Das Ziel dieser Arbeit ist, ein System zu entwickeln, das die Körperkerntemperatur automatisiert und nicht invasiv ermittelt, um einen invasiven Eingriff zu vermeiden. Die Überlegung war, dass die Hauttemperatur und die Umgebungstemperatur einen großen Einfluss auf die Körperkerntemperatur haben können. Um die Körperkerntemperatur zu ermitteln und ein System aufzubauen, das die Thermoregulation von Frühgeborenen automatisch reguliert, musste eine Formel bestimmt werden, die die Körperkerntemperatur annähernd abschätzt. Diese Formel soll beweisen, dass die Körperkerntemperatur vorhergesagt werden kann, ohne dass medizinisches Personal einen tiefen Eingriff vornehmen muss, sodass ein System die Thermoregulation anpassen kann. Die für das System verwendete Formel lautet wie folgt:

$$f(x) = U + (y0 - U) * e^{-kx}.$$
(7.1)

Abgeleitet wurde die Formel, die in diesem System verwendet werden soll, über die Abkühlungsformel, die für die Bestimmung des Todeszeitpunkts einer Person zum Einsatz kommt. Das Grundprinzip der Abkühlungsformel ist, dass der menschliche Körper nach dem Tod anfängt, sich abzukühlen oder sich der Umgebungstemperatur anzupassen. Diese Formel könnte die Abkühlrate einer Person modellieren, da der menschliche Körper die Temperatur der Umgebung annähert. Hier steht U für die Umgebungstemperatur und bildet die Basis dieser Formel, da die Körperkerntemperatur oder auch die Hauttemperatur sich nach einiger Zeit an die Umgebungstemperatur anpasst [19], [20], [21]. Zu Beginn der Formel wird die

Umgebungstemperatur addiert, um sicherzustellen, dass der Wert dieser Funktion nicht den Wert der Umgebungstemperatur überschreiten oder unterschreiten kann. Ohne die Addition könnte der Term (y0 – U) * e -kx gegen Null konvergieren, wodurch eine Annäherung an die Umgebungstemperatur verhindert würde. Der Parameter y0 stellt in diesem Kontext die Hauttemperatur des Menschen dar, die für die Körperkerntemperatur bedeutend ist. Körperbereiche, die der Körperkerntemperatur näher liegen, spielen eine bedeutende Rolle bei der Ermittlung der Körperkerntemperatur. Diese sind die ersten Parameter, die die Körperkerntemperatur am nächsten darstellen können. Die Konstante k beschreibt die Abkühlrate der Temperatur. Diese wird bestimmt, indem die Formel auf die Konstante k umgestellt wird. Dabei müsste die Körperkerntemperatur f(x) bekannt sein, um die Konstante in diesem System zu ermitteln. Die Überlegung zu diesem Aspekt ist, dass die Körperkerntemperatur beim ersten Mal manuell durch das medizinische Personal gemessen wird. Die Umsetzung erfolgt durch die Messung der Körperkerntemperatur im After mit einem Fieberthermometer durch das medizinische Personal in der Neonatologie. Hier wird eine erste ungefähre Körperkerntemperatur als Anfangswert in das System eingegeben, da der After zu den Bereichen gehört, die nahe am Körperkern liegen. Somit kann die Abkühlungsrate k mit der Anfangskörperkerntemperatur ermittelt und für die folgenden Messungen verwendet werden. Die Abkühlungsrate wird durch die folgende Formel modelliert:

$$k = -1/x * \ln(f(x) - U) / y0 - U).$$
 (7.2)

Der letzte Parameter der Abkühlungsformel ist x. Er steht für die Zeit. Aus dieser Perspektive kann eine Vorabschätzung der Körperkerntemperatur einer Person erreicht werden, da der Körper auch im normalen Zustand eine Annäherung an die Umgebungstemperatur zeigt.

7.2 Vorversuche

Nach dem Erlernen der theoretischen Grundlagen wird im nächsten Schritt überprüft, ob sie an einem Prototyp angewandt werden können. Dafür werden Vorversuche durchgeführt, um zu testen, ob die Überlegungen in einem größeren System umsetzbar sind. Die Vorversuche fungieren als Brücke zwischen den theoretischen Grundlagen und dem realen System, ermöglichen eine Überprüfung der Relevanz und der Anwendbarkeit sowie das Sammeln von Erkenntnissen zur Optimierung des Systems. Sie bilden einen Grundstein für die weiterführende Entwicklung und die finale Implementierung des Systems. Im Folgenden werden die Vorversuche beschrieben und erläutert.

1. Vorversuch: In diesem ersten Vorversuch wird ein Metallbehälter (längliche Backform) mit heißem Wasser gefüllt und anschließend abgewartet, bis das Wasser eine Temperatur von 40 °C erreicht hat, um mit der Messung beginnen zu können. Der Behälter ist mit Alufolie bedeckt, in der Intention, die Wärmeübertragung in Verbindung mit Umgebung zu verringern und eine langsame Abkühlung des Wassers zu ermöglichen (siehe Abbildung 5 und 6). Diese Maßnahme soll dazu beitragen, die Wärme im Behälter zu halten und die Körperkerntemperatur besser zu simulieren. Alufolie weist eine hohe Wärmeleitfähigkeit auf, was eine effiziente Wärmeübertragung bedeutet. Zudem dient sie als Barriere gegen Umgebungseinflüsse, vor dem Hintergrund, dass Luftbewegungen die Temperaturmessung prägen könnten.



Abbildung 5: Metallbehälter als Modellobjekt



Abbildung 6: Metallbehälter mit Alufolie als Bedeckung

Im nächsten Schritt erfolgt die Ermittlung der Umgebungstemperatur mithilfe einer digitalen Uhr, die auch die Umgebungstemperatur misst. Sobald die Umgebungstemperatur bekannt ist, startet die Messung. Ein Fieberthermometer (siehe Abbildung 7) wird verwendet, um in regelmäßigen Abständen von zwei Minuten die Wassertemperatur zu messen. Dies vollzieht sich, bis 32 °C erreicht sind, da das Fieberthermometer nur bis zu dieser Temperatur Werte anzeigt.



Abbildung 7: Verwendetes Fieberthermometer

Dieser Vorversuch zielt darauf ab, den Körper zu modellieren, wobei der Behälter die Haut des Menschen und das Wasser den Körperkern repräsentieren soll. Daher wurde ein Metallbehälter ausgewählt, da ein Modell mit einem Metallbehälter ein realistischeres Abbild der Wärmeübertragung von der Körperkerntemperatur zur Haut und dann zur Umgebung bietet. Metall weist im Vergleich zu Kunststoff eine stärkere Wärmeleitfähigkeit auf und kann höhere Temperaturen besser bewältigen. In diesem Vorversuch wurden zwei Experimente durchgeführt, wobei unterschiedliche Messdaten (siehe Tabelle 5) für einen Versuch mit Alufolie und einen Versuch ohne Alufolie erfasst wurden, um die Wirkung der Alufolie zu beurteilen.

Tabelle 5: Messwerte mit dem Fieberthermometer

Körperkerntemperatur (°	Werte aus	Hauttemperatur (°	Umgebungstemperatur (°
C)	Matlab (° C)	(C)	C)
41,9	41,9	39,36	22
41,8	41,4	38,94	22
40,6	40,3	38,0	22
39,4	39,3	37,06	22
38,4	38,0	36,0	22
38,0	37,6	35,64	22
36,2	35,5	33,8	22
35,0	34,4	32,8	22

Tabelle 6: Messwerte Versuch 2 mit dem Fieberthermometer

Körperkerntemperatur (°	Werte aus	Hauttemperatur (° C)	Umgebungstemperatur (°
C)	Matlab (° C)		C)
40,3	40,3	37,3	21,7
38,0	38,3	35,6	21,7
37,3	36,8	34,4	21,7
36,5	36,6	34,2	21,7
35,6	35.1	32,9	21,7

In der ersten Tabelle zeigt sich, dass die Temperaturen langsamer abfallen, da die Alufolie die Wärme effizient überträgt und somit die Wärme im Behälter besser gehalten wird. Dies stellt eine konstantere Körperkerntemperatur dar. Zudem ist der Körperinneres mit der Alufolie vor Umgebungseinflüssen wie Luftbewegungen geschützt, was auch durch die langsam Abfallenden Werte zum Ausdruck kommt.

Anhand der zweiten Tabelle wird deutlich, dass die Temperaturen etwas schneller sinken, da der Behälter nicht mit Alufolie bedeckt ist. Aus diesem Grund konnten auch weniger Messungen durchgeführt werden, zumal die Temperatur von 32 °C an der Oberfläche schneller erreicht wurde.

Der Versuch sollte die Möglichkeit bieten, die Formel mithilfe der ermittelten Messwerte zu testen. Die Messwerte wurden in Matlab eingegeben, um die Konstante zu berechnen und somit die Körperkerntemperatur abzuschätzen (siehe Anhang A4). Dies bestätigte, dass die Formel für das System verwendet werden kann, da die Abweichungen sehr gering waren, und diese Abweichungen sollten als regulär betrachtet werden, da die Messungen mit einem Fieberthermometer durchgeführt wurden.

2. Vorversuch: Im zweiten Vorversuch wurde der normale Aufbau des Systems verwendet. Die Temperatursensoren waren zu testen, um zu überprüfen, ob sie erfolgreich messen und gesteuert werden können. Dies erfolgte mithilfe einer Heizfolie, an der die Sensoren angebracht waren (siehe Abbildung 8). Die Temperatursensoren wurden mit einem Klebeband auf die Heizfolie geklebt.

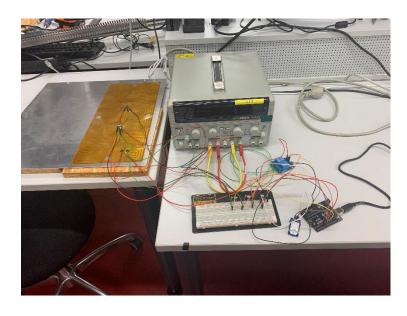


Abbildung 8: Positionierung der Sensoren (Vorversuch 2)

Die Positionierung der Temperatursensoren erfolgte symmetrisch, wobei der erste Sensor in der Nähe der Mitte der linken Hälfte und der zweite Sensor in der Nähe der Mitte der rechten Hälfte platziert war. Diese Wahl wurde getroffen, damit die Temperatur von verschiedenen Teilen der Heizfolie gemessen wird. Die äußeren Flächen der Heizfolie könnten durch Randeffekte beeinflusst werden, was sich auf die Messungen auswirken könnte. Es ist bekannt, dass auch die kältesten Bereiche im Körper wie die Hände und die Füße Bereiche sind, die eine weite Entfernung zum Körperkern haben. Für die Messung wurde ein zusätzliches Programm erstellt, das sich im Anhang vorfinden lässt. In diesem Programm wurde nur das System getestet und die Formel nicht verwendet.

7.3 Das System

In diesem Abschnitt der Arbeit wird ein bedeutender Bestandteil behandelt: der Aufbau des Sensor-/Aktorsystems, dass die Thermoregulation eines Frühgeborenen kontrolliert und reguliert. Er bildet das praktische Fundament der theoretischen Überlegungen und ist der Schlüssel zur Realisierung der Ziele. Dabei ist es wesentlich, die wesentlichen Komponenten des Gesamtsystems zu verstehen und auf die technischen Daten und Funktionen einzugehen. Die Theorie wird mit dem praktischen Teil verbunden, um zu zeigen, dass eine technische Lösung realisierbar ist. Im Folgenden werden diese Punkte erläutert: Komponenten des Systems, Aufbau des Systems und Ablauf.

Komponenten des Systems

Arduino Uno Rev 3 ATmega328P Microcontroller Board Als Mikrocontroller kommt das neue Arduino Uno R3 Board von Joy-IT zum Einsatz. Im Unterschied zu anderen Mikrocontrollern wird bei diesem ein ATMega16U2-Chip anstelle des ATmega8U2-Chips eingesetzt. Dies gewährleistet höhere Übertragungsraten und eine Nutzung von mehr Speicher. Der Arduino verfügt über 14 digitale Ein- und Ausgabepins für die Verarbeitung von Digitalwerten (siehe Abbildung 9). Zusätzlich bietet er acht analoge Eingänge und sechs analoge Ausgänge. Die empfohlene Eingangsspannung beträgt 5 bis 10 V, wobei in diesem Aufbau eine Eingangsspannung von 5 V über USB ausreichend war. Die Verbindung mit dem Arduino erfolgt über eine USB-Buchsenleiste an der Schnittstelle, um die Steuerung am PC zu ermöglichen [22].

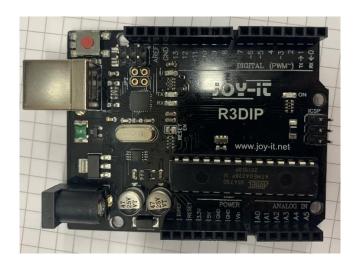


Abbildung 9: Arduino-Board-Microcontroller

2-Kanal-Relais-Platine Diese Relais-Platine ist eine LOW-Level-5V-2-Kanal-Relaisschnittstellenkarte, bereitgestellt von TRU Components (siehe Abbildung 10). Jeder Kanal benötigt einen Strom von 15 mA. Die Relais-Platine kann zur Steuerung verschiedener Geräte verwendet werden, da sie mit einem Hochstromrelais ausgestattet ist (AC250V/10A, DC30V/10A). Sie verfügt über eine Standardschnittstelle und lässt sich direkt mit einem Mikrocontroller verbinden und steuern (siehe Abb. 3), was sie für den Arduino Board geeignet macht. Die Verbindung erfolgt über die Jumperkappe mit Jumperkabeln [23].



Abbildung 10: 2-Kanal-Relaismodul

Heizfolie Die zur Regulierung eingesetzte Heizfolie (siehe Abbildung 11) besteht aus Polyimid und ist selbstklebend. Sie arbeitet mit einer Betriebsspannung von 12 V und einer Leistung von 60 W. Die Abmessungen der Heizfolie betragen 400 x 180. Bei der Anschlussvorrichtung sind zwei rote Kabel erkennbar, die an ihren offenen Enden mit dem Relais verbunden werden können [24].



Abbildung 11: Heizfolie [24]

Temperatursensor für die Hauttemperatur Als Temperatursensor zur Messung der Hauttemperatur kommt der digitale Thermometer DS18B20 1-Wire TO-92 von Maxim zum Einsatz (siehe Abbildung 13). Sein Messbereich erstreckt sich von -55 C bis 125 C, wobei eine Messung im Bereich von -10 °C bis 85 °C empfohlen wird, um eine hohe Genauigkeit zu gewährleisten. Der Sensor bietet eine Messgenauigkeit von +/- 0,5 °C. Durch den One-Wire-Bus ermöglicht er die Anbindung mehrerer Sensoren gleichzeitig an einen Datenpin des Arduino, um sie sequenziell abzufragen. Zur erfolgreichen Messung sollte ein Widerstand von 4,7 kΩ integriert sein (siehe Abbildung 12) [25], [26].





Abbildung 13: Temperatursensor DS18B20 1-Wire [25]

Abbildung 12: Heißleiter 4,7 kOhm [26]

Temperatursensor für die Umgebungstemperatur Zur Messung der Umgebungstemperatur kommt der Temperature-&-Humidity-Sensor-Pro (siehe Abbildung 14) von Seeed Studio Grove zum Einsatz. Dieser Sensor ist ein präziser Temperatur- und Feuchtigkeitssensor mit einem kapazitiven Sensorelement zur Luftfeuchtigkeitsmessung und einem Thermistor mit negativem Temperaturkoeffizienten zur Temperaturmessung. Die Genauigkeit beträgt bis zu 0,3 C in der Temperaturmessung und bis zu 2 % im Zuge der Luftfeuchtigkeitsmessung [27].

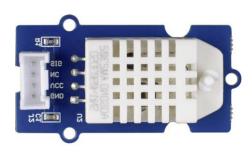


Abbildung 14: Grove-Temp-&-Humidity-Sensor [27]

Aufbau des Systems

Nach der Beschreibung der Komponenten richtet sich der Blick auf den Aufbau des Systems. In diesem Abschnitt wird erläutert, wie die Elemente miteinander verbunden und konfiguriert werden, um ein voll funktionsfähiges und effizientes System zu schaffen. Die Zusammenarbeit

aller Komponenten bestimmt die Effektivität des gesamten Systems, das darauf abzielt, zuverlässige Daten zu erfassen und zu verarbeiten. Für die ideale Verbindung aller Komponenten wird ein Breadboard verwendet. Die erfolgreiche Montage erfolgt über dieses Breadboard, dass auch eine direkte Verbindung zum Mikrocontroller hat. Diese Verbindung ist entscheidend, zumal der Mikrocontroller nur einen 5-V-Pin enthält. Somit werden alle Komponenten über das Breadboard angeschlossen, um sicherzustellen, dass jede Komponente eine Verbindung zum 5-V-Pin am Arduino Board hat (siehe Abbildung 15). Die Steckbrettleisten sind üblicherweise in Reihen angeordnet, wobei in dieselbe Reihe integrierte Komponenten elektrisch miteinander verbunden sind. In Abbildung 15 und 16 ist die Verbindung zwischen dem Breadboard und dem Mikrocontroller dargestellt (siehe schwarze (1) und weiße Kabel (2) rechts am Breadboard und oben am Mikrocontroller).

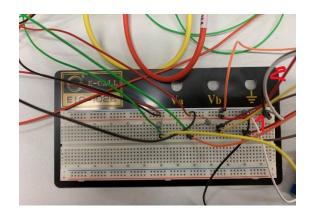


Abbildung 15: Verbindung Arduino mit Breadboard

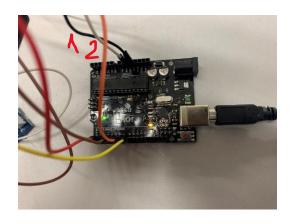


Abbildung 16: Verbindung Breadboard mit Arduino

In dem anschließenden Schritt kann der für das System passende Schaltplan betrachtet werden, in dem die Verbindungen klar erkennbar sind (siehe Abbildung 17). Abbildung 18 zeigt das System und den Aufbau. Damit wird die Realisierung dieser Schaltung. Zur Herstellung der Verbindungen wurden Jumperkabel verwendet, die verschiedene Drahtbrücken aufweisen können. Einige Enden verfügen über Stecker und Buchsen, wohingegen andere zwei Buchsen aufweisen (siehe A1).

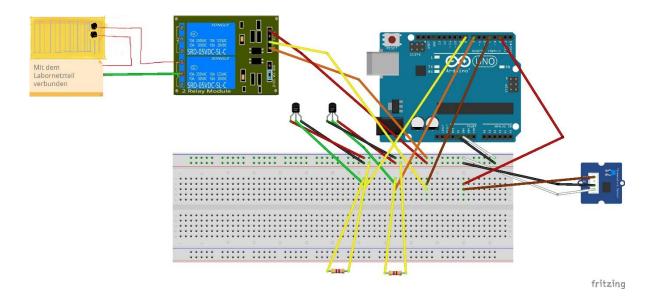


Abbildung 17: Schaltplan des Gesamtsystems

Das Arduino-Board steht im Zentrum des gesamten Systems und des Schaltplans, bildet das Gehirn des Systems und übernimmt die Steuerung aller Komponenten.

Der Grove-Temperatursensor zur Messung der Umgebungstemperatur weist über das Breadboard drei Verbindungen mit dem Mikrocontroller auf. Ein weißes Jumperkabel wird mit dem Ground verbunden, was dem Minus-Steckpunkt am Breadboard entspricht. Hier symbolisiert der Ground die Erdverbindung. Das schwarze Kabel wird am 5-V-Pin angeschlossen, der am Breadboard den positiven Steckpunkt darstellt, und das braune Jumperkabel, der Datenpin, über das Breadboard mit PIN 2 des Arduino verbunden. Dies ermöglicht das Auslesen der gemessenen Umgebungstemperatur über PIN 2. Des Weiteren liegen zwei Temperatursensoren für die Hauttemperatur vor, die ebenfalls über das Breadboard mit dem Mikrocontroller verbunden sind. Der eine Temperatursensor ist über ein schwarzes Jumperkabel mit dem Ground und über ein rotes Jumperkabel mit dem 5-V-Pin des Arduino verbunden. In Relation dazu weist der andere Temperatursensor umgekehrte Farben auf, wobei die Verbindung zum 5-V-Pin mit dem roten Jumperkabel erfolgt und die Verbindung zum Ground mit dem schwarzen Jumperkabel hergestellt wird. Zur Auslesung der Daten der Temperatursensoren werden grüne Jumperkabel verwendet, wobei der erste Temperatursensor am siebten PIN und der zweite Temperatursensor am achten PIN angeschlossen ist. Um die Temperatursensoren optimal nutzen und die Messungen reibungslos realisieren zu können, sind zwei 4,7 k Ω Pull-Up-Widerstände involviert. Diese werden zwischen dem Datenpin und dem 5-V-Pin im Breadboard eingesteckt (gelbe Jumperkabel) und verhelfen dazu, dass die Messdaten bei Schwankungen während der Messung zuverlässig bleiben.

Verbunden mit dem Mikrocontroller ist ein 2-Kanal-Relaismodul über das Breadboard. Dieses wird eingesetzt, um die Heizfolie mithilfe des Arduino zu steuern. Das Relaismodul ist zudem mit der Heizfolie und dem Labornetzteil verknüpft, des Weiteren über ein rotes Jumperkabel mit dem 5-V-Pin des Arduino und mit einem orangefarbenen Kabel mit dem Ground. Durch ein gelbes Kabel am Relaismodul wird signalisiert, dass das Ein- und Ausschalten des Relais über den Eingangspin IN1 erfolgt. Der Eingangspin des Relais ist mit dem Datenpin 4 am Arduino verbunden, um das Ein- und Ausschalten zu ermöglichen. Das Labornetzteil IPS 430 (siehe Anhang A2) soll eine Stromstärke von 6 A und eine Spannung von 12 V bereitstellen, um die Heizfolie zu aktivieren. Mit Blick auf die Schaltung ist erkennbar, dass die Heizfolie zwei Verbindungskabel bietet. Um den Stromkreis zwischen Heizfolie, Labornetzteil und dem Relais zu schließen, werden alle drei Komponenten miteinander verbunden. Der positive Eingang des Labornetzteils, Channel 1, wird mithilfe einer Schaltlitze mit dem Common (COM)-Anschluss des Relais verbunden, denn aufgrund der Drahtbrücken sind herkömmliche Jumperkabel für diese Verbindung weniger geeignet.

Der Common-Anschluss fungiert als zentraler Kontaktpunkt in einem Relais und agiert als Schaltstelle. Es handelt sich um den Punkt, an dem das Relais entweder als Öffner oder als Schließer wirkt, stellvertretend für den Schalterteil des Relais. Der Normally Open (NO)-Anschluss des Relais wird mit dem Plusanschluss der Heizfolie verbunden. Als ein Kontakt, der in seinem Ruhezustand offen ist, gewährt er keinen Stromfluss, wenn das Relais nicht aktiviert ist. Bei Anlegen einer Spannung und Aktivierung des Relais schließt sich der NO-Kontakt, wodurch ein Stromfluss möglich wird. Im vorliegenden System werden sowohl der COM-Anschluss als auch der NO-Anschluss genutzt. Dies gewährleistet, dass die Heizfolie ausschließlich eingeschaltet wird, wenn das Relais aktiviert ist.

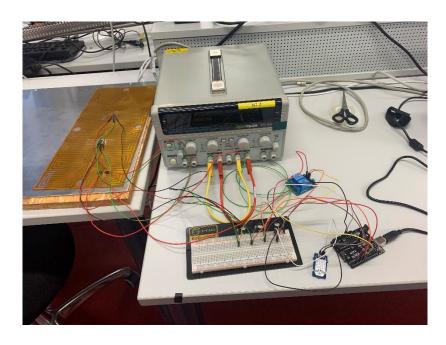


Abbildung 18: Schaltung des realen Systems

Ablauf Mit der ausführlichen Darstellung des Systemaufbaus wurden die physische und die technologische Grundlage des Sensor-/Aktorsystems ersichtlich. Der Ablauf soll das reibungslose Zusammenwirken der einzelnen Bausteine des Systems verdeutlichen. Dabei werden die einzelnen Schritte des Gesamtsystems erläutert, um die Ausführungen und Aktionen im System zu enthüllen. Im weiteren Verlauf wird der Ablauf mithilfe eines Flussdiagramms dargestellt, das sämtliche Schritte klar veranschaulicht (Abb. 19).

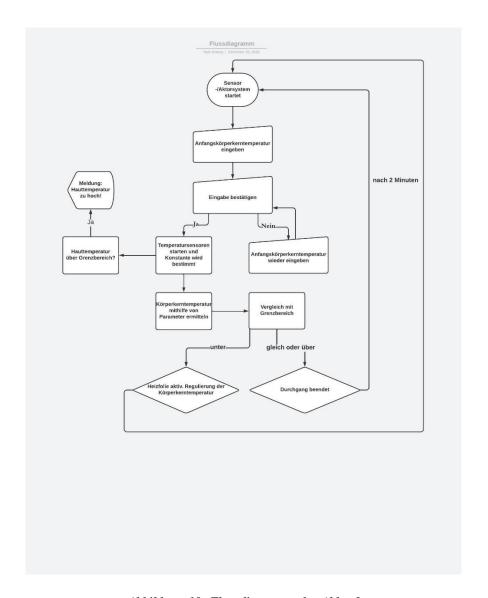


Abbildung 19: Flussdiagramm des Ablaufs

Das System lässt sich initiieren, indem der USB-Anschluss mit dem PC verbunden und somit mit Strom versorgt wird. Für den Start des Programms muss die Software auf dem Arduino-Board hochgeladen werden. Nach dem Start informiert das Programm den Benutzer darüber, die Anfangskörperkerntemperatur manuell einzugeben. Im Anschluss an die Eingabe hat er eine Bestätigung vorzunehmen, wobei die Antwort durch Ja (j) oder Nein (n) erfolgt. Bei einer Nein (n)-Eingabe wird der Benutzer zurück zum vorherigen Schritt verwiesen und muss die Anfangskörperkerntemperatur erneut eingeben. Im Falle einer Ja (j)-Eingabe beginnen die Temperatursensoren mit der Messung. Diese Funktion ermöglicht dem Benutzer, Eingabefehler zu korrigieren, bevor das System fortsetzt. Nach der ersten Messung kann auch die Konstante für die Formel, basierend auf den Parametern, sowohl manuell als auch durch das System mithilfe der Sensoren ermittelt werden.

Durch die Erfassung der Hauttemperatur, gebildet aus dem Durchschnitt der beiden Sensoren, erfolgt ein Vergleich mit dem vorher festgelegten Grenzbereich im System. Erkennt es, dass die Hauttemperatur den Grenzbereich überschreitet, wird dem Benutzer mithilfe einer Meldung angezeigt, dass die Hauttemperatur zu hoch ist. Diese Nebenfunktion erlaubt eine schnelle Reaktion bei zu hohen Temperaturen. Unter Berücksichtigung der Hauttemperatur, der Umgebungstemperatur sowie der ermittelten Konstante wird die Körperkerntemperatur berechnet und ausgegeben und analog zur Hauttemperatur mit einem vordefinierten Grenzbereich verglichen. Liegt die Temperatur unterhalb des Grenzbereichs, aktiviert sich eine Heizfolie. Dieser Prozess dient der Regulation der Körperkerntemperatur im Kontext von ungünstigen Werten zur Verbesserung oder zum Schutz der Thermoregulation. Bei Werten über oder gleich dem Grenzbereich wird der erste Durchgang beendet, und der nächste Ablauf startet nach zwei Minuten, was bedeutet, dass das System nach dieser Zeit wieder von vorne beginnt und den gleichen Prozess durchläuft.

7.4 Software

Nachstehend wird der Hintergrund des Systems betrachtet, das heißt die Software, die eine große Bedeutung aufweist. Während die Hardware die Grundlage für die Interaktion mit der physischen Welt schafft, verleiht die Software der Hardware die Funktionalität, damit diese in der Lage ist, Aufgaben zu erfüllen und die Anforderungen des Systems zu realisieren. Die Software fungiert als Bindeglied zwischen den Signalen, die von den Sensoren erfasst werden, und den Steuerbefehlen, die an die Aktoren ergehen.

Für die Programmierung wurde die Entwicklungsumgebung von Arduino auf dem Microcontroller verwendet, die Ähnlichkeiten zur C-Entwicklungsumgebung erkennen lässt. Der Programmablauf beginnt mit der Einbindung verschiedener Softwarebibliotheken, die spezifische Funktionen für die Steuerung der Temperatursensoren beinhalten.

```
#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>
#include <DHT.h>
#include <math.h>
```

Die Kernbibliotheken OneWire.h und DallasTemperature.h dienen der Kommunikation mit den beiden Temperatursensoren DS18B20 1-Wire. Für die Kommunikation mit dem DHT22-Sensor zur Messung der Umgebungstemperatur ist die Bibliothek DHT.h verantwortlich. Des Weiteren

wird die Bibliothek math.h benötigt, um für die Verarbeitung der Daten unerlässliche mathematische Berechnungen vorzunehmen.

Zu erwähnen sind auch die Hardwareanbindungen, die die Verknüpfungen zwischen den Komponenten und dem Microcontroller herstellen.

Die Definitionen der Pins wie sensor1, sensor2, relay1 schaffen die Verbindung zwischen den Sensoren bzw. dem Relais und dem Microcontroller. Sie sind erforderlich dafür, die Signale auszulesen und das Relais zu steuern.

```
OneWire oneWire1(sensor1); //ONE Wire Instanz für Sensor 1 einrichten, um mit Geräten zu kommunizieren OneWire oneWire2(sensor2); //ONE Wire Instanz für Sensor 2 einrichten, um mit Geräten zu kommunizieren DallasTemperature sensors1(&oneWire1); //Übergabe der OneWire-Referenz an Dallas Temperature für Sensor 1 DallasTemperature sensors2(&oneWire2); //Übergabe der OneWire-Referenz an Dallas Temperature für Sensor 2 DHT dht(grove, DHTTYPE);
```

Die Instanzen oneWire1 und oneWire2 werden genutzt, um den Temperatursensor DS18B20 einzurichten und die 1-Wire-Kommunikation zu etablieren. Die Sensoren können über die Instanzen sensor1 und sensor2 ausgelesen werden. Der Sensor zur Messung der Umgebungstemperatur wird mit der Instanz grove initialisiert.

Die Funktion berechnek berechnet die Abkühlungsrate k, die für die Ermittlung der Körperkerntemperatur entscheidend ist. Der Koeffizient wird über die gemessenen Temperaturen und die Anfangskörperkerntemperatur Kx ermittelt. Er dient für den Ausdruck von berechneKKT.

Der Hauptprogrammablauf beginnt in der Funktion setup (), in der der Benutzer aufgefordert wird, die Anfangskörperkerntemperatur einzugeben und durch die Bestätigung mit Ja oder Nein fortzufahren. Die setup () -Funktion endet mit einem break-Befehl, und das Programm fährt im Anschluss mit der loop () -Funktion fort. Hier erfolgt ein fortlaufender Messprozess, bei dem alle Sensoren aktiviert und Messungen durchgeführt werden. Die erfassten Daten sind im weiteren Verlauf zu verarbeiten.

```
if (f_x < Grenzbereich) {
   digitalWrite(relay1, 0);
} else{
   digitalWrite(relay1, 1);
}</pre>
```

Die Steuerung des Relais wird durch einen entsprechenden Befehl implementiert. Hier basiert die Logik auf der ermittelten Körperkerntemperatur. Wenn sie unter einen bestimmten Grenzbereich fällt, in diesem Fall ist es eine Temperatur von 35 ° C, so wird das Relais aktiviert, um geeignete Gegenmaßnahmen einzuleiten.

```
if (y0 >= Hauttempmax) {
    Serial.println("Die Hauttemperatur ist zu hoch!");
}
```

In den Code sind Sicherheitsmechanismen integriert. Das System überwacht die Haut- und Umgebungstemperaturen, um sicherzustellen, dass die Patiententemperaturen im sicheren Bereich bleiben. Warnmeldungen werden ausgegeben, wenn die Messwerte außerhalb des definierten Grenzbereichs liegen. Die loop () -Funktion endet nach Ausführung aller Aktionen durch einen delay-Befehl, der ein Intervall von zwei Minuten festlegt, damit der Prozess alle zwei Minuten wiederholt wird.

8 Ergebnisse

Nach der Beschreibung jedes Schritts und der sorgfältigen Implementierung des Systems sowie seiner Komponenten werden nun die Ergebnisse dargeboten und analysiert. Dieses Kapitel ist der Darstellung und Auswertung der praktischen Umsetzung der theoretischen Überlegungen und Vorversuche in realen Anwendungen gewidmet. Die Ergebnisse geben Aufschluss über die durchgeführten Arbeiten, die Leistungsfähigkeit und Zuverlässigkeit des Systems. Zudem ermöglichen sie eine Bewertung der Effektivität des Sensor-/Aktorsystems und die Überprüfung, ob die anfänglichen Ziele erreicht wurden. Im folgenden Abschnitt werden die gesammelten Daten präsentiert, die Genauigkeit der Sensoren und der Formel wird untersucht sowie die Wirksamkeit der Aktoren geprüft.

Nach Abschluss der Systemtests wurden die Messungen mithilfe von Excel ausgewertet, und daraus resultieren die folgenden Ergebnisse:

Tabelle 7: Messdaten

Zeit (in Minu-	Messung 1 (°C)	Messung 2 (C)	Messung 3 (C)	Messung 4
ten)				(C)
0	38,60	37,34	36,60	39,74
2	37,74	37,02	35,74	38,99
4	36,95	36,02	35,70	38,20
6	36,30	35,82	35,19	37,56
8	35,63	35,10	34,52	36,49
10	34,90	34,82	34,84	36,06
12	35,46	34,98	34,89	35,39
14	34,23	35,26	35,01	34,96
16	34,78	33,98	33,74	34,33
18	34,58	34,54	34,41	33,92
20	34,60	34,74	34,76	34,35
22	35,03	34,54	34,33	34,13
24	33,30	34,70	34,37	33,97
26	33,82	34,74	34,29	34,25
28	34,25	34,66	34,33	34,33

Die vorliegende Tabelle dokumentiert Temperaturmessungen in vier Durchführungen über einen Zeitraum von 30 Minuten, wobei alle zwei Minuten eine Messung erfolgte. Jede Spalte enthält 15 Messdaten zur Bewertung.

In vier Spalten ist die Tabelle gruppiert, wobei die erste Spalte die Zeit in Minuten angibt und die verbleibenden drei Spalten die Messdaten in ° C enthalten. Die vier Umsetzungen waren an verschiedene Anfangstemperaturen im Bereich von 36,60 ° C bis 39,74 ° C geknüpft, um diverse Situationen abzubilden. Ein Diagramm, das den Verlauf der Körperkerntemperaturen zeigt, wurde in Excel erstellt (siehe Abbildung 20). Die Messung 4 ist im Diagramm nicht berücksichtigt, da in der 14. Minute eine Temperatur von 34,96 ° C auftrat, die unterhalb des Grenzbereichs liegt. Infolge eines unbeabsichtigten Ausschaltens des Labornetzteils wurde die

Heizfolie ab diesem Zeitpunkt nicht aktiviert. Dies führte zu deutlicheren Schwankungen im System, insbesondere ab der 18. Minute, als der Labornetzteil wieder eingeschaltet war. In der 20. Minute stieg die Temperatur erneut an, nachdem die Heizfolie aktiviert wurde und eine Regulation stattfinden konnte.

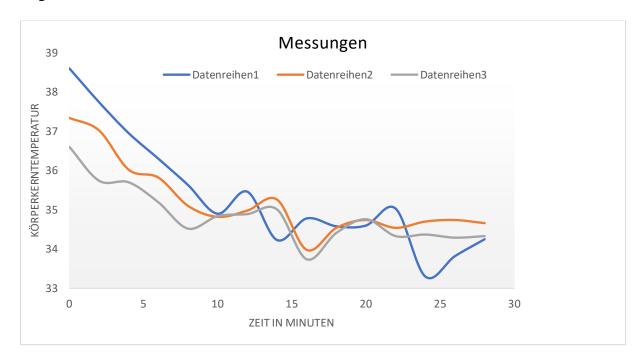


Abbildung 20: Diagramm zu den Messdaten

Das Diagramm zeigt drei Datenreihen zur Körperkerntemperatur über einen definierten Zeitraum. Auf der x-Achse ist die Zeit in Minuten eingetragen, wohingegen die y-Achse die Körperkerntemperatur in ° C darstellt. Alle drei Datenreihen zeigen zu Beginn einen Abfall, gefolgt von Schwankungen im mittleren Bereich und einem erneuten Anstieg gegen Ende. Die erste Datenreihe (blaue Linie) beginnt mit der höchsten Körperkerntemperatur und fällt etwas schneller im Vergleich zu den anderen Reihen. Nach etwa zehn Minuten stabilisiert sie sich auf einem mittleren Niveau. Für die zweite Datenreihe (orangefarbene Linie) ergibt sich eine ähnliche Abnahme, wobei eine Veränderung zu beachten ist. Die letzte Datenreihe (grüne Linie) weist weniger Schwankungen auf.

Alle drei Datenreihen zeigen einen initialen Rückgang der Körperkerntemperatur unter den kritischen Wert von 35 °C. Die Abnahme erfolgt, da der menschliche Körper bestrebt ist, die Körperkerntemperatur an die Umgebungstemperatur anzupassen. In diesem Fall, bei einer Umgebungstemperatur von 21 °C und einer fehlenden externen Wärmequelle zur Temperaturregulierung, tendiert der Körper dazu, die Temperatur zu reduzieren. Die Aktivierung der Heizfolie bei einer Unterschreitung von 35 °C scheint effektiv zu sein, zumal alle Messungen nach dem Abfall und einigen Schwankungen einen Anstieg der Körperkerntemperatur erkennen lassen.

Dies deutet darauf hin, dass die Heizfolie korrekt reagiert und die Temperatur innerhalb eines sicheren Bereichs reguliert.

Auffällig sind die variierenden Schwankungen in den Datenreihen, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten auftreten. Sie können auf die Verwendung eines Metallbehälters anstelle eines menschlichen Körpers zur Modellierung zurückzuführen sein. Metall weist im Vergleich zu menschlichem Gewebe unterschiedliche Wärmeleitfähigkeiten und -kapazitäten auf, was in einer schnelleren oder ungleichmäßigeren Temperaturverteilung münden kann. Eine weitere Ursache für die Schwankungen könnten die Eigenschaften der Heizfolie sein. Aufgrund dessen, dass ein Metallbehälter bedingt durch seine höhere Wärmeleitfähigkeit schneller abkühlt und somit die Wärme schneller an die Umgebung abgibt, kann er sich rascher an die Umgebungstemperatur anpassen als ein menschlicher Körper. Dies führt möglicherweise dazu, dass die Heizfolie in bestimmten Zeiträumen nicht ausreichend wirksam oder die Reaktionszeit zu langsam ist. Der menschliche Körper kann durch Stoffwechselprozesse Wärme erzeugen und durch verschiedene physiologische Mechanismen wie die Durchblutung die Körpertemperatur regulieren, trotz möglicher Probleme bei der Thermoregulation.

Konstatieren lässt sich, dass die Sensoren klare Werte gemessen haben und in Bezug auf die Funktionalität keine Schwächen aufweisen. Zudem ist festzustellen, dass die Regulation durch die Heizfolie erfolgreich vonstattengeht. In allen Datenreihen ist stets eine Reaktion nach dem Unterschreiten von 35 ° C zu erkennen, was die Effektivität der Heizfolie bestätigt.

Um die Funktionalität der angewendeten Formel im System zur automatischen Ermittlung der Körperkerntemperatur zu überprüfen, wurden die Messwerte nachgemessen. Nach jeder neuen Ausgabe des Systems durch Messungen und Berechnungen wurde zur Kontrolle ein Fieberthermometer genutzt. Die resultierenden Werte sind dabei wie folgt:

Tabelle 8: Messdatenvergleich

Zeit (in Minuten)	gemessene Werte (Körper-	Nachmessung mit Fieber-	
	kerntemperatur ° C)	thermometer (° C)	
0	38,6	38,6	
2	37,74	37,4	
4	36,95	36,5	
6	36,3	36,0	
8	35,63	35,2	

10	34,9	34,4
12	35,46	35,1
14	34,23	33,8
16	34,78	34,4
18	34,58	34,2
20	34,6	34,1
22	35,03	34,5
24	33,3	32,9
26	33,82	33,4
28	34,25	33,8

Die Tabelle beinhaltet zwei Spalten mit Temperaturmessungen. In der mittleren Spalte sind die Werte aufgeführt, die vom System gemessen wurden, in der rechten Spalte die nachgemessenen Werte. Ein Diagramm, das die Verläufe aufzeigt, wurde in Excel erstellt:

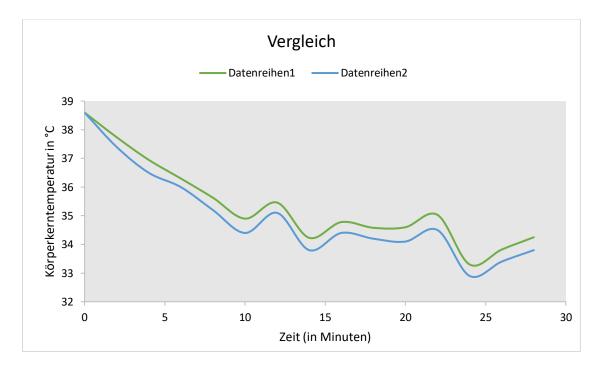


Abbildung 21: Diagramm zu den Messdaten (Vergleich)

Das Diagramm kontrastiert die gemessenen Daten mit den nachgemessenen Werten des Fieberthermometers. Es zeigt sich, dass die Abweichungen zwischen den beiden Messtypen gering ausfallen. In jeder Messung ist eine Abweichung von maximal 0,5 zu erkennen, sodass das System und seine Funktionalität einen positiven Eindruck hinterlassen. Zu berücksichtigen gilt

es, dass die Messungen in einem mit Wasser gefüllten Metallbehälter erfolgten, was zu höheren Abweichungen führen kann. Es sollte auch bedacht werden, dass die Nachmessung mit einem Fieberthermometer durchgeführt wurde, was eine weitere Ursache für diese geringfügigen Abweichungen darstellen kann.

Alles in allem zeigen die Messungen kleine, jedoch akzeptable Abweichungen.

9 Fazit

Die Ergebnisse der Untersuchungen wurden ausführlich präsentiert und analysiert. Dabei wurde das Verhalten des Prototyps gegenüber Temperaturänderungen betrachtet und die Effektivität der Heizfolie erläutert. Es folgt nun ein Fazit für die gesamte Arbeit, indem die Leistungen des Systems bewertet und Vorschläge für mögliche Erweiterungen in der Forschung und Entwicklung unterbreitet werden.

9.1 Bewertung des Systems

Das entwickelte Thermoregulationssystem bietet grundlegende Funktionen zur Temperaturkontrolle. Die Messdaten belegen die Fähigkeit der Heizfolie zur Reaktion auf Temperaturabfälle und ihre Kapazität, die Temperatur wieder zu erhöhen. Dies weist auf eine potenziell effektive Grundfunktion hin, die in der Praxis Anwendung finden könnte. Der Prototyp bestätigt zudem, dass die Thermoregulation automatisiert erfolgen kann, denn sowohl die Hauttemperatur als auch die Umgebungstemperatur können ohne manuellen Eingriff gemessen werden. Es sei angemerkt, dass die Ermittlung der Körperkerntemperatur mit geringen Schwankungen erfolgt, was die Akzeptanz der angewandten Formel bekräftigt. Die Auswertung der Formel anhand der Messwerte und der Vergleich mit manuellen Messungen macht ersichtlich, dass sie realistische Körperkerntemperaturen liefern kann, was eine Grundlage für die Steuerung und den Einsatz der Heizfolie darstellt. Das System bietet zudem Schutzmechanismen, die Patienten vor potenziellen Gefahren absichern sollen. Sie erleichtern zusätzlich die Arbeit des medizinischen Personals. Ein weiterer Vorteil liegt darin, dass das System nicht invasiv ist und den Patienten eine angenehme Umgebung offeriert. Insbesondere bei Frühgeborenen ist dies von Bedeutung, weil sie sehr empfindlich auf unangenehme Situationen reagieren können. Das System ist mit Sensoren und Aktoren ausgestattet, die für die dünne Hautschicht der Frühgeborenen geeignet sind. Sie können zudem mit verschiedenen Materialien kombiniert werden, um eine noch komfortablere Verarbeitung zu erreichen.

Trotz der zahlreichen positiven Aspekte des Systems besteht Raum für Verbesserungen. Die Modellierung mit einem Metallbehälter führt zu Temperaturschwankungen an der Oberfläche, vor allem, wenn die Heizfolie aktiviert und versucht wird, die Temperatur zu regulieren. Die Temperaturdaten deuten auch darauf hin, dass in einigen Situationen die Leistung der Heizfolie für den Metallbehälter zu niedrig ausfällt. Schließlich zeigt sich, dass sie aufgrund des festgelegten Grenzbereichs möglicherweise nicht schnell genug auf niedrigere Umgebungstemperaturen reagieren kann, was sowohl mit dem Grenzbereich als auch mit der Leistung der Heizfolie zusammenhängen könnte.

9.2 Erweiterungsmöglichkeiten für die Forschung und Entwicklung

Das entwickelte System fungiert als Prototyp und zielt darauf ab, die Anfänge der automatisierten Thermoregulation im Umgang mit Intensivpatienten, primär Frühgeborenen, zu erleichtern, da diese Gruppe möglicherweise Schwierigkeiten hat, ihre eigene Thermoregulation zu stabilisieren. Daher können Vorschläge zur Systemverbesserung fortlaufende Optimierungen und Weiterentwicklungen zu erreichen helfen. Diese Anpassungen sollen ein stabiles Sensor-/Aktorsystem gewährleisten, dass in der Intensivmedizin Anwendung findet. Optimierungen könnten die Reaktionsgeschwindigkeit der Heizfolie betreffen, um eine zügigere Reaktion auf Temperaturschwankungen und eine gleichmäßigere Temperaturregulierung zu erwirken. Eine Steigerung der Heizintensität der Folie könnte ebenso erwogen werden, da eine leistungsfähigere Heizfolie dazu beitragen würde, Temperaturschwankungen zu minimieren, die auftreten, wenn die Körperkerntemperatur sich der Umgebungstemperatur annähert. Im Kontext der Heizfolienleistung könnte auch eine Erweiterung des Grenzbereichs sinnvoll sein, da die Tests in dieser Arbeit zeigten, dass die Heizfolie nicht immer in der Lage war, den Grenzbereich zu überschreiten. Dies hängt auch mit der Leistungsfähigkeit der Heizfolie zusammen. Anpassungen an der Formel, die das Herzstück des Systems bildet, sind ebenfalls möglich. Sie kann auf individuelle physiologische Unterschiede einzelner Patienten ausgelegt werden. Die Durchführung von Tests des Systems mit Modellen, die menschliches Gewebe realistischer abbilden, eröffnet neue Perspektiven und kann präzisere Ergebnisse liefern, was in weiteren Anpassungen mündet. Künstliche Intelligenz könnte genutzt werden, um die Fähigkeit des Systems zur Anpassung an verschiedene Umgebungsbedingungen, Situationen und Patientenprofile zu steigern.

Literaturverzeichnis

- [1] Quast, Stefan/Kimberger, Dr. Oliver, Die Bedeutung der Kerntemperatur-Pathophysiologie und Messmethoden, Dräger Medical GmbH, Online im Internet: https://www.draeger.com/Content/Documents/Products/t-core-booklet-9067939-de.pdf [Stand: 08.03.2016]
- [2] Koch, Joachim; Thermoregulation des Menschen; In: Leonhardt, Steffen/ Walter Marian (Hrsg.); Medizinische Systeme Physiologische Grundlagen, Gerätetechnik und automatisierte Therapieführung; Springer Vieweg. 2016
- [3] Volkmann, Anne. Körpertemperatur: Welche Werte sind normal?. Gesundheitsstadt Berlin, Online im Internet: https://archiv.gesundheitsstadt-berlin.de/koerpertemperatur-welche-werte-sind-normal-14059/ [Stand: 02.12.2020]
- [4] Westhoff, Justin. Der Körper im Kampf Erreger. Deutschlandfunk, Online im Internet: https://www.deutschlandfunk.de/fieber-der-koerper-im-kampf-gegen-erreger-100.html [Stand: 24.12.2019]
- [5] Herdegen, Thomas, Pharmakologie und Toxikologie. Thieme Verlag. 2011
- [6] Aßmus, Marius-Hoffmann, Belastende Wetterextreme. Pharmazeutische Zeitung, Online im Internet: https://www.pharmazeutische-zeitung.de/belastende-wetterextreme/ [Stand: 19.05.2019]
- [7] Acharya, Saraswati/ Gurung, D. B./ Saxena, V. P., Effect of Metabolic Reactions on Thermoregulation in Human Males and Females Body; Applied Mathematics; 2013; 4, 39-48
- [8] Fietze, Ingo (2020), Thermoregulation; In: Peter, Helga/ Penzel, Thomas/ Peter, Jörg Herrmann (Hrsg.); Enzyklopädie der Schlafmedizin; Springer Medizin Verlag
- [9] Perrson, Pontus (2007), Energie -und Wärmehaushalt, Thermoregulation; In: Schmidt, Robert F./ Lang, Florian (Hrsg.); Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie; Springer Medizin Verlag, 30.Auflage, 916-918.
- [10] 3M Science Applied to Life. Die zehn wichtigsten Fakten zur Patientenerwärmung für Beschaffungsexperten, Online im Internet: Die zehn wichtigsten Fakten zur Patientenerwärmung: Medical: 3M in Deutschland (3mdeutschland.de) [abgerufen am 28.10.2023]
- [11] Negt, Alexandra; Fieber: Temperatur-Regulation im Körper; Online im Internet: Fieber: Temperatur-Regulation im Körper | APOTHEKE ADHOC (apotheke-adhoc.de) [Stand: 24.11.2021]

- [12] Druml, Wilfred; Fieber bei Intensivpatienten; Medizinische Klinik-Intensivmedizin und Notfallmedizin 2; Springer Medizin Verlag; 2019; 173-184
- [13] Avenarius, Stefan. Wärmepflege bei Frühgeborenen, Neonatologie Scan 2017. Georg Thieme Verlag KG Stuttgart, 71-83
- [14] European Foundation fort the Care of Newborn Infants (EFCNI Academy) 2021. Thermoregulation bei Frühgeborenen, Online im Internet: 2021_05_28_Thermoregulation_Factsheet DE.indd (efcni.org) [abgerufen am 30.10.2023]
- [15] Wallaschek, Jörg (2018); Sensoren und Aktoren; In: Sauer, Bernd (Hrsg.); Konstruktionselemente des Maschinenbaus 2; Springer Vieweg, 8.Auflage, 638-639
- [16] TE Connectivity; Piezo-Lösung zur Überwachung von Vitalparametern; Online im Internet: Piezo-Lösung zur Überwachung von Vitalparametern | TE Connectivity [abgerufen am 27.11.2023]
- [17] TE Connectivity; Auswahl der Sensoren für medizinische Anwendungen; Online im Internet: Auswahl der Sensoren für medizinische Anwendungen | TE Connectivity [abgerufen am 27.11.2023]
- [18] Sensitec Magnetoresistive Sensors; Schaltsensor in Defibrillator; Online im Internet: Sensoren für die Bio- und Medizintechnik mit vielfältiger Anwendung | Sensitec GmbH [abgerufen am 27.11.2023]
- [19] Abkühlung: Bestimmung des Todeszeitpunkts. Online im Internet: http://groolfs.de/AnalysisTeil2pdf/Abkuehlung.pdf [abgerufen am: 06.11.2023]
- [20] Haider, Bernd. Prüfung des aus der Körpertemperatur ermittelten Todeszeitpunktes. Version 2. Online im Internet: https://www.radonmaster.de/charlotte-b/ueberpruefung_todeszeitpunkt.pdf [Stand: 07.03.2019]
- [21] Bundesministerium für Bildung. Newtonsches Abkühlungsgesetz. Online im Internet: https://www.mathago.at/wp-content/uploads/PDF/B_077.pdf [Stand: 22.03.2017]
- [22] Conrad. Arduino Uno Board. Online im Internet: https://www.conrad.de/de/p/arduino-a000066-board-uno-rev3-dil-core-atmega328-1275279.html [abgerufen am: 23.12.2023]
- [23] Conrad. Relaismodul. Online im Internet: https://www.conrad.de/de/p/tru-components-tc-9072472-relais-platine-1-st-passend-fuer-entwicklungskits-arduino-2268118.html [abgerufen am 23.12.2023]

- [24] Conrad. Heizfolie Polyimid. Online im Internet: https://www.conrad.de/de/p/thermo-tech-polyimid-heizfolie-selbstklebend-12-v-60-w-schutzart-ipx4-l-x-b-400-mm-x-180-mm-2754942.html [abgerufen am: 23.12.2023]
- [25] Reichelt. DS18B20 Temperatursensor. Online im Internet: https://www.reichelt.de/de/de/digital-thermometer-1-wire--0-5-c-to-92-ds-18b20-p58169.html?r=1&PRO-VID=2788&gclid=EAIaIQobChMI4va6os2qgwMV0TsGAB3Dxg0DEAAYASAAEg-Kyq_D_BwE [abgerufen am: 23.12.2023]
- [26] Reichelt. Heißleiter 4,7kOhm. Online im Internet: https://www.conrad.de/de/p/tdk-b57164k472j-b57164k472j-heissleiter-k164-4-7-k-1-st-500598.html [abgerufen am: 23.12.2023]
- [27] Conrad. Grove Temp. & Humidity Sensor. Online im Internet: https://www.conrad.de/de/p/seeed-studio-101020019-sensor-modul-1-st-passend-fuer-entwicklungskits-grove-2227386.html [abgerufen am: 23.12.2023]
- [28] Cockburn, Alistair. Use Cases effektiv erstellen. Heidelberg, Deutschland; Verlag Hüthig Jehle Rehm, 2007. Online im Internet: https://www.mitp.de/out/media/9783826617966_lese-probe_01.pdf [abgerufen am 26.12.2023]

A Anhang

A.1 Jumperkabel

a) b)





Abbildung A1: Stecker - Buchse

Abbildung A2: Stecker - Stecker

A 2 Labornetzteil



Abbildung A3: Labornetzteil für Heizfolie

A 3 Software

```
Hauptprogramm_Thermoregulation
#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>
#include <DHT.h>
#include <math.h>
#define sensor1 7
                                  // Datenpin von DS18B20 Sensor 1
                                 // Datenpin von DS18B20 Sensor 2
#define sensor2 8
#define relay1 4
                                     // Datenpin von Relais
#define grove 2
                                  // Datenpin von Grove Umgtemp.
#define DHTTYPE DHT22
                                  // DHT22 Sensor
                              //ONE Wire Instanz für Sensor 1 einrichten, um mit Geräten zu kommunizieren
OneWire oneWire1 (sensor1);
OneWire oneWire2 (sensor2);
                                  //ONE Wire Instanz für Sensor 2 einrichten, um mit Geräten zu kommunizieren
DallasTemperature sensors1 (&oneWire1); //Übergabe der OneWire-Referenz an Dallas Temperature für Sensor 1
DallasTemperature sensors2 (&oneWire2); //Übergabe der OneWire-Referenz an Dallas Temperature für Sensor 2
DHT dht (grove, DHTTYPE);
float Kx;
                                         // Anfangskörperkerntemperatur soll manuell eingegeben werden
float f x;
float k;
const long interval = 120000:
                                        // Ablauf alle 2 Minuten
                                              // KKT darf nicht unter 35 °C fallen
const float Grenzbereich = 35;
                                        // Hauttemperatur darf max bis 39 °C ansteigen
const float Hauttempmax = 39;
unsigned long start;
                                        // Zeitpunkt wird gespeichert
unsigned long letzteMessung = 0;
                                        // Zeitpunkt der letzten Messung
const unsigned long zeitdauer = 1800000; // 30 Minuten
float berechnek(float T_v, float U_v, float Kx) {
float x = 2; // 2 Minuten in Sekunden
 k = -1/x * log((Kx - U_v)/(T_v - U_v));
   Serial.print("Temperaturkoeffizient k: ");
                                                        // Ausgabe Temperatur 1
  Serial.print(k, 4);
     Serial.print("Temperaturkoeffizient T_v: ");
                                                              // Ausgabe Temperatur 1
  Serial.print(T v);
     Serial.print("Temperaturkoeffizient U_v: ");
                                                              // Ausgabe Temperatur 1
  Serial.print(U v);
     Serial.print("Temperaturkoeffizient Kx: ");
                                                            // Ausgabe Temperatur 1
  Serial.print(Kx);
return k;
}
float berechneKKT(float U, float y0, float k) {
float x = 2;
return U + (y0 - U) * exp(-k * x);
1
void setup() {
  Serial.begin (9600);
  start = millis();
                                             // aktuellen Zeitpunkt abspeichern als Start
  sensors1.begin();
  sensors2.begin();
  dht.begin();
  pinMode(relay1, OUTPUT);
  digitalWrite(relay1, 0);
```

```
while(true) {
  Serial.println("Anfangskörperkerntemperatur eingeben: ");
 while (Serial.available() == 0) // Benutzereingabe
                                   // Eingabe wird ausgelesen
 Kx = Serial.parseFloat();
 while (Serial.available() > 0) {
  Serial.read();
 Serial.print("Thre Eingabe: ");
 Serial.println(Kx, 2);
 while (Serial.available() > 0) {
   Serial.read();
 Serial.println("Eingabe bestätigen mit j oder n");
 while (Serial.available() == 0) {
  } // Warten auf prüfung
 String pruefung = Serial.readStringUntil('\n');
 pruefung.trim();
                                    // Leerzeichen und Umbrüche werden entfernt
 sensors1.requestTemperatures();
                                         //Temperatur 1 messen
 float temperatur1 = sensors1.getTempCByIndex(0); // Temperatur 1 lesen und ausgeben
 sensors2.requestTemperatures();
                                        //Temperatur 2 messen
 float temperatur2 = sensors2.getTempCByIndex(0); // Temperatur 2 lesen und ausgeben
 k = berechnek(T_v, U_v, Kx);
  if (pruefung.equalsIgnoreCase("j")) {
                                 // Schleife endet wenn Prüfung abgeschlossen
  break;
 }
 // put your setup code here, to run once:
}
void loop() {
 unsigned long aktuelleZeit = millis();
   if (aktuelleZeit - start >= zeitdauer) { // es wird überprüft ob die angegebenen 30 Minuten vorbei sind
                                     // Ablauf wird beendet falls die Bedinung erfüllt ist
    return;
 sensors1.requestTemperatures();
                                     //Temperatur 1 messen
 float temperatur1 = sensors1.getTempCByIndex(0); // Temperatur 1 lesen und ausgeben
 sensors2.requestTemperatures();
                                     //Temperatur 2 messen
 float temperatur2 = sensors2.getTempCByIndex(0); // Temperatur 2 lesen und ausgeben
```

//Mittelwert beider Sensoren wird berechnet

float y0 = (temperatur1 + temperatur2) / 2;

A 3 Software

```
Hauptprogramm_Thermoregulation
#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>
#include <DHT.h>
#include <math.h>
#define sensor1 7
                                  // Datenpin von DS18B20 Sensor 1
                                 // Datenpin von DS18B20 Sensor 2
#define sensor2 8
#define relay1 4
                                     // Datenpin von Relais
#define grove 2
                                  // Datenpin von Grove Umgtemp.
#define DHTTYPE DHT22
                                  // DHT22 Sensor
                              //ONE Wire Instanz für Sensor 1 einrichten, um mit Geräten zu kommunizieren
OneWire oneWire1 (sensor1);
OneWire oneWire2 (sensor2);
                                  //ONE Wire Instanz für Sensor 2 einrichten, um mit Geräten zu kommunizieren
DallasTemperature sensors1 (&oneWire1); //Übergabe der OneWire-Referenz an Dallas Temperature für Sensor 1
DallasTemperature sensors2 (&oneWire2); //Übergabe der OneWire-Referenz an Dallas Temperature für Sensor 2
DHT dht (grove, DHTTYPE);
float Kx;
                                         // Anfangskörperkerntemperatur soll manuell eingegeben werden
float f x;
float k;
const long interval = 120000:
                                        // Ablauf alle 2 Minuten
                                              // KKT darf nicht unter 35 °C fallen
const float Grenzbereich = 35;
                                        // Hauttemperatur darf max bis 39 °C ansteigen
const float Hauttempmax = 39;
unsigned long start;
                                        // Zeitpunkt wird gespeichert
unsigned long letzteMessung = 0;
                                        // Zeitpunkt der letzten Messung
const unsigned long zeitdauer = 1800000; // 30 Minuten
float berechnek(float T_v, float U_v, float Kx) {
float x = 2; // 2 Minuten in Sekunden
 k = -1/x * log((Kx - U_v)/(T_v - U_v));
   Serial.print("Temperaturkoeffizient k: ");
                                                        // Ausgabe Temperatur 1
  Serial.print(k, 4);
     Serial.print("Temperaturkoeffizient T_v: ");
                                                              // Ausgabe Temperatur 1
  Serial.print(T v);
     Serial.print("Temperaturkoeffizient U_v: ");
                                                              // Ausgabe Temperatur 1
  Serial.print(U v);
     Serial.print("Temperaturkoeffizient Kx: ");
                                                            // Ausgabe Temperatur 1
  Serial.print(Kx);
return k;
}
float berechneKKT(float U, float y0, float k) {
float x = 2;
return U + (y0 - U) * exp(-k * x);
1
void setup() {
  Serial.begin (9600);
  start = millis();
                                             // aktuellen Zeitpunkt abspeichern als Start
  sensors1.begin();
  sensors2.begin();
  dht.begin();
  pinMode(relay1, OUTPUT);
  digitalWrite(relay1, 0);
```

```
while(true) {
  Serial.println("Anfangskörperkerntemperatur eingeben: ");
 while (Serial.available() == 0) // Benutzereingabe
                                   // Eingabe wird ausgelesen
 Kx = Serial.parseFloat();
 while (Serial.available() > 0) {
  Serial.read();
 Serial.print("Thre Eingabe: ");
 Serial.println(Kx, 2);
 while (Serial.available() > 0) {
   Serial.read();
 Serial.println("Eingabe bestätigen mit j oder n");
 while (Serial.available() == 0) {
  } // Warten auf prüfung
 String pruefung = Serial.readStringUntil('\n');
 pruefung.trim();
                                    // Leerzeichen und Umbrüche werden entfernt
 sensors1.requestTemperatures();
                                         //Temperatur 1 messen
 float temperatur1 = sensors1.getTempCByIndex(0); // Temperatur 1 lesen und ausgeben
 sensors2.requestTemperatures();
                                        //Temperatur 2 messen
 float temperatur2 = sensors2.getTempCByIndex(0); // Temperatur 2 lesen und ausgeben
 k = berechnek(T_v, U_v, Kx);
  if (pruefung.equalsIgnoreCase("j")) {
                                 // Schleife endet wenn Prüfung abgeschlossen
  break;
 }
 // put your setup code here, to run once:
}
void loop() {
 unsigned long aktuelleZeit = millis();
   if (aktuelleZeit - start >= zeitdauer) { // es wird überprüft ob die angegebenen 30 Minuten vorbei sind
                                     // Ablauf wird beendet falls die Bedinung erfüllt ist
    return;
 sensors1.requestTemperatures();
                                     //Temperatur 1 messen
 float temperatur1 = sensors1.getTempCByIndex(0); // Temperatur 1 lesen und ausgeben
 sensors2.requestTemperatures();
                                     //Temperatur 2 messen
 float temperatur2 = sensors2.getTempCByIndex(0); // Temperatur 2 lesen und ausgeben
```

//Mittelwert beider Sensoren wird berechnet

float y0 = (temperatur1 + temperatur2) / 2;

A 4 Matlab Code

```
% Beispielwerte für die Messdaten

t = 2; % Zeit in Minuten

y0 = 33.59; % Hauttemperatur in Grad Celsius

U = 21.0; % Umgebungstemperatur in Grad Celsius

k = -0.1189; % Angenommener Wert für die Konstante k

% Berechnung der Körperkerntemperatur

f = U + (y0 - U) .* exp(-k * t);

% Anzeigen der berechneten Körperkerntemperaturen

disp('Berechnete Körperkerntemperaturen:');

disp(f);
```

```
% Messwerte
f_x = 38.60; % Anfangswert Körperkerntemperatur in Grad Celsius
y0 = 34.88; % Hauttemperatur in Grad Celsius
U = 21.00; % Umgebungstemperatur in Grad Celsius
x = 2; % Zeit in Minuten

% Berechnung von k
k = -1/x * log((f_x - U) / (y0 - U));
% Anzeige des berechneten Wertes von k

disp('Berechneter Wert von k:');
disp(k);
```

Eidesstaatliche Erklärung

"Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig, ohne fremde Hilfe und nur unter Benutzung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht. Die Arbeit hat in gleicher oder in ähnlicher Form keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegen.

Ort, Datum Unterschrift

Bochum, 26.12.2024 Yasir Gürsoy