

Aus der Klinik für Herz- und Gefäßchirurgie
Direktor: Prof. Dr. Jochen Cremer
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**NEUES GERÄT ZUR LOKALISATION SUBKUTANER VENEN
UND VERSTÄRKUNG VON TEMPERATURDIFFERENZEN AUF DER
HAUT DURCH ANWENDUNG VON DESINFEKTIONSSPRAY**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

JAN DREYER

aus **Eutin**

Kiel **2017**

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. Assad Haneya
Klinik für Herz- und Gefäßchirurgie

2. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. Matthias Grünewald
Klinik für Anästhesiologie und operative
Intensivmedizin

Tag der mündlichen Prüfung: 17.09.2018

Zum Druck genehmigt, Kiel, den 23.07.2018

gez.: Prof. Dr Johann Roider
Vorsitzender des Ausschusses für Promotion

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	1
2. Materialien und Methoden	7
2.1. Entwicklung des Messgeräts	7
2.2. Studiendesign	16
2.3. Ablauf der Messungen	16
2.4. Verarbeitung der Messdaten	18
2.5. Statistische Auswertung.....	19
3. Ergebnisse	20
3.1. Charakteristik des Probandenkollektivs	20
3.2. Beispiel einer Messung.....	21
3.3. Verarbeitung von Messdaten anhand eines Beispiels	23
3.4. Ergebnisse der statistischen Auswertung	24
4. Diskussion.....	28
4.1. Prinzipieller Funktionsnachweis.....	28
4.2. Vergleich mit dem bisherigen Stand der Technik	28
4.3. Diskussion der Methodik.....	31
4.4. Diskussion der Ergebnisse	32
4.5. Probleme	35
4.6. Schlussfolgerung.....	36
5. Zusammenfassung.....	37
6. Literaturverzeichnis.....	39
7. Anhänge.....	42
7.1. Danksagung	42
7.2. Abkürzungsverzeichnis	43
7.3. Abbildungsverzeichnis.....	44
7.4. Tabellenverzeichnis	46
7.5. Lebenslauf	47

1. Einleitung

Periphere Venenpunktionen werden im klinischen Alltag häufig durchgeführt und stellen für Patienten und medizinisches Personal oft eine große Belastung dar. Indikationen zur Punktion peripherer Venen sind die diagnostische Punktion zur Gewinnung von Blutproben, die Anlage eines peripheren Venenkatheters zur intravenösen Gabe von Medikamenten oder die Entnahme von Blut im Rahmen einer Blutspende. Typische Punktionsorte sind dabei oberflächliche Hautvenen in der Ellenbeuge, den Unterarmen oder den Handrücken.

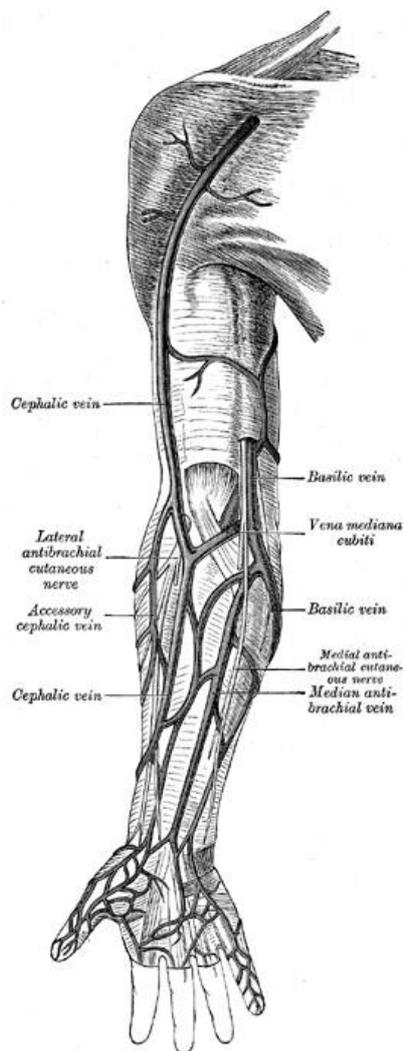


Abb. 1.1 Die oberflächlichen Venen der oberen Extremität (aus *Anatomy of the Human Body*, Gray H. 1918, public domain)

Die Größe und der Verlauf der oberflächlichen Hautvenen variieren. Neben den oberflächlichen Venennetzen am Handrücken und dem Unterarm (Rete venosum dorsale manus) gibt es in der Regel

zwei große Hautvenen, über die das Blut aus dem Unterarm abfließt. Hierzu zählt die Vena basilica, die an der ulnaren Seite des Unterarms über die Fossa cubitalis in den Sulcus bicipitalis medialis verläuft, dort die Faszie durchtritt und in die Vena brachialis einmündet. Die zweite große Hautvene des Arms ist die Vena cephalica, die über die radiale Seite des Unterarms verläuft und lateral oder auf dem Musculus biceps brachii entlangzieht, dann zwischen Musculus deltoideus und Musculus pectoralis major die Faszie durchtritt und proximal in die Vena axillaris einmündet. In der Ellenbeuge verläuft in der Regel die Vena mediana cubiti, die als weitere große Hautvene die Vena basilica und die Vena cephalica miteinander verbindet (Lippert, 2006).

Komplikationen bei der peripheren Venenpunktion sind zwar häufig, in der Regel jedoch nicht schwerwiegend. Die häufigsten Komplikationen nach Punktion zur Entnahme von Blutproben sind Hämatome, die durch einen Austritt von Blut aus dem Gefäß in das umliegende Gewebe entstehen. Ursachen hierfür sind zum Beispiel zu kleine und fragile Gefäße, die Verwendung zu großer Punktionsnadeln, Durchstechen der Rückseite der Vene oder eine Verletzung des Gefäßes durch das Sondieren mit der Nadel (Buowari, 2013). In einer Untersuchung aus dem Jahr 1992 wurde die Häufigkeit von Hämatomen nach Blutentnahmen mit 12,3% angegeben (Galena, 1992).

Die häufigste Komplikation nach Anlage eines peripheren Venenkatheters ist die Thrombophlebitis, die in der Literatur mit einer Häufigkeit von 25% bis 35% bei stationären Patienten mit peripherem venösen Zugang angegeben ist. Als Thrombophlebitis wird die Entzündung einer Vene in Begleitung einer Thrombosierung des Gefäßes bezeichnet. Symptome sind eine schmerzhafte Schwellung und Rötung im Bereich der Vene, gegebenenfalls mit einem durch die Haut tastbaren Thrombus im Gefäß. In den meisten Fällen ist eine Entfernung des Venenkatheters, eine lokale Hautdesinfektion und Kühlung als Therapie ausreichend. Es kann jedoch in schwerwiegenderen Fällen auch zur Ausbildung von Abszessen oder einer Sepsis kommen. Dies kann dann zum Beispiel eine chirurgische Maßnahme und eine verlängerte intravenöse Antibiotikatherapie notwendig machen. Risikofaktoren, die zur Entstehung einer Thrombophlebitis führen, sind unter anderem eine lange Liegedauer des Venenkatheters, Art und Größe des Katheters, schwierige Venenverhältnisse und Unerfahrenheit des Untersuchers. Eine wichtige Maßnahme zur Verhinderung des Auftretens einer Thrombophlebitis ist das sterile Arbeiten bei der Anlage des Venenkatheters. (Tagalakis, et al., 2002).

Seltene Komplikationen nach Venenpunktion sind zum Beispiel Nervenverletzungen. Sie äußern sich in Form von Taubheit oder Schmerzen in den Fingern oder Händen nach Punktion. Die Häufigkeitsangaben zum Auftreten von Nervenläsionen schwanken zwischen etwa einer von 10.000 (Ohnishi, et al., 2012) bis einer von 25.000 Punktionen (Berry & Wallis, 1977).

Die Rate der erfolgreichen Venenpunktionen steigt mit der Erfahrung und Routine der Untersucher. Häufig sind Blutabnahmen die ersten invasiven Maßnahmen, die von medizinischem Personal in Ausbildungsberufen oder angehenden Ärzten während des Studiums durchgeführt werden. Besonders in akademischen Lehrkrankenhäusern werden Venenpunktionen sehr häufig von Medizinstudenten durchgeführt.

Für Anfänger liegt das Hauptproblem oft in der korrekten Identifizierung und Lokalisation eines zur Punktion geeigneten Gefäßes. Bei noch unerfahrenen Untersuchern werden geeignete Gefäße häufig nicht erkannt oder es besteht eine Unsicherheit in der Wahl der Punktionsstelle. Fehlpunktionen, Zeitverlust, Stress und Schmerzen sind die Folge.

Es entstand daher die Idee zur Entwicklung eines Gerätes, das die Lokalisation subkutaner Gefäße erleichtert und dem Untersucher ermöglicht, eine geeignete Punktionsstelle zu bestimmen.

Die selbst gewählten Vorgaben für das zu entwickelnde Gerät wurden folgendermaßen festgelegt: Das neue Gerät sollte möglichst in eine Kitteltasche passen, einfach zu bedienen, günstig in der Entwicklung und Herstellung sein und es sollte möglichst ohne Hautkontakt mit dem Patienten funktionieren.

In ersten Selbstversuchen mit Infrarotthermometern wurde festgestellt, dass nach Abkühlung der Haut die Temperatur im Bereich einer Vene im Vergleich zur umgebenden Haut deutlich erhöht ist. Dieser Effekt sollte die Grundlage für den weiteren Entwicklungsprozess darstellen.

Dass Gefäße eine Temperaturerhöhung der über ihnen liegenden Haut erzeugen, wurde erstmals in den 1970er Jahren beschrieben. Zu dieser Zeit wurde die Idee verfolgt, mittels Thermographie, also eines bildgebenden Verfahrens zur Sichtbarmachung von Oberflächentemperaturen, Hautareale mit erhöhter Temperatur zu identifizieren, um dadurch Gewebe mit erhöhter metabolischer Aktivität, wie Tumore zu entdecken (Davison, 1972).

Es wurden verschiedene mathematische Modelle erstellt, mit denen Temperaturprofile im Bereich von Wärmequellen unter der Haut simuliert werden konnten (Vermey, 1975).

Zhen Wu et al. beschreiben 2007 anhand eines theoretischen Modells die Temperaturerhöhung an der Hautoberfläche durch eine kugelförmigen Wärmequelle. Es werden die Auswirkungen einzelner Faktoren, unter anderem Radius, Tiefe der Wärmequelle, Umgebungstemperatur und Temperatur der Wärmequelle auf maximalen Temperaturanstieg oberhalb der Wärmequelle und Temperaturverteilung im umgebenden Bereich untersucht. Es zeigt sich in diesen theoretischen

Berechnungen eine Abhängigkeit des maximalen Temperaturanstiegs von Radius und Tiefe der Wärmequelle, sowie Temperatur der Wärmequelle und Umgebungstemperatur (Wu, et al., 2007).

Der Effekt, dass periphere Venen eine Temperaturerhöhung der über ihnen liegenden Haut verursachen, ist Basis für verschiedene Erfindungen, die in diesem Bereich gemacht wurden.

Shalom et al. beschreiben in ihrem Patent US 6464646 ein Gerät, das auf der Analyse der Temperaturdifferenzen im Bereich von Venen basiert. Es funktioniert mit einem Infrarotsensor, der schrittweise über eine durch Motoren angetriebene Mechanik entlang einer Linie Temperaturprofile der Haut erstellen kann. Diese Profile werden im nächsten Schritt durch einen Prozessor ausgewertet und Temperaturmaxima auf der Haut visuell markiert (Shalom, et al., 2002).

In einem anderen Patent aus dem Jahr 2008 wird ein Gerät beschrieben, das Temperaturen an verschiedenen Punkten auf der Haut miteinander vergleicht. Überschreitet die Differenz dieser Temperaturen eine Schwelle, wird ein Signal in Form einer Markierung auf der Haut mit Farbe oder einem Lichtsignal erzeugt. Es bestehen auch Patentansprüche für ein akustisches beziehungsweise haptisches Signal (Cohen & Tumey, 2008).

Die grundlegende Idee, die zur Entwicklung eines neuen Geräts geführt hat, war die Verwendung zweier Infrarottemperatursensoren mit unterschiedlich großen Messbereichen. Dabei werden diese Sensoren so angeordnet, dass der Messbereich des einen Sensors möglichst klein ist (idealerweise punktförmig), und vom Messbereich des zweiten Sensors kreisförmig umschlossen wird (siehe Abb. 1.2).

Überschreitet die Differenz der Messwerte der beiden Sensoren einen bestimmten Schwellenwert, wird ein optisches Signal in Form eines hellen Lichtpunkts erzeugt, dessen Intensität auch von der Größe der Temperaturdifferenz abhängig ist. Dieses Funktionsprinzip ist auch im hierzu bestehenden Patent als Patentanspruch beschrieben. Das Zentrum der Messbereiche, das der Untersucher über das Bewegen des Gerätes über die Haut des Patienten einstellt, wird permanent durch zwei sich in einem definierten Abstand kreuzende Laserstrahlen angezeigt.

Indem der Untersucher darauf achtet, dass sich die Laserstrahlen in einem Punkt treffen, wird auch der Abstand vom Messgerät zur Haut und damit die Größe und Anordnung der Messbereiche konstant gehalten. Dieses Prinzip ist in einem Nebenanspruch des Patents beschrieben (Dreyer, 2013).

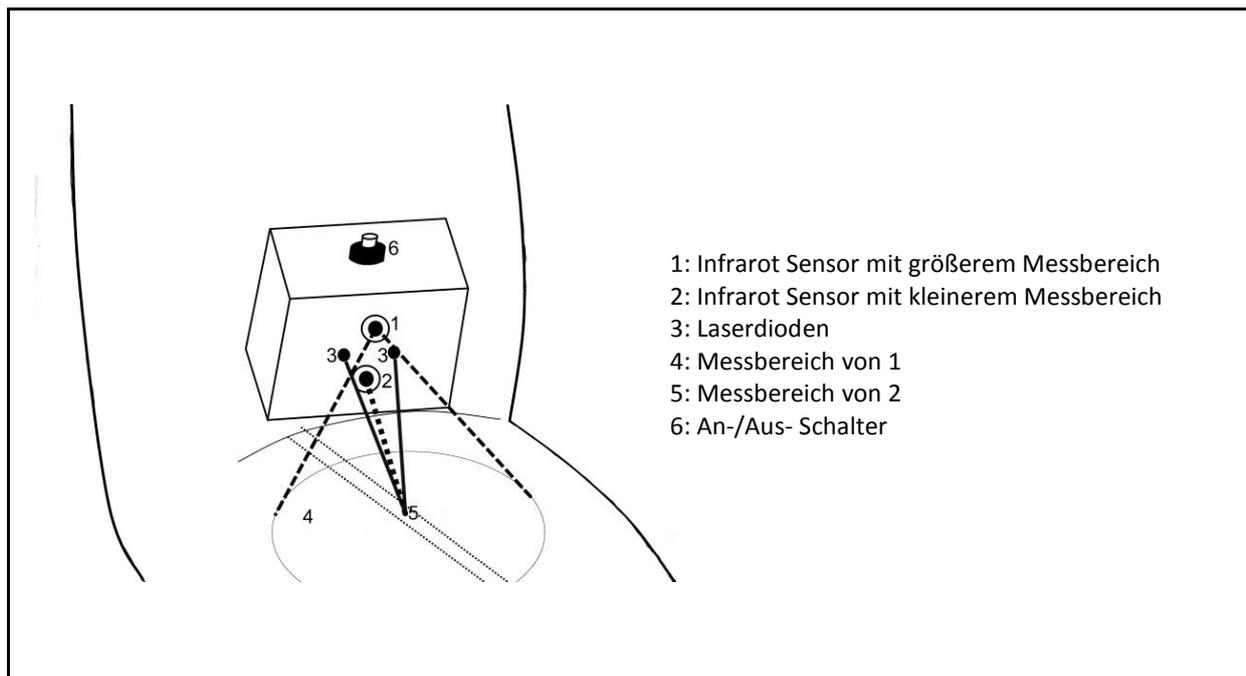


Abb. 1.2 Gerät zur Lokalisation subkutaner Venen (Dreyer, 2013)

Während der Entwicklung der ersten Prototypen wurde festgestellt, dass ein Einsprühen der Haut mit Desinfektionsspray und eine damit verbundene Abkühlung der Hautoberfläche zu einer Steigerung der gemessenen Temperaturdifferenzen und damit zu einer Verbesserung der Funktion des Geräts führen.

Eine ähnliche Beobachtung wurde 2008 von Villaseñor-Mora et al. beschrieben. In Infrarotaufnahmen der Haut von Probanden zeigte sich eine Kontrastverstärkung bei der Darstellung subkutaner Venen um über 400% nach Auftragen von Sonnencreme (Villaseñor-Mora, et al., 2008).

Inhalt dieser Dissertation ist die Beschreibung des Entwicklungsprozesses und der Funktionsweise des neuen Geräts, sowie der Nachweis und die Quantifizierung des Effekts, den die Anwendung von Desinfektionsspray auf die Temperaturverteilung auf der Haut im Bereich einer oberflächlichen Vene ausübt.

In einer Versuchsreihe mit zehn freiwilligen Probanden werden mit Hilfe des neu entwickelten Prototyps Temperaturprofile der Haut an verschiedenen Orten erstellt. Die Messungen werden jeweils vor und nach Anwendung von Desinfektionsspray durchgeführt und miteinander verglichen. Es werden außerdem Ultraschallbilder der Haut an den jeweiligen Messorten aufgezeichnet, um die Lokalisation der Gefäße zu verifizieren.

Als Nebenaspekt werden Zusammenhänge zwischen verschiedenen probandenabhängigen Faktoren und den Temperaturdifferenzen im Bereich von Venen untersucht. Diese Daten ergeben sich zum der Analyse der Ultraschalluntersuchungen der Haut der Probanden. Hierzu zählen der Gefäßdurchmesser, sowie der Abstand der Hautoberfläche zur Vene. Zum anderen werden die Probanden in Fragebögen zu ihrem Alter, dem Geschlecht, sowie zu Größe und Gewicht befragt, um auch diese Faktoren auf eine mögliche Korrelation zur Größe der Temperaturdifferenzen hin zu untersuchen.

2. Materialien und Methoden

2.1. Entwicklung des Messgeräts

Als Messgerät wurde der im Rahmen des Gesamtprojekts entwickelte Prototyp verwendet. Mit diesem ist es möglich, Temperaturmessungen mit hoher Genauigkeit und Schnelligkeit durchzuführen und via USB Schnittstelle auf den Computer zu übertragen.

Am Anfang der Entwicklung des aktuellen Prototyps stand die Zusammenstellung geeigneter Komponenten.

Zur berührungslosen Messung von Temperaturen eignen sich Thermopile-Infrarotsensoren. Mit dieser Art Sensoren ist es möglich die Temperatur eines gemessenen Objekts in ein elektrisches Spannungssignal umzuwandeln. Der anfängliche Plan die Signale zweier Thermopile-Sensoren mit unterschiedlichen Messbereichen über Komparatoren miteinander zu vergleichen und eine Laserdiode als optischen Signalgeber anzusteuern, entpuppte sich als zu fehleranfällig und instabil.

Es wurde daher die Verwendung digitaler Komponenten beschlossen.

Als digitale Infrarot Temperatursensoren wurden Bauteile des Typs MLX90614 der Firma Melexis gewählt. Diese Bauteile bestehen aus einem Thermopile-Sensor und einem integriertem Schaltkreis (IC, integrated circuit), der die gemessenen Temperaturen als digitale Signale ausgibt. Es sind MLX90614 Thermometer mit unterschiedlichen Spezifikationen verfügbar.

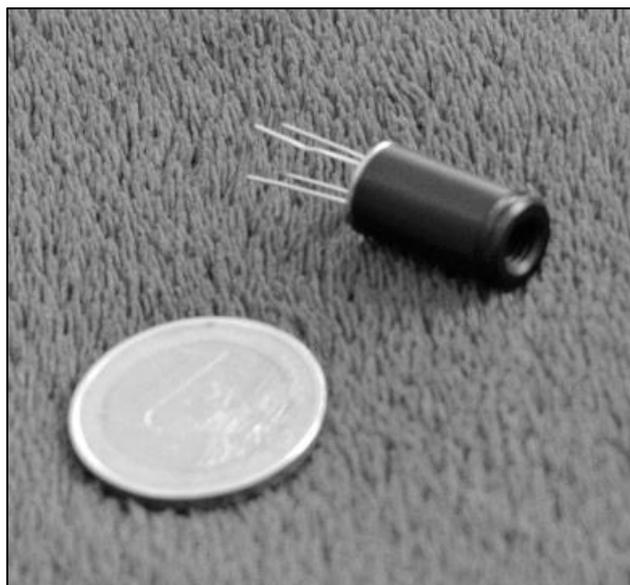


Abb. 2.1 Infrarot Thermometer MLX90614

Es lassen sich beispielsweise unterschiedliche Sichtfelder genannt Field of Views (FOVs) auswählen. Das FOV ist in diesem Fall als der Winkel abweichend von der Rotationsachse des Sensors definiert, bei dem die Empfindlichkeit des Sensors bei der Messung einer punktförmigen Wärmequelle unter 50% fällt. (Melexis, 2015). Eine schematische Darstellung der Bestimmung eines FOVs ist in

Abb. 2.2 gezeigt.

Als Sensor mit möglichst kleinem Messbereich wurde der MLX90614 Typ DCI gewählt. Dieser hat das kleinste verfügbare FOV von 5° (siehe Abb. 2.4) und eine Genauigkeit der absoluten Temperaturmessung von $\pm 0,3^\circ\text{C}$. Als Sensor mit einem größeren Messbereich wurde der MLX90614 Typ ACC gewählt. Nach Herstellerangaben besitzt dieser ein FOV von 35° (siehe Abb. 2.3) und eine Messgenauigkeit von $\pm 0,5^\circ\text{C}$. Die Messauflösung liegt nach Herstellerangaben bei $0,02^\circ\text{C}$. Es sind also auch sehr geringe Temperaturunterschiede messbar.

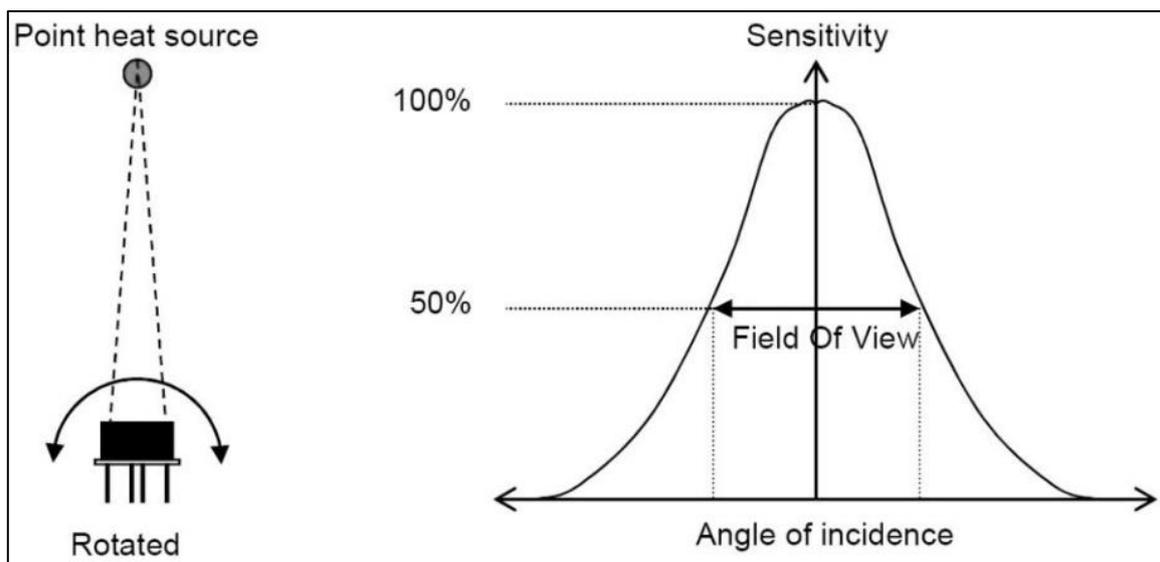


Abb. 2.2 Field of View Messung (aus datasheet: MLX90614 family, 2015, mit Erlaubnis der Firma Melexis)

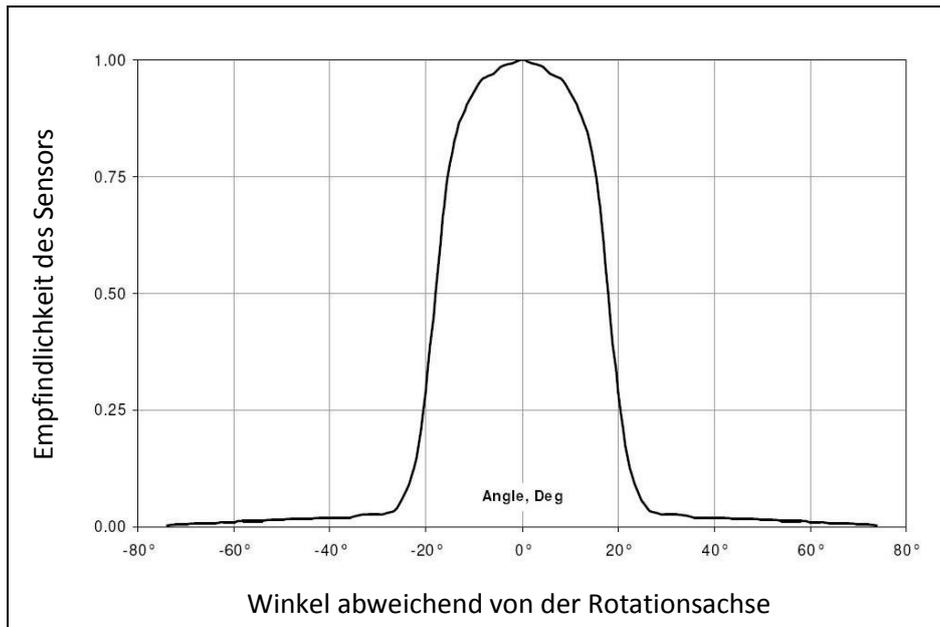


Abb. 2.3 Field of View MLX90614 Typ ACC (aus datasheet: MLX90614 family, 2015, mit Erlaubnis der Firma Melexis)

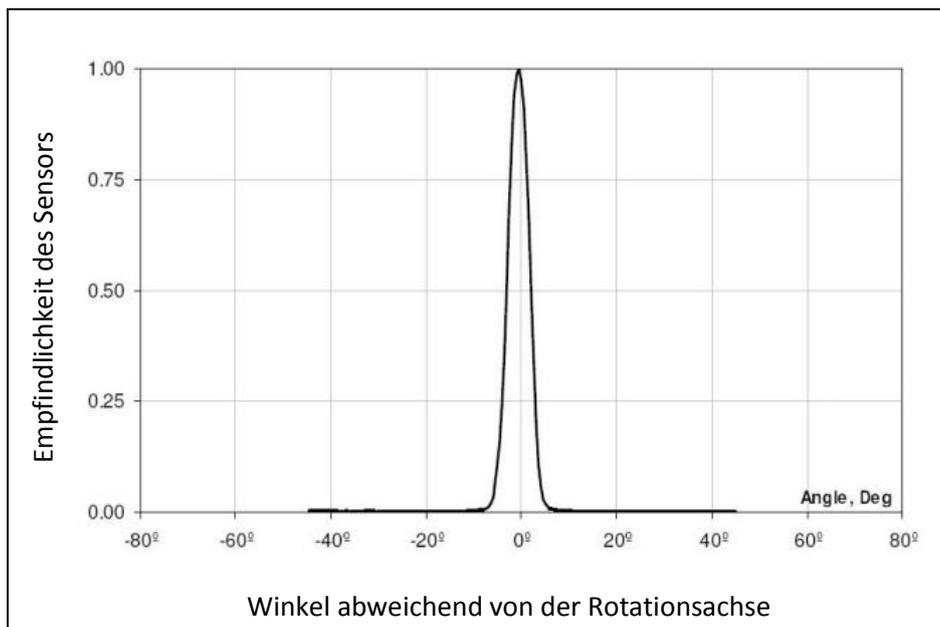


Abb. 2.4 Field of View MLX90614 Typ DCI (aus datasheet: MLX90614 family, 2015, mit Erlaubnis der Firma Melexis)

Angesteuert werden diese beiden Bauteile über ein Arduino Board, welches die Basis des aktuellen Prototyps darstellt. Arduino ist eine Open Source Physical-Computing-Plattform. Die Hardware im ersten Prototyp, das Arduino Uno Board, ist ein Entwicklerboard mit digitalen Ein- und Ausgängen, gesteuert durch einen Mikrocontroller, im Fall des Arduino Uno Boards der Mikrocontroller

ATmega328P. Die Programmierung erfolgt mit der Arduino Entwicklungsumgebung Arduino IDE (integrated development environment). Mit dieser Software lassen sich in der Programmiersprache C++ Programme schreiben und über USB auf den Mikrocontroller des Arduino Boards übertragen. Wird das Arduino Board entweder über den USB Anschluss oder an eine andere externe Stromquelle angeschlossen, zum Beispiel eine 9 V Batterie, wird das Programm ausgeführt. Das Arduino Uno Board besitzt 14 digitale Ein- und Ausgänge, sowie 6 analoge Eingänge (Banzi, 2015). Über die USB Schnittstelle können während eines laufenden Programms Daten an den Computer gesendet werden.

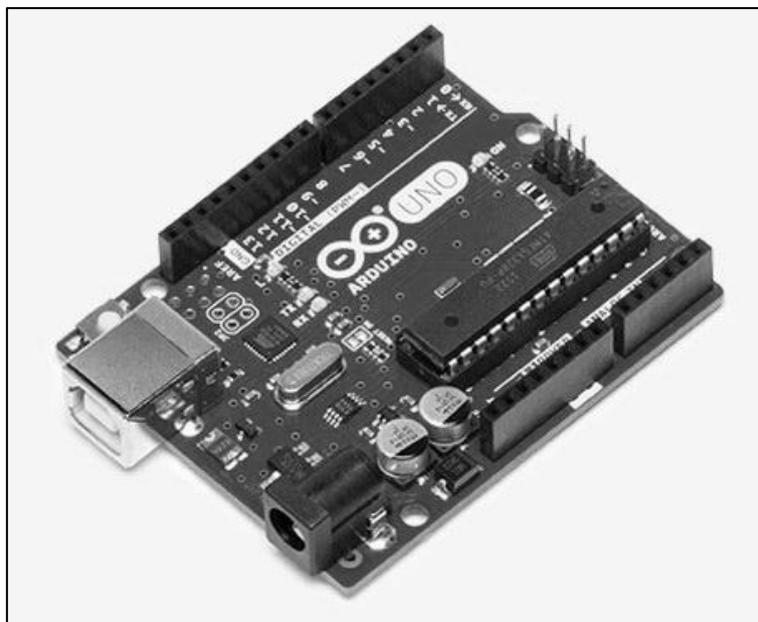


Abb. 2.5 Arduino Uno Board (Arduino, 2017, Copyright <https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/legalcode>)

Zur Erzeugung der beiden Laserstrahlen, die notwendig sind um die korrekte Position des Messgeräts einzustellen und um bei Feststellung einer Temperaturdifferenz ein Signal zu geben, wurden zwei Lasermodule der Firma Picotronic vom Typ DG650-1-5(7x14)-F35 verwendet. Hierbei handelt es sich um einen Laser der Klasse 2, der einen roten Laserstrahl mit sehr geringem Durchmesser erzeugen kann. Der Fokus des Laserstrahls liegt bei 35 mm. Ein in diesem Abstand erzeugter Lichtpunkt ist nach Herstellerangaben kleiner als 0,3 mm. (Picotronic GmbH, 2016)

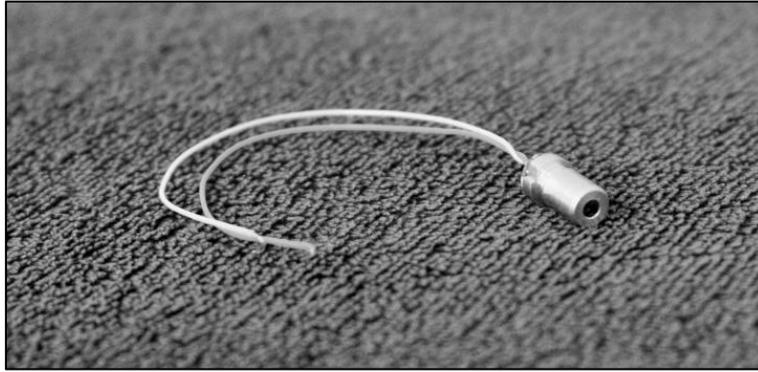


Abb. 2.6 Lasermodul DG650-1-5(7x14)-F35

Bei der Programmierung des Arduino Boards wurde sich an verschiedenen in Programmierblogs und Websites veröffentlichter Programmcodes orientiert. Die Ansteuerung eines MLX90614 Thermometers mit einem Arduino Board wurde von Peter Fleury in dem Artikel *Is it hot? Arduino + MLX90614 IR Thermometer* (Fleury, 2011) ausführlich beschrieben. Für den Code der ersten Prototypen wurde auch die hier erwähnte `i2cmaster.h` library verwendet, die ebenfalls von Peter Fleury erstellt wurde. Die `i2cmaster.h` library enthält Befehle die eine Kommunikation der Bauteile über das Datenübertragungssystem TWI (Two Wire Interface, anderer Name: I²C, inter-integrated circuit) ermöglichen. TWI ist ein Datenübertragungssystem (Datenbus), das eine digitale Datenübertragung zwischen integrierten Schaltkreisen (IC) einzelner elektronischer Bauelemente ermöglicht. Dafür müssen an den ICs Anschlüsse für jeweils eine SDA Leitung (Signal Data) und eine SCL Leitung (Signal Clock) vorhanden sein. Über die SDA Leitung werden Daten, über die SCL Leitung die Taktimpulse übertragen. Bei der Kommunikation zwischen zwei ICs über TWI ist ein IC der Master, der die Taktimpulse vorgibt und Befehle sendet, während der andere IC als Slave bezeichnet wird und Befehle empfängt, beziehungsweise Daten an den Master zurücksendet (Banzi, 2015) (Blum, 2013).

Jeder IC in einer solchen Schaltung hat eine Adresse in Form eines sieben Bit großen Adressbytes der am Anfang einer solchen Übertragungskette vom Master gesendet wird. Zur simultanen Ansteuerung von zwei MLX90614 Modulen wurde sich anhand des Artikels *Connecting Infrared Thermometer MLX90614 to Wiring* (Patarroyo, 2012) orientiert. Patarroyo beschreibt hier anschaulich, wie eine Änderung des Adressbytes eines MLX90614 Moduls durchgeführt werden kann und zeigt anhand eines Beispielcodes, wie jeweils in sekundlichem Abstand Temperaturwerte von zwei MLX90614 Modulen in einer TWI Schaltung ausgelesen werden können und in der „Serial Monitor“ Funktion der Arduino IDE Software ausgegeben werden.

Über ein Add On für Microsoft Excel, welches auf der Website der Firma Parallax kostenlos verfügbar ist (Parallax Inc., 2014), ist es möglich, dass Daten, die von einem Arduino Board an den PC gesendet werden, in eine Excel Tabelle eingefügt werden. Diese Software wurde eingesetzt um die gemessenen Temperaturwerte während der Messungen jeweils in eine Spalte einer Excel Tabelle zu übertragen. Für die im Folgenden beschriebenen Messungen wurden jeweils die Mittelwerte von 20 Messungen durch das Arduino Board berechnet und an den PC gesendet.

Die elektronische Schaltung, die in Abb. 2.7 schematisch dargestellt ist, erfolgte auf einer 84 x 54 mm großen 400 Pin Steckplatine.

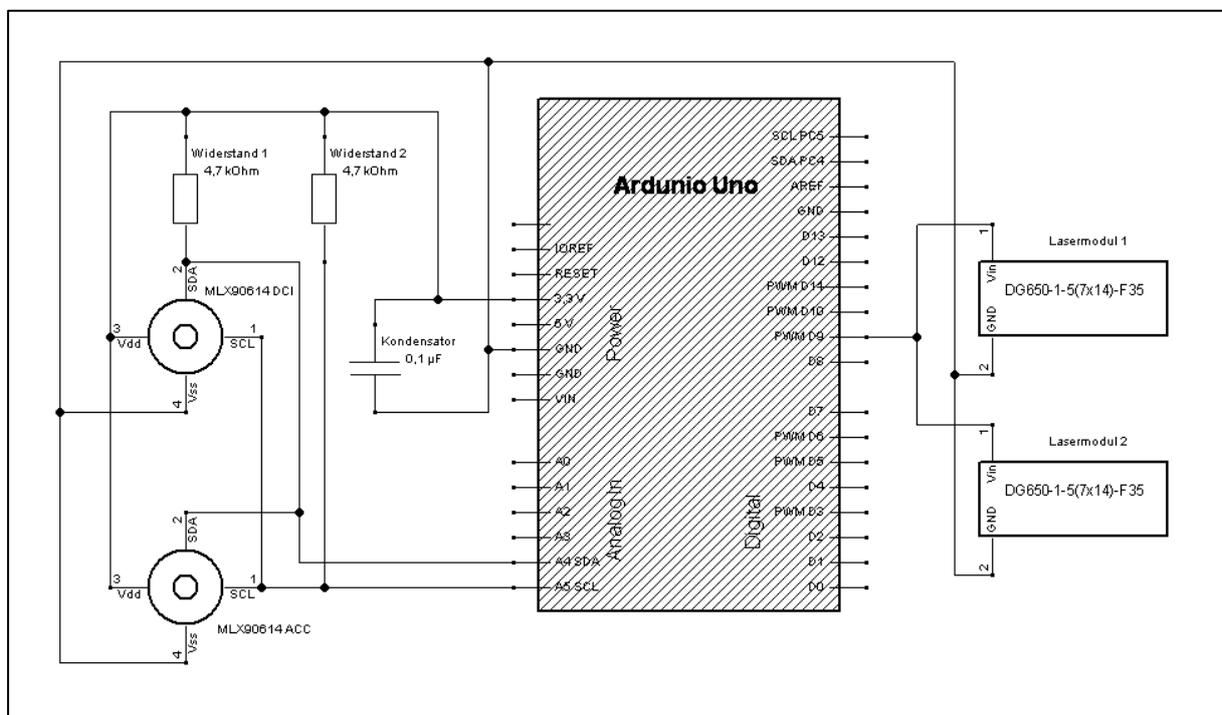


Abb. 2.7 Schaltplan des Prototyps

Die Konstruktion der Hülle des Messgeräts erfolgte schrittweise mittels CAD (Computer-aided Design). Zunächst wurde eine Halterung für Sensoren und Lasermodule konstruiert (siehe Abb. 2.8). Diese besteht aus einer quadratischen Platte, in der Einlassungen für die Sensoren und Laser vorhanden sind. Diese Einlassungen sind vom Durchmesser an die einzelnen Bauteile angepasst und liegen möglichst nah beieinander. Die Halterung ist so konstruiert, dass sich die Rotationsachsen der eingesetzten Bauteile in einem definierten Abstand in einem Punkt treffen. Die Lasermodule sind in

der Halterung links und rechts positioniert, der Sensor mit einem FOV von 5° befindet sich oben und der Sensor mit einem FOV von 35° ist unten angeordnet.

Es wurde ein 45 mm Abstand zwischen Halterung und Messbereich gewählt. In diesem Abstand deckt der Sensor mit einem FOV von 5° einen Messbereich mit einem Durchmesser von 3,9 mm ab, während der Sensor mit einem FOV von 35° in einem Bereich mit einem Durchmesser von 38,4 mm die Temperatur misst.

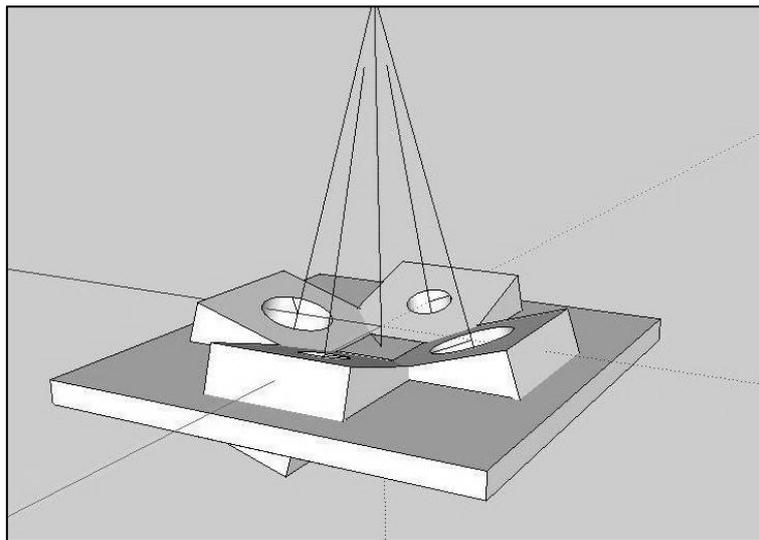


Abb. 2.8 3D Konstruktion der Halterung für Sensoren und Lasermodule

Nachdem diese Halterung im 3D Druckverfahren gefertigt und getestet wurde, bestand der nächste Schritt in einer Verkleinerung des Prototyps. Das Arduino Uno Board wurde durch ein Arduino Micro Board ersetzt. Dieses basiert auf einem ATmega32U4 Mikrocontroller und ist wesentlich kleiner als das Arduino Uno Board, sodass es sich komplett auf einer 400 Pin Steckplatine positionieren lässt. Mit seinen 20 digitalen Input/Output Pins, 12 analogen Input Pins und einem Micro USB Anschluss bietet es im Wesentlichen die gleichen Verwendungsmöglichkeiten wie das Arduino Uno Board.

Die Hülle des verkleinerten Prototyps wurde so gestaltet, dass sie sich aus zwei Teilen zusammensetzt (siehe Abb. 2.9). Der untere Teil besteht aus Grundplatte und Vorderseite des Geräts mit Halterungen für Sensoren und Lasermodule. Hier sind alle elektronischen Bauteile befestigt. Der obere Teil wird auf den unteren Teil aufgesetzt und die beiden Teile mit Schrauben an den Unterkanten verbunden. Der obere Teil hat eine Öffnung für einen An- und Ausschalter, und eine Öffnung an der Rückseite zum Anschluss eines USB Kabels an das Arduino Micro Board. In den

verkleinerten Prototypen wurde außerdem noch eine Anschlussmöglichkeit für eine 9 V Batterie integriert, um das Gerät auch ohne USB Anschluss benutzen zu können.

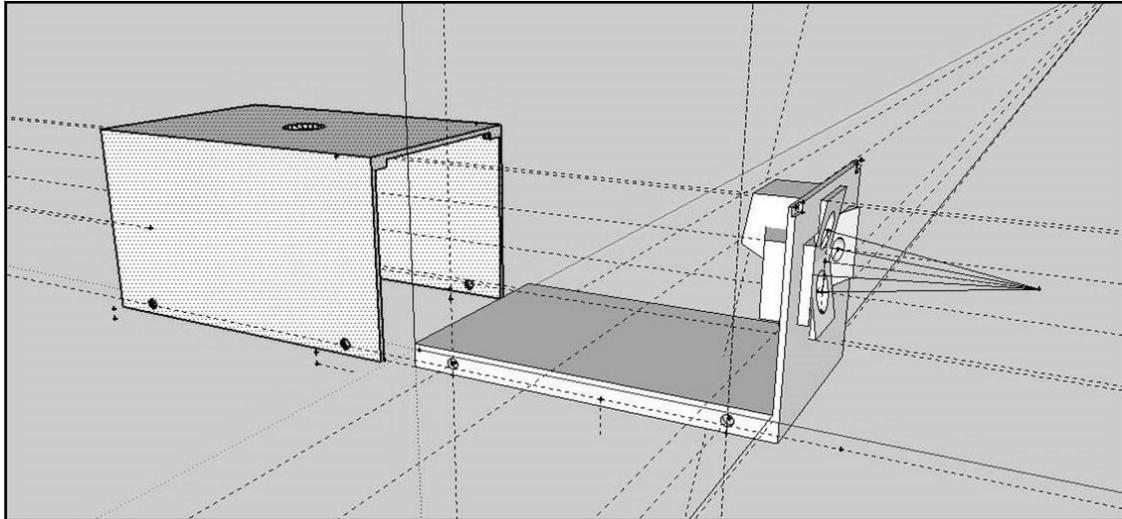


Abb. 2.9 3D Konstruktion der kompletten Hülle bestehend aus Unter- und Oberteil

Zur CAD Konstruktion der Hülle wurde die Software FreeCAD verwendet. Für den 3D Druck wurde die Firma Shapeways beauftragt. Über die Website der Firma lassen sich 3D Modelle hochladen, die man dann aus dem gewünschten Material im 3D Druckverfahren fertigen lassen kann. Für die hier beschriebenen Teile wurde das Material „Strong & Flexible Plastic“ gewählt, das aus PA 2200, einem Pulver auf Basis von Polyamid 12, besteht (EOS GmbH, 2008).

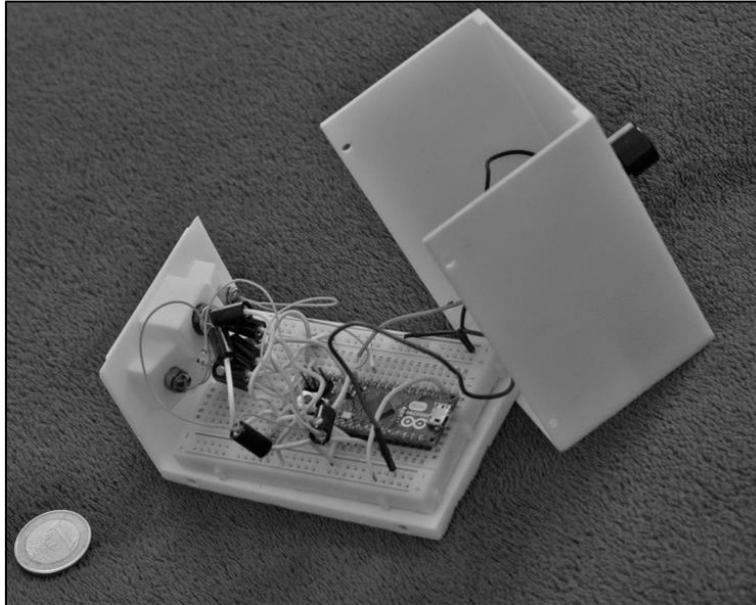


Abb. 2.10 Prototyp mit Arduino Micro Board und fertig gedruckter Halterung für Sensoren und Lasermodule

Nach Erhalt der bestellten 3D Druck Elemente konnte der Prototyp, der auch als Messgerät für die im Folgenden beschriebenen Untersuchung verwendet wurde, fertig gestellt werden (siehe Abb. 2.10, Abb. 2.11.)

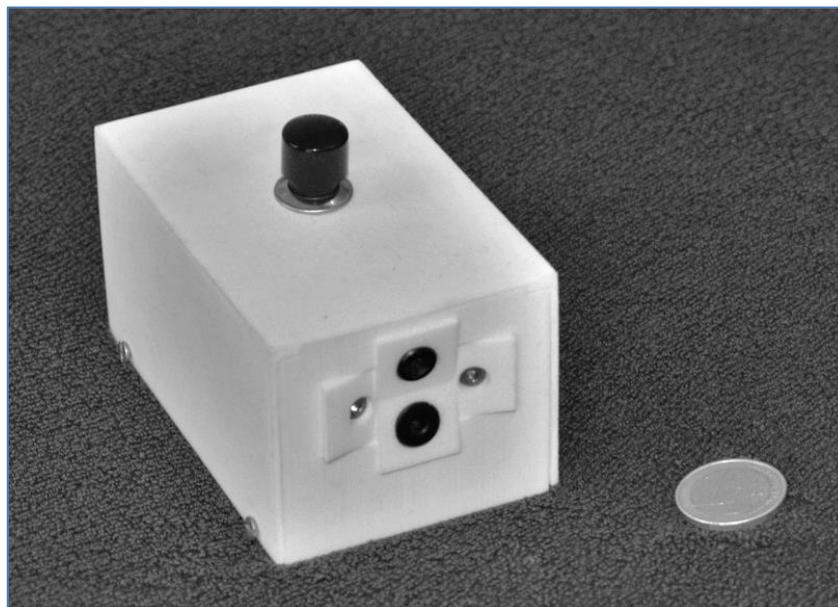


Abb. 2.11 Prototyp mit zusammengesetzter Hülle

2.2. Studiendesign

Um den Effekt, den eine Abkühlung der Haut durch Desinfektionsspray auf die Temperaturdifferenzen im Bereich peripherer Venen ausübt, nachzuweisen und zu quantifizieren, wurden an zehn freiwilligen Probanden Temperaturprofile jeweils vor und ab einer Minute nach Anwendung von Desinfektionsspray gemessen. Das Studiendesign entspricht damit einem Ein-Gruppen-Prä-Post-Design. Zusätzlich zum Nachweis des oben genannten Effekts wurden im Rahmen der Studie unterschiedliche Einflussgrößen auf die Temperaturverteilung untersucht. Hierzu zählen Body Mass Index (BMI), Alter und Geschlecht der Probanden, sowie Durchmesser und Tiefe der Vene.

Die zehn freiwilligen Probanden setzten sich zusammen aus fünf Männern und fünf Frauen, aus dem Angehörigen- und Kollegenkreis. Für die Auswahl der Probanden bestanden keine bestimmten Ein- oder Ausschlusskriterien. Der Durchführungen der Versuche ging ein zustimmendes Votum der Ethikkommission der medizinischen Fakultät der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel voraus.

2.3. Ablauf der Messungen

Jeder Proband erhielt vor Durchführung der Messungen ein Informationsblatt mit Einwilligungserklärung und einen Fragebogen zur Angabe von Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht.

Den Probanden wurde jeweils eine Nummer zugeordnet, sodass persönliche Daten im weiteren Verlauf anonymisiert werden konnten.

Es werden bei jedem Probanden acht Temperaturprofile gemessen, jeweils entlang der Innenseiten der Ellenbeugen, sowie an den radialen Seiten des distalen Unterarms und jeweils vor und eine Minute nach Anwendung von Desinfektionsspray. Insgesamt ergeben sich also 80 Temperaturprofile.

Zur Messung eines Temperaturprofils der Haut eines Probanden müssen zunächst die einzelnen Messpunkte auf der Haut markiert werden. Hierzu werden auf der Haut der Probanden entlang einer Linie von mindestens 5 cm Länge Markierungen im Abstand von 5 mm erstellt. Messpunkte sind jeweils auf einer Markierung und im Mittelpunkt zwischen zwei Markierungen. Damit erhält man für jedes Temperaturprofil mindestens 20 Messwerte pro Sensor.



Abb. 2.12 Markierung der Messpunkte

Vor jeder Messung wird ein Stauschlauch am Oberarm der Probanden angelegt. Nachdem die Messung am PC gestartet wurde, werden in Abständen von 5 Sekunden neue Messwerte in eine Excel Tabelle eingefügt. Diese Messwerte sind dabei die Mittelwerte von 20 Messungen die innerhalb einer Sekunde durch die beiden MLX90614 Thermometer durchgeführt werden. Nachdem die Werte übertragen wurden, leuchtet der Lichtpunkt für eine Sekunde, wobei die Lichtintensität die Größe der Temperaturdifferenz zwischen beiden Sensoren anzeigt. Misst der 5° FOV Sensor also eine höhere Temperatur als der 35° FOV Sensor, leuchtet der Lichtpunkt heller. In den folgenden drei Sekunden blinkt der Lichtpunkt sechsmal. In dieser Zeit stellt der Untersucher das Messgerät auf den nächsten Messpunkt ein. Und der Zyklus beginnt von vorne mit dem Messen der nächsten Temperaturwerte.

Nacheinander wird jede Markierung auf der Haut als Messpunkt eingestellt. In der Tabelle werden jedem Messpunkt auf diese Weise zwei Temperaturen zugeordnet. In der Excel Tabelle werden die Temperaturprofile gleichzeitig auch als Kurve aus Datenpunkten angezeigt.

Bei der Neueinstellung eines Messpunkts ist es wichtig, dass sich die Laserstrahlen in einem Punkt treffen, weil in dem Fall der definierte Abstand von Messgerät zu Haut genau 45 mm beträgt. Außerdem muss das Gerät im 90° Winkel zur Hautoberfläche gehalten werden, damit die Messbereiche symmetrisch um den anvisierten Punkt liegen.

Nachdem ein Temperaturprofil gemessen wurde, erfolgt die Anwendung des Desinfektionssprays. Im Rahmen der Studie wird die KODAN Tinktur forte farblos in 250 ml Behälter mit Pumpspray

Mechanismus verwendet. Das Einsprühen erfolgt dabei in einem Abstand von mindestens 20 cm. Die Haut im Bereich der Messungen muss vollständig mit Desinfektionsspray benetzt sein. Nach dem Einsprühen wird mindestens 60 Sekunden gewartet, bevor mit den neuen Messungen begonnen wird.

Nachdem ein Temperaturprofil vor und eins nach Desinfektion der Haut erstellt wurde, folgt die Ultraschalluntersuchung des Messgebiets. Für jeden Messort wird ein 2D Ultraschallbild gespeichert und im Anschluss der Durchmesser und die Tiefe der Vene am PC ausgemessen. Für die Messung der Gefäßdurchmesser wird nur der vertikale Gefäßdurchmesser betrachtet, da der horizontale Gefäßdurchmesser im Ultraschallbild als zu groß gemessen wird, wenn das Gefäß nicht im 90° Winkel die Schallebene durchläuft.

Die Messungen wurden in geschlossenen Räumen, unter Raumlicht durchgeführt. Die Raumtemperatur während der Messungen betrug zwischen 24°C und 26°C. Die Ultraschalluntersuchungen erfolgten mit dem Gerät Vivid E9 der Firma General Electric und dem linearen Gefäßschallkopf Typ 9L-D. Messungen am PC wurden mit der GE EchoPAC Software vorgenommen.

2.4. Verarbeitung der Messdaten

In den während der Messungen erstellten Tabellen sind jedem Messpunkt auf der Haut ein Temperaturwert des 5° FOV Sensors und ein Temperaturwert des 35° FOV Sensors zugeordnet. Zusätzlich wird die Differenz dieser beiden Temperaturwerte eingetragen. Sowohl die absoluten Temperaturwerte als auch die Differenzwerte werden graphisch als Kurven aus Datenpunkten dargestellt. In der graphischen Darstellung der Differenzen zeigt sich im Bereich einer Vene ein Anstieg in der Kurve (Peak). Die in den Kurven gefundenen Peaks werden mit dem Ultraschallbild verglichen. Stimmt die im Ultraschall festgestellte Lokalisation der Vene mit dem in der Kurve identifizierten Peak überein, wird zur weiteren Analyse angenommen, dass sich der Mittelpunkt einer Vene im Temperaturprofil auf dem Scheitelpunkt eines Peaks, also im Bereich zwischen den beiden höchsten Werten eines Peaks befindet. Es werden zusätzlich die zehn angrenzenden Werte betrachtet. Insgesamt werden also zwölf Messpunkte im Bereich eines Peaks, das heißt jeweils ein Abschnitt eines Temperaturprofils von 30 mm, genauer analysiert. Sie werden mit Messpunkt 1 bis Messpunkt 12 bezeichnet. Der Mittelpunkt der Vene liegt im Bereich zwischen Messpunkt 5 und Messpunkt 6. Die äußeren beiden Messpunkte (1 und 12) liegen etwa 15 mm vom Mittelpunkt der Vene entfernt.

Im Folgenden werden nur die Messwerte des 5° FOV Sensors betrachtet. Sie geben die Temperatur jeweils im Umkreis von 3,9 mm um die 2,5 mm voneinander entfernt liegenden Messpunkte an. Als Temperatur der Haut direkt über der Vene, wird der Mittelwert der beiden Temperaturen an Messpunkt 5 und Messpunkt 6 errechnet (T_{Vene}). Als Temperatur der umgebenden Haut werden die Mittelwerte der Temperaturen an den äußeren Messpunkten 1 und 12 errechnet ($T_{lateral}$). Als Maß für die Temperaturdifferenz (T_{diff}) zwischen der Haut über der Vene und der umgebenden Haut wird die Differenz der beiden zuvor errechneten Werte T_{Vene} und $T_{lateral}$ berechnet ($T_{diff} = T_{Vene} - T_{lateral}$).

2.5. Statistische Auswertung

Für jedes der 40 Temperaturprofile werden die Werte T_{Vene} , $T_{lateral}$ und T_{diff} berechnet. Zur Beantwortung der Frage, ob eine Desinfektion der Haut die Temperaturdifferenzen erhöht, wird als statistisches Verfahren der einseitige gepaarte T-Test angewendet. Die Nullhypothese lautet in diesem Fall: „Die Desinfektion der Haut verursacht keine Änderung der Temperaturdifferenzen.“ Die Alternativhypothese lautet: „Die Desinfektion der Haut verursacht eine Vergrößerung der Temperaturdifferenzen.“ Als Signifikanzniveau α wird 0,05 gewählt.

Neben der Frage nach dem Einfluss von Desinfektionsspray wird auch der Einfluss anderer Einflussfaktoren auf die Temperaturdifferenz untersucht. In den Ultraschallbildern vom Bereich der Messungen werden die Durchmesser und Abstände der Venen von der Hautoberfläche ausgemessen. In den Fragebogen der Proben wurden Alter, Größe und Gewicht angegeben. Es wird untersucht, ob eine Korrelation zwischen diesen Faktoren und der Größe der Temperaturdifferenzen (nach Desinfektion) besteht. Hierzu werden Korrelationsanalysen nach Spearman durchgeführt.

Außerdem werden im Zweistichproben-t-Test die Temperaturdifferenzen (nach Desinfektion) zwischen Männern und Frauen verglichen.

Für die statistischen Berechnungen und graphischen Darstellungen wurden die Software EZR und Microsoft Excel 2010 verwendet.

3. Ergebnisse

3.1. Charakteristik des Probandenkollektivs

Es wurden insgesamt fünf Männer und fünf Frauen untersucht. Die Charakteristik des Probandenkollektivs ist in Tab. 3.1 zusammengefasst. Die Probanden waren zwischen 25 und 54 Jahre alt. Das Durchschnittsalter lag bei 40,3 Jahren. Die Körpergröße lag zwischen 165 cm und 190 cm und im Durchschnitt bei 176 cm. Das Körpergewicht lag zwischen 57 kg und 110 kg und im Durchschnitt bei 82,7 kg. Der Body Mass Index (BMI) lag zwischen 19,72 kg/m² und 31,8 kg/m² und im Durchschnitt bei 26,43 kg/m².

	Mittelwert	Minimum	Maximum	n
Alter [a]	40,3	25	54	10
Größe [cm]	176	164	190	10
Gewicht [kg]	82,7	57	110	10
BMI [kg/m²]	26,4	19,7	31,8	10

Tab. 3.1 Charakteristik des Probandenkollektivs

3.2. Beispiel einer Messung

Exemplarisch dargestellt wird in Abb. 3.1 das Temperaturprofil in der linken Ellenbeuge eines Probanden einmal vor und einmal nach Anwendung von Desinfektionsspray. Die Messpunkte sind dabei von 0 bis 25 nummeriert und befinden sich im Abstand von 2,5 mm auf einer Linie in der Ellenbeuge des Probanden. Mit × sind die Messwerte des 5° FOV Sensors und mit • die Messwerte des 35° FOV Sensors eingetragen.

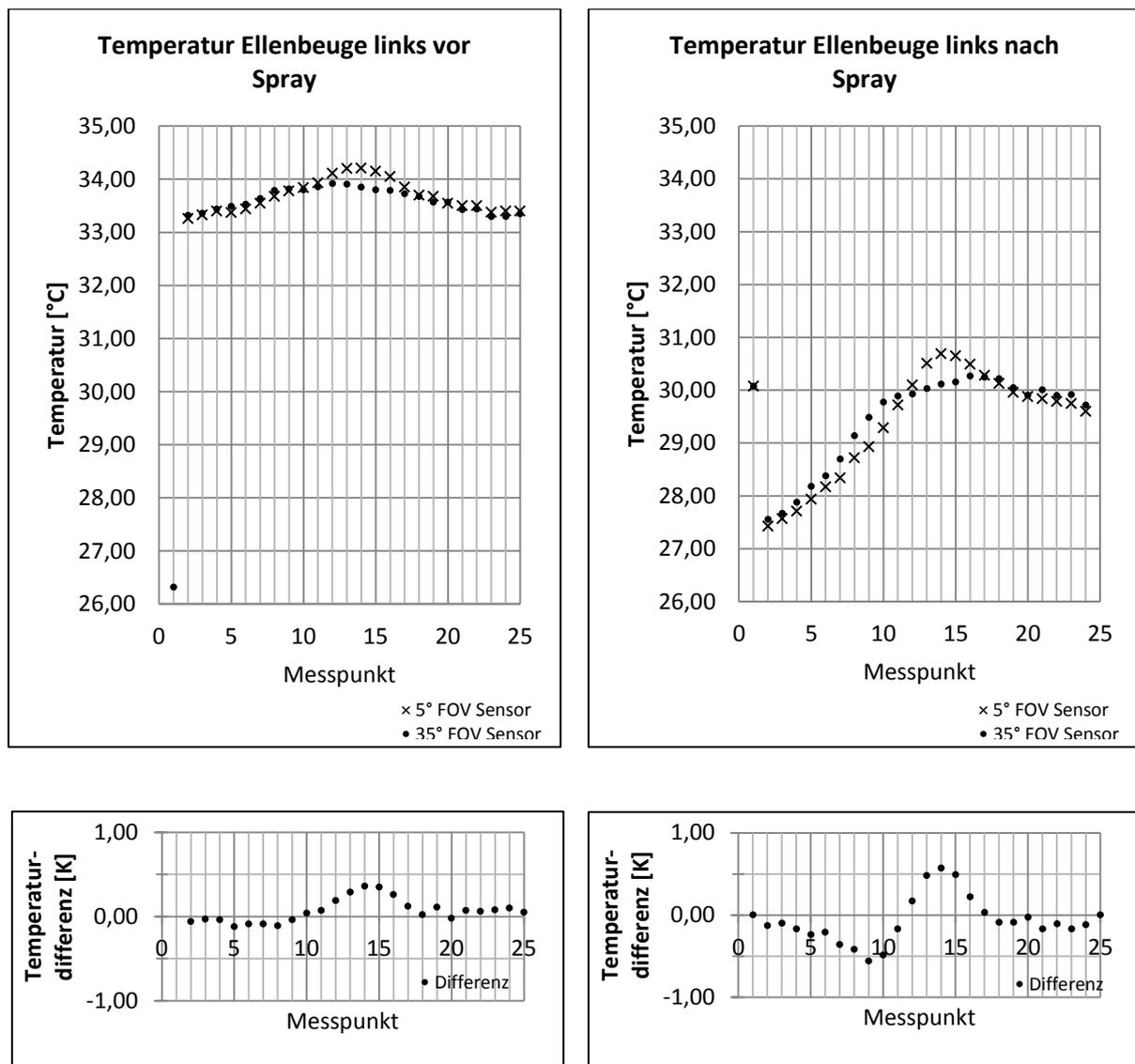


Abb. 3.1 Beispiel einer Messung in der Ellenbeuge eines Probanden vor (links) und nach (rechts) Anwendung von Desinfektionsspray

In den unteren Kurven ist jeweils die Differenz zwischen den beiden Messwerten aufgetragen. Die maximale Differenz beträgt in dieser Messung vor Desinfektion 0,36 K an Messpunkt 14. In der

Messung nach Desinfektion beträgt die maximale Differenz am selben Messpunkt 0,57 K. Die zweithöchste Differenz besteht an Messpunkt 15 mit 0,49 K. Es ist davon auszugehen, dass sich der Mittelpunkt der Vene im Bereich zwischen Messpunkt 14 und Messpunkt 15 befindet. Im Ultraschallbild dieses Bereichs zeigt sich eine Vene mit einem Durchmesser von 6,5 mm. Der Abstand zur Hautoberfläche beträgt 2,1 mm.



Abb. 3.2 Ultraschallaufnahme der linken Ellenbeuge des Probanden

3.3. Verarbeitung von Messdaten anhand eines Beispiels

Für die weitere Auswertung werden die absoluten Temperaturwerte betrachtet, die durch den Sensor mit 5° FOV an den jeweiligen Messpunkten gemessen wurden. Der Mittelpunkt der Vene wurde zwischen den Messpunkten 14 und 15 identifiziert. Der Bereich von 30 mm um die Vene erstreckt sich über die 12 angrenzenden Messpunkte. In Abb. 3.1 entspricht dies den Messpunkten 9 bis 20. Diese Messpunkte werden von 1 bis 12 neu nummeriert, sodass das Maximum in diesem Fall beim neuen Messpunkt 6 liegt. In Abb. 3.3 ist die alte Nummerierung in Klammern angegeben.

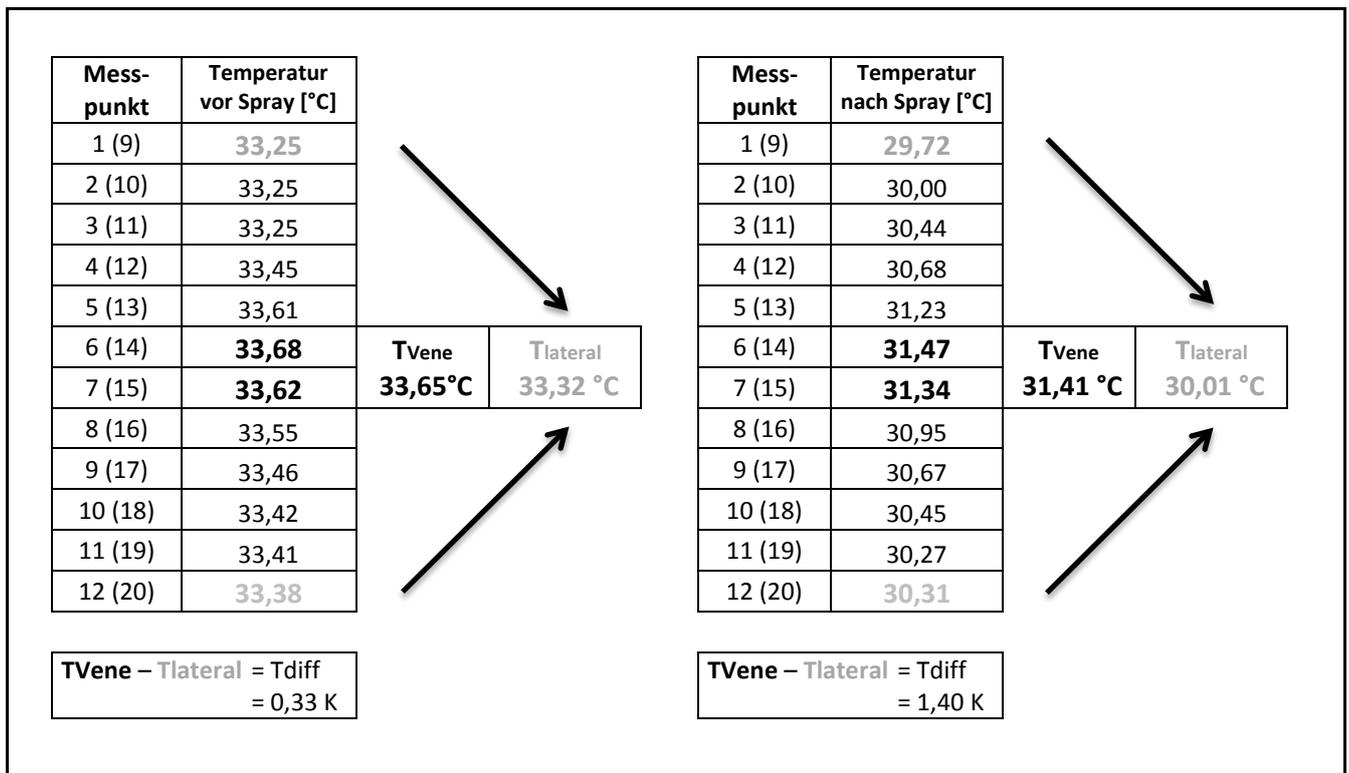


Abb. 3.3 Auswahl der Messwerte aus Abb. 3.1 im Bereich von 2,4 cm um die Vene, Berechnung der Werte T_{Vene} und $T_{lateral}$

Als Temperatur der Haut über der Vene (T_{Vene}) wird der Mittelwert der Temperaturen an den Messpunkten 6 und 7 berechnet. In diesem Fall ergibt sich für $T_{Vene} = 33,65 \text{ °C}$ vor Desinfektion und $31,41 \text{ °C}$ nach Desinfektion. Für die Mittelwerte der Temperaturen an den Messpunkten 1 und 12 ($T_{lateral}$) ergibt sich vor Desinfektion $33,32 \text{ °C}$ und nach Desinfektion $30,01 \text{ °C}$. Als Differenz zwischen der Temperatur über der Vene und der Temperatur neben der Vene ergibt sich für $T_{diff} = 0,33 \text{ K}$ vor Desinfektion und $1,40 \text{ K}$ nach Desinfektion.

3.4. Ergebnisse der statistischen Auswertung

Insgesamt wurden 80 Temperaturprofile gemessen. Dabei wurden an jedem der vier Messorte (Unterarm links/rechts, Ellenbeuge links/rechts) jeweils ein Temperaturprofil vor und ein Temperaturprofil nach Anwendung von Desinfektionsspray erstellt. In 37 der 40 Temperaturprofile nach Desinfektion konnte ein Peak in der Kurve der Temperaturdifferenzen identifiziert werden, der im Ultraschallbild einer Vene zugeordnet werden konnte. Diese 37 Temperaturprofile wurden zusammen mit den jeweiligen Temperaturprofilen vor Desinfektion statistisch ausgewertet. Insgesamt wurden in die statistische Auswertung 888 Temperaturwerte (T) aus 74 Temperaturprofile mit jeweils 12 Messunkten eingeschlossen. In Abb. 3.4 sind alle 888 Messwerte (T) des 5° FOV Sensors in einer Boxplotanalyse zusammengefasst (Whisker Range 10. – 90. Perzentile).

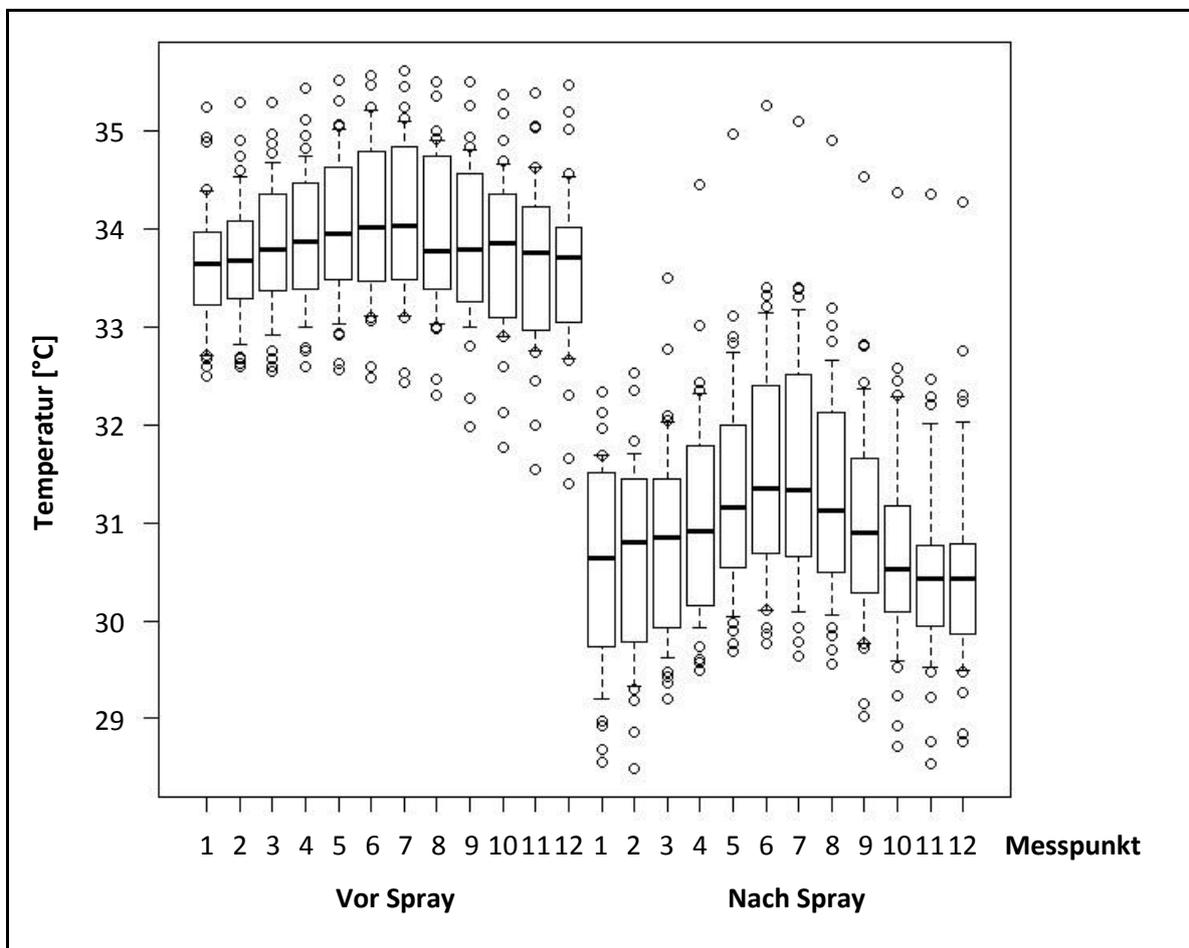


Abb. 3.4 Zusammenfassende Darstellung aller in die statistische Auswertung eingegangener Messungen

Es wurden Mittelwerte und Standardabweichungen für die Parameter T, T_{Vene}, T_{lateral} und T_{diff} jeweils vor und nach Desinfektion berechnet. Für die jeweiligen Parameter sind in Tab. 3.2 jeweils Mittelwert, Minimum und Standardabweichung angegeben. Die Durchschnittstemperatur vor Desinfektion der Haut lag bei 33,83 °C und nach Desinfektion bei 30,97 °C. Vor Anwendung von Desinfektionsspray lag Temperatur der Haut über der Vene (T_{Vene}) im Mittel bei 34,07 °C, die Temperatur der Haut 1,5 cm neben der Vene (T_{lateral}) bei 33,62 °C. Nach Anwendung von Desinfektionsspray lag die Temperatur der Haut über der Vene im Mittel bei 31,58 °C und die Temperatur der Haut neben der Vene bei 30,54 °C.

	Mittelwert	Minimum	Maximum	Standardabweichung	n
T (vor Spray)	33,83	31,40	35,62	0,79	444
T (nach Spray)	30,97	28,49	35,27	1,16	444
T_{Vene} (vor Spray)	34,07	32,46	35,60	0,82	37
T_{lateral} (vor Spray)	33,62	32,08	35,36	0,74	37
T_{diff} (vor Spray)	<u>0,46</u>	<u>-0,07</u>	<u>1,41</u>	<u>0,33</u>	<u>37</u>
T_{Vene} (nach Spray)	31,58	29,70	35,19	1,23	37
T_{lateral} (nach Spray)	30,54	29,03	32,90	0,95	37
T_{diff} (nach Spray)	<u>1,03</u>	<u>0,03</u>	<u>2,47</u>	<u>0,59</u>	<u>37</u>

Tab. 3.2 Unterschiede der einzelnen Variablen vor und nach Anwendung von Desinfektionsspray

Die Temperaturdifferenz (T_{diff}) zwischen der Haut über der Vene (T_{Vene}) und der Haut 1,5 cm neben der Vene (T_{lateral}) lag vor Desinfektion der Haut im Mittel bei 0,46 K und nach Desinfektion im Mittel bei 1,03 K. Es ergibt sich ein Anstieg von T_{diff} um 0,58 K.

In Tab. 3.5 sind die Werte für T_{diff} vor und nach Desinfektionsspray als Balkendiagramm dargestellt. Die Fehlerbalken beinhalten jeweils eine Standardabweichung.

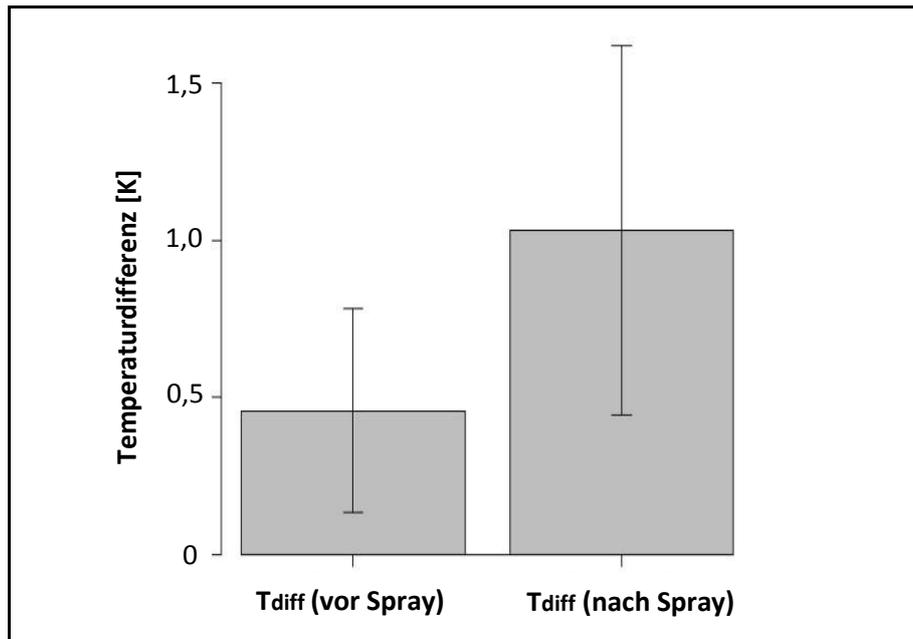


Abb. 3.5 Unterschiede der Temperaturdifferenzen vor und nach Anwendung von Desinfektionsspray

Im einseitig gepaarten T-Test (siehe Tab. 3.3) ergab sich eine mittlere Differenz von 0,58 K zwischen Tdiff (nach Spray) und Tdiff (vor Spray) bei einem p-Wert von 4,35e-07.

Variable 1	Variable 2	n	Mittlere Differenz	t	df	p
Tdiff (nach Spray)	Tdiff (vor Spray)	37	<u>0,58 K</u>	5,93	36	<u>4.351e-07</u>

Tab. 3.3 Ergebnis des gepaarten T-Tests für die Temperaturdifferenzen vor und nach Anwendung von Desinfektionsspray

Variable 1	Variable 2	n	Spearman's Rangkorrelationskoeffizient	p-Wert
Tdiff (nach Spray)	Gefäßdurchmesser	37	-0,118	0,486
Tdiff (nach Spray)	Abstand Haut-Vene	37	<u>-0,475</u>	<u>0,00296</u>
Tdiff (nach Spray)	BMI	37	-0,195	0,247
Tdiff (nach Spray)	Alter	37	0,3	0,0711

Tab. 3.4 Ergebnisse der Rangkorrelationsanalyse nach Spearman

In der Korrelationsanalyse nach Spearman (Rangkorrelation) zwischen T_{diff} (nach Spray) und den jeweiligen Variablen, ergaben sich für die Variable Alter ein positiver Korrelationskoeffizient von 0,3 und für die Variablen Gefäßdurchmesser, Abstand Haut-Vene und BMI negative Korrelationskoeffizienten (siehe Tab. 3.4). Die einzige signifikante Korrelation konnte dabei zwischen T_{diff} (nach Spray) und dem Abstand Haut-Vene ermittelt werden ($p = 0,00296$).

Im Geschlechtervergleich mittels 2 Proben T-Test ist T_{diff} (nach Spray) bei den weiblichen Probanden im Mittel 0,15 K größer als bei den männlichen Probanden ($p = 0,451$) (siehe Tab. 3.5). In Abb. 3.6 ist der Vergleich der Temperaturdifferenzen zwischen den Geschlechtern als Balkendiagramm graphisch dargestellt.

	Mittelwert	Standardabweichung	n
T_{diff} Männer nach Spray	0,96	0,46	19
T_{diff} Frauen nach Spray	1,11	0,71	18
	t = -0.76	df = 35	p = 0.45

Tab. 3.5 Ergebnis des 2 Proben T-Tests auf Unterschiede der Temperaturdifferenzen zwischen Männern und Frauen

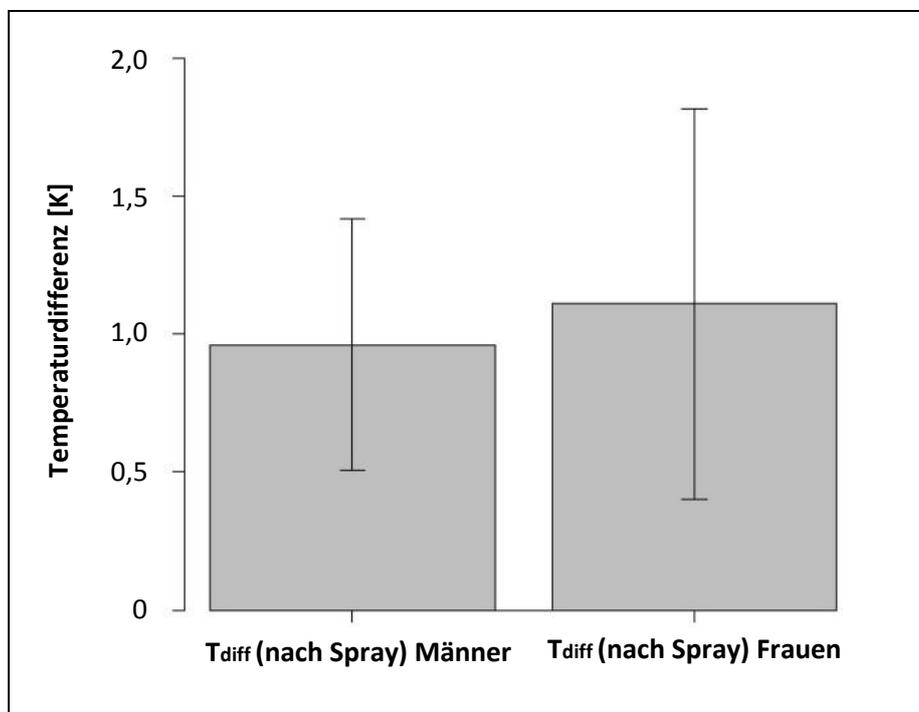


Abb. 3.6 Unterschiede der Temperaturdifferenzen nach Anwendung von Desinfektionsspray zwischen Männern und Frauen

4. Diskussion

4.1. Prinzipieller Funktionsnachweis

Wie anhand der Beispielmessung in Abb. 3.1 gezeigt wurde, ist das neu entwickelte Gerät mit der speziellen Anordnung der Sensoren und Laser prinzipiell dazu geeignet, subkutane Venen zu lokalisieren. Befindet sich die Vene im Messbereich des 5° FOV Sensors (z.B.: Abb. 3.1, Messpunkt 14), ist die durch diesen Sensor gemessene Temperatur größer als die Temperatur des 35° FOV Sensors. Durch den 35° FOV Sensor wird die im Vergleich kühlere Haut in der Umgebung der Vene mit erfasst. Überschreitet die Differenz der durch die beiden Sensoren gemessenen Temperaturwerte eine Schwelle, die während der Messungen im Rahmen dieser Studie auf 0,3 K festgelegt wurde, leuchtet der durch die beiden Lasermodule erzeugte Lichtpunkt heller. Befindet sich die Vene außerhalb des Messbereichs des 5° FOV Sensors aber innerhalb des 35° FOV Sensors (z.B.: Abb. 3.1, Messpunkt 9), liegt die durch den 35° FOV Sensor gemessene Temperatur über der durch den 5° FOV Sensor gemessenen Temperatur. Die Vene befindet sich noch im größeren aber nicht mehr im kleineren Messbereich. Die Differenz zwischen den beiden gemessenen Temperaturwerten wird negativ, die Intensität des Lichtpunkts bleibt gering.

4.2. Vergleich mit dem bisherigen Stand der Technik

Es sind in der Vergangenheit verschiedene Geräte und Verfahren zur Venendetektion entwickelt worden, die ebenfalls die Temperaturunterschiede auf der Hautoberfläche im Bereich subkutaner Venen detektieren.

Das erste im Patent US 3998210 A von E.R. Nosari beschriebene Verfahren basiert auf einer Folie, die durch Flüssigkristalle im Temperaturbereich zwischen 30°C und 33°C ihre Farbe ändert. Eine solche Folie kann vor der Venenpunktion auf die Haut des Patienten gelegt werden. Die Temperaturerhöhung der Haut im Bereich einer Vene wird dadurch farblich sichtbar gemacht (Nosari, 1976).

1997 meldete Peter O'Connell das Patent US 5678555 A an. Es beschreibt ein Gerät, welches Bilder einer Infrarotkamera auf Temperaturmaxima analysiert und dem Untersucher entweder über einen Bildschirm darstellt oder alternativ Markierungen auf der Haut erstellt (O'Connell, 1997).

Ein weiteres Gerät wird im Patent US 6464646 B1 beschrieben. Das von Shalom, Moshe et al. entwickelte Gerät misst entlang einer Linie auf der Haut Temperaturprofile mit Hilfe eines Infrarotsensors, wobei die Messpunkte über eine elektrische Mechanik eingestellt werden. Ein

Prozessor wertet diese Temperaturprofile anschließend aus und identifiziert Temperaturmaxima. Diese werden anschließend auf der Haut markiert (Shalom, et al., 2002).

Das im Jahr 2008 von Cohen und Tumej beschriebene Gerät vergleicht ebenfalls Temperaturen an verschiedenen Punkten auf der Haut miteinander. Unter anderem wird im Patent die simultane Temperaturmessung durch einen oder mehr Temperatursensoren beschrieben, deren Messungen auch miteinander verglichen werden. Überschreitet die durch einen Sensor gemessene Temperatur eine Schwelle wird ein Signal ausgegeben, entweder als visuelles Signal als Markierung auf der Haut mit Farbe oder Licht, oder als akustisches oder haptisches Signal (Cohen & Tumej, 2008).

Im Vergleich mit den bisher veröffentlichten Vorrichtungen oder Verfahren bietet das im Rahmen dieses Projekt neue entwickelte Gerät verschiedene Vorteile. Zum einen ist kein Hautkontakt notwendig, wie zum Beispiel bei der Folie mit Flüssigkristallen. Es wird keine Infrarotkamera verwendet, sondern lediglich zwei Infrarotthermometer. Dadurch ist das Gerät kleiner und in der Entwicklung und Produktion einfacher und günstiger. Da der Untersucher den Messbereich des Geräts einstellt, kann auf eine komplizierte Mechanik und bewegliche Bauteile verzichtet werden.

Der Vorteil der speziellen Anordnung mit zwei Temperatursensoren mit unterschiedlich großen Messbereichen ist, dass die Messung der Referenztemperatur des größeren Messbereichs immer simultan mit der Temperatur des kleinen Messbereichs verglichen wird. Die Festlegung einer absoluten Temperaturschwelle, ab der ein Signal ausgegeben wird, ist daher nicht nötig. Nur die Differenz zwischen beiden Messungen ist entscheidend. Wie an der Kurve der Temperaturdifferenzen in Abb. 3.1 zu erkennen ist, wird die Nulllinie nur im engen Bereich um die Vene überschritten. Die Festlegung eines absoluten Temperaturwerts als Schwelle, ab der ein Signal ausgegeben wird, ist wesentlich schwieriger, da eine geringe Temperaturerhöhung der Haut auch in angrenzenden Bereichen stattfindet.

Die Tatsache, dass in den Messungen auch häufig absolute Temperaturunterschiede zwischen der Außen- und Innenseite eines Arms zu sehen waren, wie zum Beispiel in der Messung nach Desinfektionsspray in Abb. 3.1, spricht ebenfalls dafür, dass es sinnvoller ist Temperaturdifferenzen zu vergleichen, als absolute Temperaturschwellen zu verwenden.

Es wurden in der Vergangenheit auch Geräte zur Venendetektion entwickelt, die nicht auf der Grundlage von Temperaturdifferenzen, sondern auf Basis unterschiedlicher Infrarotlichtabsorption von Blut und Gewebe basieren. Zu nennen sind hier die veröffentlichten Patente von Pennypacker et al. (Pennypacker, et al., 1989), sowie Esparza et al. (Esparza, et al., 1997). Momentan am erfolgreichsten auf dem Gebiet der Venendetektionsgeräte ist die Firma AccuVein die mit dem

AV400 Vein Viewing System ein Produkt anbietet, welches ebenfalls auf diesem Funktionsprinzip basiert. Es wird die Haut mit Infrarotlicht beleuchtet. Gleichzeitig wird mit einer Infrarotkamera ein Bild der Haut aufgenommen. Dieses Bild wird verarbeitet und es wird dem Untersucher in Echtzeit der Verlauf der oberflächlichen Gefäße auf die Haut projiziert. Das AV 400 System bietet eine große Genauigkeit und Anwenderfreundlichkeit. Obwohl bisherige kontrollierte randomisierte Studien keinen Vorteil für Geschwindigkeit und Erfolgsrate bei Einsatz des AV 400 Systems zeigen konnten (Aulagnier, et al., 2014), erscheint der Einsatz in einigen Situationen sinnvoll. Im klinischen Alltag sind derartige Systeme jedoch bisher noch nicht weit verbreitet, vermutlich auch auf Grund der hohen Anschaffungskosten.

4.3. Diskussion der Methodik

Der Effekt auf die Differenzen der Messwerte der unterschiedlichen Sensoren ist nur exemplarisch dargestellt. Die errechneten Differenzen sind abhängig von der Anordnung und Spezifikation der Sensoren und damit für allgemeine Aussagen weniger gut geeignet. Für die statistischen Analysen wurden daher nur Werte aus Temperaturprofilen des 5° FOV Sensors verwendet. Diese Temperaturprofile bestehen aus Einzelmessungen von 3,9 mm großen Messbereichen, die im Abstand von 2,5 mm durchgeführt wurden. Die Identifikation eines Peaks in einem Messprofil war meist problemlos auch aus den Werten des 5° FOV Sensors allein möglich. Dadurch dass die Differenzen zwischen den Werten des 5° FOV Sensors und des 35° FOV Sensors zur Verfügung standen, ließ sich in einigen Fällen die Position einer Vene innerhalb eines Messprofils eindeutiger aus den Kurven der Differenzmessungen bestimmen (siehe Abb. 4.1).

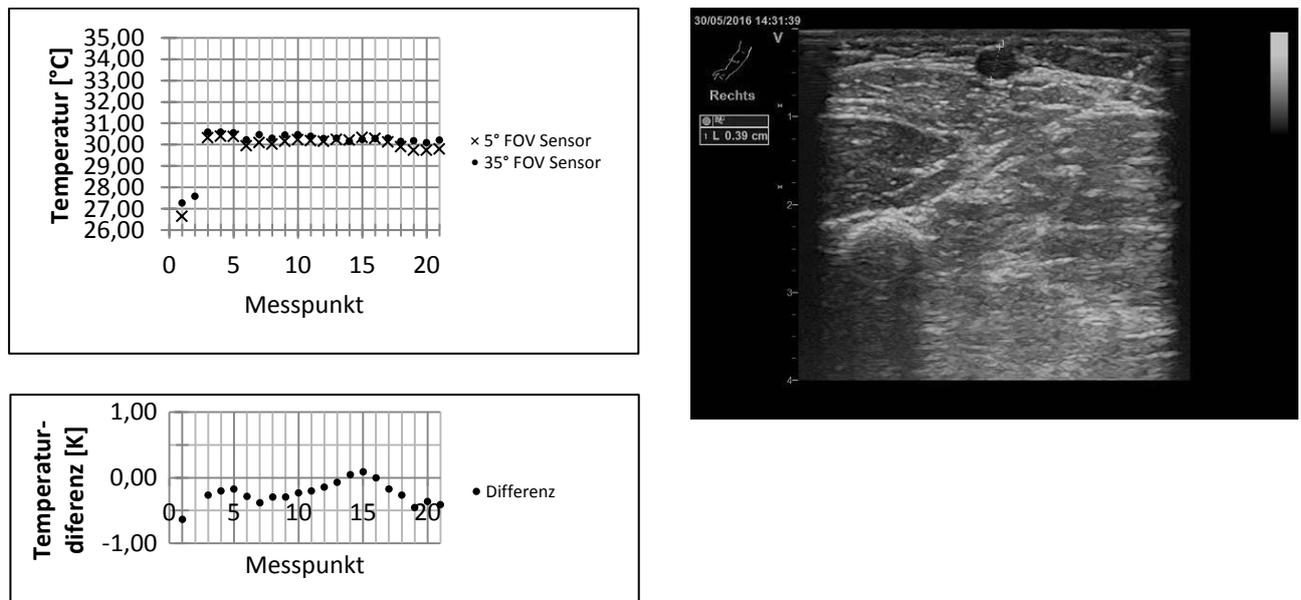


Abb. 4.1 Beispiel der Messung am rechten Unterarm mit Ultraschallaufnahme des Messbereichs

Es konnten durch dieses Vorgehen die Temperaturprofile von 37 von insgesamt 40 Messorten in die statistische Auswertung eingeschlossen werden. Es wurden aus den 74 Temperaturprofilen jeweils die angrenzenden 12 Messwerte in der Umgebung eines Peaks für die weiteren Analysen herangezogen. Die äußeren Messwerte in dieser Auswahl lagen damit ca. 1,5 cm vom Peak entfernt und damit in deutlichem Abstand zur identifizierten Vene. Bei der Auswertung der Temperaturprofile wurde versucht mit der standardisierten Auswahl der 12 Messwerte für die weiteren statistischen Berechnungen, das Vorgehen möglichst objektiv und reproduzierbar zu machen.

4.4. Diskussion der Ergebnisse

In Abb. 3.4 sind alle Messungen des 5° FOV Sensors im Bereich von 30 mm um die jeweilige Vene zusammengefasst. Im linken Teil des Diagramms sind dabei alle Messungen vor und im rechten Teil alle Messungen nach Anwendung von Desinfektionsspray dargestellt. Es lässt sich zum einen erkennen, dass die gemessenen Temperaturen in der Messung nach Desinfektion insgesamt niedriger sind, und zum anderen, dass auch der Kurvenanstieg über den Venen im Vergleich deutlicher wird.

Um diesen in Abb. 3.4 sichtbaren Unterschied zu quantifizieren, wurden jeweils die Mittelwerte der beiden mittleren Messpunkte und die Mittelwerte der beiden äußeren Messpunkte der 30 mm umfassenden Ausschnitte der Temperaturprofile miteinander verglichen. Dieses standardisierte Vorgehen führte dazu, dass nicht immer das Minimum und das Maximum innerhalb eines Temperaturprofils in die Berechnung einfließen.

Die Ergebnisse der statistischen Berechnungen sind in Tab. 3.2 und Tab. 3.3 aufgeführt. Es zeigt sich im gepaarten T-Test ein signifikanter Anstieg der Temperaturdifferenzen nach Anwendung von Desinfektionsspray um durchschnittlich 0,58 K. Damit konnte die wesentliche Fragestellung beantwortet werden, ob die Anwendung von Desinfektionsspray einen Effekt auf die Temperaturverteilung im Bereich peripherer Vene verursacht.

Dieses Ergebnis geht im Einklang mit den Untersuchungen von Villaseñor-Mora et al. (Villaseñor-Mora, et al., 2008) bei denen der Einfluss der Applikation von Sonnencreme auf die Kontrastverstärkung in Infrarotbildern der Haut untersucht wurde. Es zeigte sich eine Minute nach Auftragen der Sonnencreme eine Kontrastverstärkung im Bereich subkutaner Venen um über 400%.

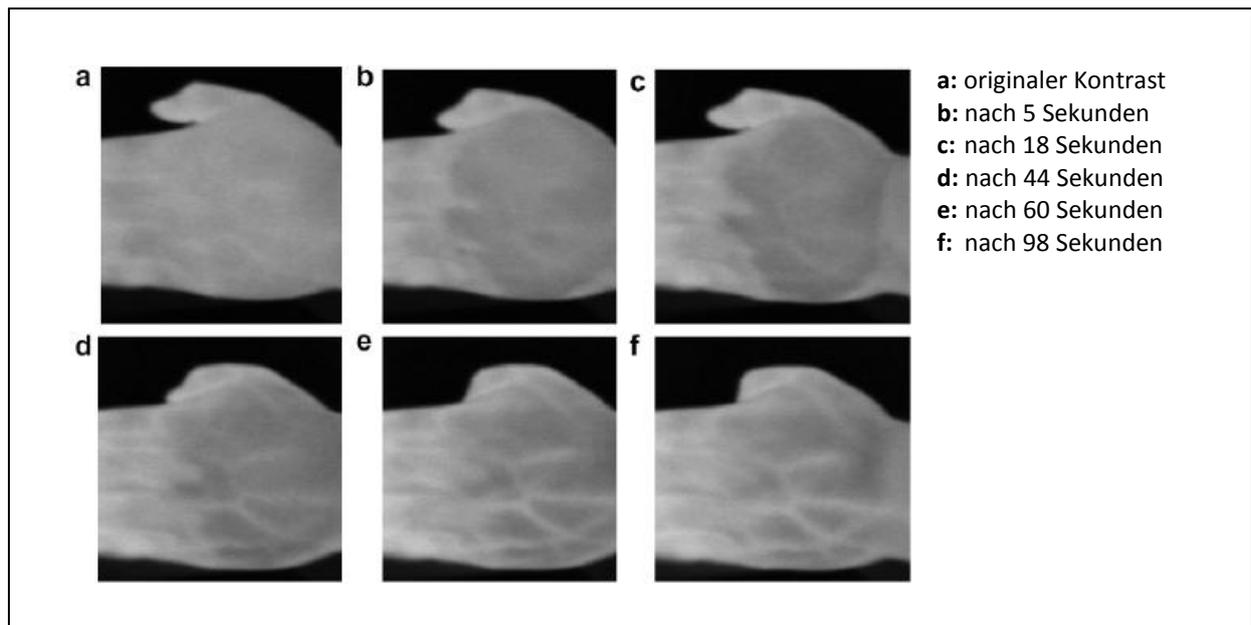


Abb. 4.2 Kontrastverstärkung in der Infrarotaufnahme nach Auftragen von Sonnencreme (aus Villaseñor-Mora, et al., 2008, mit Erlaubnis des Elsevier Verlags)

Dieser Effekt wird mit einer Temperaturverringerung der Haut durch das Aufbringen der Sonnencreme erklärt. Villaseñor-Mora et al. Beschreiben einen Temperaturabfall um etwa 2 K nach Aufbringen von Sonnencreme. In unseren Messungen wurde nach Anwendung von Desinfektionsspray eine durchschnittliche Temperaturreduktion um 2,86 K festgestellt. Als zusätzlicher Erklärungsansatz wird eine Vergrößerung des Wärmewiderstands durch die zusätzliche Schicht zwischen Hautoberfläche und Luft angeführt. Die Kontrastverstärkung entwickelt sich innerhalb der ersten Minute nach Auftragen der Sonnencreme bis zu ihrem Maximum und ist auch nach 11 Minuten noch deutlich messbar. In unserem Versuchsprotokoll wurde nach eigenen Beobachtungen in Vorversuchen der Beginn der Temperaturmessungen auf eine Minute nach Desinfektion der Haut festgelegt.

In dem Artikel *A basic step toward understanding skin surface temperature distributions caused by internal heat sources* beschreiben Wu et al. mit Hilfe eines theoretischen Modells wie es zu Temperaturdifferenzen auf der Haut durch im Gewebe befindlichen Wärmequellen kommt. Es wird dabei von einem 20 cm hohen Zylinder mit einem Radius von 15 cm ausgegangen. Der Zylinder besitzt dabei die physikalischen Eigenschaften von menschlichem Gewebe, das von einer Fettschicht und einer Hautoberfläche bedeckt ist. Im Inneren des Zylinders befindet sich eine kugelförmige Wärmequelle. Es wurden die Temperaturverteilungen auf der Oberfläche des Zylinders in Abhängigkeit von verschiedenen Variablen simuliert. Demnach führt eine Vergrößerung des Radius der Wärmequelle zu einem Anstieg der Temperaturdifferenzen, ein größerer Abstand zur

Hautoberfläche zu einer Reduktion der Temperaturdifferenzen und zu einem breiteren Temperaturverteilungsmuster. Eine dickere Fettschicht führt zu einer Reduktion der Temperaturdifferenzen (Wu, et al., 2007). Eine größere Wärmeleitfähigkeit des Gewebes führt zu größeren Temperaturdifferenzen und einem breiteren Temperaturverteilungsmuster. Die von Wu et al. durchgeführten Simulationen beziehen sich zwar auf eine kugelförmige Wärmequelle, lassen sich aber prinzipiell auch auf ein subkutanes Gefäß als Wärmequelle im Gewebe übertragen.

Aus diesem Grund sollte im Rahmen unserer Studie als Nebenaspekt auch geprüft werden, ob sich eine Korrelation zwischen verschiedenen Variablen, wie der Durchmesser einer Vene und der Abstand zur Hautoberfläche und der Größe der gemessenen Temperaturdifferenzen zeigen lässt. Außerdem wurde auf eine Korrelation jeweils zwischen Body Mass Index, Alter und Geschlecht der Probanden getestet, da diese Parameter möglicherweise im Zusammenhang mit der Dicke der subkutanen Fettschicht und der Wärmeleitfähigkeit des Gewebes stehen. Auf Grund der vielen Einflussfaktoren, die auf die Temperaturverteilung auf der Haut einwirken, und für die einzelnen Faktoren nicht bekannt ist, ob sich ein Zusammenhang mit einer linearen, exponentiellen, oder Potenzfunktion beschreiben lässt, wurden für die Variablen Durchmesser der Vene, Abstand Hautoberfläche zu Vene, BMI und Alter jeweils Rangkorrelationsanalysen nach Spearman durchgeführt. Ein möglicher Zusammenhang zwischen dem Geschlecht der Probanden und den Temperaturdifferenzen wurde mittels eines 2 Proben T Tests untersucht.

Die Ergebnisse sind in Tab. 3.4 und Tab. 3.5 zusammengefasst. Der einzige signifikante Zusammenhang ließ sich dabei zwischen dem Abstand Hautoberfläche zu Vene feststellen. Die Vermutung, dass eine Vergrößerung des Abstands eine Reduktion der gemessenen Temperaturdifferenzen verursacht, konnte damit untermauert werden. Es ist zwar auch von einem Zusammenhang zwischen Venendurchmesser und Höhe der Temperaturdifferenzen auszugehen, dies ließ sich jedoch mit der gewählten Methode und Anzahl der Messungen nicht zeigen.

4.5. Probleme

Probleme bei der Anwendung des Prototyps entstehen vor allem, wenn die Messbereiche nicht die gewünschten Hautareale abdecken. Dies geschieht zum Beispiel dadurch, dass das Gerät nicht senkrecht zur Hautoberfläche gehalten wird. Dadurch kann der größere Messbereich zum Beispiel am Arm vorbeiziehen und damit falsche Messungen verursachen. In dem für die Datenerhebung verwendeten Prototyp lag der Durchmesser des größeren Messbereichs bei korrekter Ausrichtung 38,4 mm. Vor allem an den Unterarmen schlanker Patienten kann es leicht passieren, dass der größere Messbereich zum Teil am Arm vorbeischießt. Für weitere Konstruktionen sollte daher ein geringerer Durchmesser des größeren Messbereichs gewählt werden. Dies ist entweder über Verringerung des Abstands der Sensoren zur Haut, oder einen Sensor mit kleinerem FOV möglich.

Einen Sonderfall stellen Venen dar, in deren direkter Nachbarschaft eine weitere Vene verläuft. In sieben der 40 Ultraschallbilder zeigen sich zwei Venen im Bereich des Messgebiets. In der Auswahl der Peaks für die statistische Auswertung wurde in den Temperaturprofilen in diesen Fällen immer der höchste Peak ausgewählt (siehe Abb. 4.3).

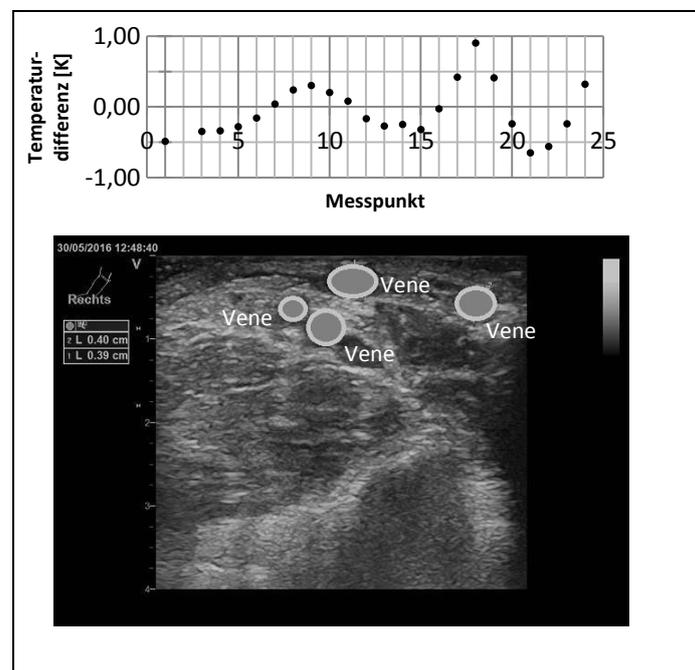


Abb. 4.3 Beispiel einer Messung mit mehreren Venen, im Vergleich: die Temperaturdifferenz zwischen den Sensoren und das dazugehörige Ultraschallbild mit Markierung der Venen

In weiteren drei Ultraschallbildern lagen die Venen so dicht beieinander, dass nur ein Peak in den Kurven gesehen werden konnte. In der statistischen Auswertung wurden diese Fälle als einzelne Venen betrachtet und die Ultraschallmessungen an einer der Venen durchgeführt.

4.6. Schlussfolgerung

Mit dem aktuellen Prototypen, der auch als Messgerät für diese Studie verwendet wurde, ist es gelungen ein neues Gerät zur entwickeln, das Venen auf Grund der Temperaturunterschiede auf der Hautoberfläche lokalisieren kann. Die spezielle Anordnung von Sensoren und Lasern bietet einige Vorteile gegenüber den in der Vergangenheit veröffentlichten Entwicklungen. In der Kombination mit dem nachgewiesenen Effekt der Verstärkung der Temperaturdifferenz auf der Haut durch vorheriges Anwenden von Desinfektionsspray, erscheint auch ein sinnvoller Einsatz im klinischen Alltag möglich. Dazu wird mit den Erkenntnissen dieser Arbeit an der nächsten verkleinerten Version des Geräts gearbeitet.



Abb. 4.4 neueste Version des Prototyps

5. Zusammenfassung

Periphere Venenpunktionen können besonders für weniger geübte Untersucher eine große Herausforderung darstellen. Subkutane Venen erzeugen eine Temperaturerhöhung der Haut über ihnen. Es wurde ein neues Gerät entwickelt, das Venen durch Messung des Temperaturgradienten direkt anzeigen kann. Führt der Untersucher das Gerät in einem definierten Abstand über die Haut des Patienten, wird die Position der Vene durch das Aufleuchten eines Lichtpunkts auf der Haut angezeigt, der durch zwei Lasermodule erzeugt wird.

Das Gerät vergleicht dabei kontinuierlich die Messungen zweier Infrarottemperatursensoren miteinander. Der eine Sensor besitzt einen möglichst kleinen, idealerweise punktförmigen Messbereich. Der andere Sensor besitzt einen größeren Messbereich, der den kleineren Messbereich kreisförmig umschließt. Die beiden Sensoren sind zusammen mit den beiden Lasermodulen so angeordnet, dass sich die Rotationsachsen der Bauteile in einem definierten Abstand in einem Punkt treffen.

Überschreitet die Temperatur des kleinen Messbereichs, die des größeren Messbereichs wird die Intensität der Laserstrahlen gesteigert.

In Selbstversuchen wurde festgestellt, dass sich die Temperaturdifferenzen und damit die Effektivität des Geräts steigern lassen, indem vor der Untersuchung die Haut mit Desinfektionsspray eingesprüht wird. Dieser Effekt sollte in einer experimentellen Studie nachgewiesen und quantifiziert werden.

Es wurden bei zehn freiwilligen Probanden Temperaturprofile der Haut in den Ellenbeugen und den Radialseiten der Unterarme jeweils vor und eine Minute nach Anwendung von Desinfektionsspray erstellt. Die Temperaturprofile wurden mit Ultraschallbildern der Haut verglichen. Die Temperaturprofile im Bereich von 3 cm um die identifizierten Venen wurden statistisch ausgewertet. Die Differenzen zwischen den Temperaturen an Messpunkten direkt oberhalb einer Vene und den Temperaturen in 1,5 cm Abstand zur Vene wurden errechnet. Es wurden die Unterschiede zwischen den Temperaturdifferenzen vor und nach Anwendung von Desinfektionsspray auf statistische Signifikanz getestet. Außerdem wurden Korrelationsanalysen zwischen verschiedenen Faktoren und den gemessenen Temperaturdifferenzen durchgeführt. Zu diesen Faktoren zählt der Durchmesser der Vene, Abstand zwischen Vene und Hautoberfläche, sowie Alter, Body-Mass-Index und Geschlecht der Probanden.

An 37 von 40 Messorten konnte ein Anstieg der Temperaturdifferenzen in den Messungen einer Vene im Ultraschallbild zugeordnet werden.

In den Temperaturprofilen um die identifizierten Venen zeigte sich vor der Anwendung von Desinfektionsspray eine mittlere Temperaturdifferenz von 0,46 K zwischen den Messpunkten über der Vene und Messpunkten in 1,5 cm Abstand zur Vene. Nach Anwendung von Desinfektionsspray zeigte sich an denselben Messpunkten eine mittlere Temperaturdifferenz von 1,03 K. Das bedeutet einen durchschnittlichen Anstieg der Temperaturdifferenzen um 0,47 K ($p < 0,001$).

In den Korrelationsanalysen nach Spearman zeigte sich eine signifikante negative Korrelation zwischen dem Abstand der Vene zur Hautoberfläche und der Temperaturdifferenz nach Anwendung von Desinfektionsspray ($r = -0,475$; $p = 0,00296$). Bei der Analyse der anderen Faktoren Durchmesser der Vene, Alter der Probanden, Body-Mass-Index und Geschlecht der Probanden konnte kein signifikanter Einfluss auf die Temperaturdifferenzen nachgewiesen werden. Dies ist vermutlich auf die große Anzahl der Einflussfaktoren zurückzuführen, die eine Differenzierung erschweren. Besonders der Durchmesser der Vene sollte theoretisch einen Einfluss auf die Temperaturdifferenzen besitzen.

Insgesamt konnte gezeigt werden, dass mit dem entwickelten Prototyp eine Detektion von subkutanen Venen möglich ist. Die Anwendung von Desinfektionsspray eine Minute vor Durchführung der Untersuchung erhöht die messbaren Temperaturdifferenzen in den Temperaturprofilen. Dies führt zu einer besseren Detektierbarkeit von Venen.

Das Ziel ist es mit einer Weiterentwicklung des Geräts im klinischen Einsatz eine größere Sicherheit bei Venenpunktionen zu erreichen.

6. Literaturverzeichnis

1. Arduino, 2017. *Arduino UNO & Genuino UNO*. [Online]
Available at: <https://www.arduino.cc/en/Main/arduinoBoardUno>
[Zugriff am 25. April 2017; Copyright: <https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/legalcode>].
2. Aulagnier, J. et al., 2014. Efficacy of AccuVein to Facilitate Peripheral Intravenous Placement in Adults Presenting to an Emergency Department: A Randomized Clinical Trial. *Academic Emergency Medicine*, Band 21, pp. 858-863.
3. Banzi, M., 2015. *Arduino für Einsteiger*. 3. Hrsg. Sebastopol, Kalifornien: O'Reilly.
4. Berry, P. & Wallis, W., 1977. Venepuncture nerve injuries. *The Lancet*, Issue 309, pp. 1236-1237.
5. Blum, J., 2013. *Exploring Arduino: Tools and Techniques for Engineering Wizardry*. Indianapolis: John Wiley & Sons.
6. Buowari, O. Y., 2013. Complications of venepuncture. *Advances in Bioscience and Biotechnology*, Band 4, pp. 126-128.
7. Cohen, R. F. & Tumej, D. M. T., 2008. *Systems and methods for locating a blood vessel*. s.l. Patentnr. WO2008143741 A1.
8. Davison, M., 1972. Skin temperature distributions over veins and tumours. *Physics in Medicine and Biology*, Band 17, p. 309.
9. Dreyer, J., 2013. *Vorrichtung zur berührungslosen Lokalisierung warmer Bereiche auf einer Fläche*. s.l. Patentnr. DE102011121020 B3.
10. EOS GmbH, 2008. *Material data sheet PA 2200*. [Online]
Available at: https://www.shapeways.com/rrstatic/material_docs/mds-strongflex.pdf
[Zugriff am 25. April 2017].
11. Esparza, J. E., Bahuguna, R. D. & Williams, G. T., 1997. *Infrared aided method and apparatus for venous examination*. s.l. Patentnr. US5608210 A.
12. Fleury, P., 2011. *Is it hot? Arduino + MLX90614 IR Thermometer*. [Online]
Available at: <http://bildr.org/2011/02/mlx90614-arduino/>
[Zugriff am 25. April 2017; Copyright: <https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/>].
13. Galena, H. J., 1992. Complications occurring from diagnostic venipuncture. *The Journal of family practice*, Band 34, pp. 582-584.
14. Lippert, H., 2006. *Lehrbuch Anatomie*. 7. Auflage Hrsg. München: Elsevier GmbH.
15. Melexis, 2015. *Datasheet: MLX90614 family*. [Online]
Available at: <https://www.melexis.com/-/media/files/documents/datasheets/mlx90614->

datasheet-melexis.pdf
[Zugriff am 25. April 2017].

16. Nosari, E. R., 1976. *Method of locating vein*. s.l. Patentnr. US3998210 A.
17. O'Connell, P., 1997. *Method of locating and marking veins*. s.l. Patentnr. US5678555 A.
18. Ohnishi, H., Watanabe, M. & Watanabe, T., 2012. Butterfly Needles Reduce the Incidence of Nerve Injury During Phlebotomy. *Archives of Pathology & Laboratory Medicine*, Issue 136, p. 352.
19. Parallax Inc., 2014. *PLX-DAQ*. [Online]
Available at: <https://www.parallax.com/sites/default/files/downloads/PLX-DAQ.zip>
[Zugriff am 25. April 2017].
20. Patarroyo, J., 2012. *Connecting Infrared Thermometer MLX90614 to Wiring*. [Online]
Available at:
http://wiki.wiring.co/wiki/Connecting_Infrared_Thermometer_MLX90614_to_Wiring
[Zugriff am 25. April 2017; Copyright: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/>].
21. Pennypacker, C., Morris, D. E. M. & Tans, P. P., 1989. *Infrared imager for viewing subcutaneous location of vascular structures and method of use*. s.l. Patentnr. US4817622 A.
22. Picotronic GmbH, 2016. *Datasheet: Dot laser, red, 650nm, 1mW, DG650-1-5(7x14)-F35*. [Online]
Available at: [https://media.picotronic.de/datasheets/DG650-1-5\(7x14\)-F35.pdf](https://media.picotronic.de/datasheets/DG650-1-5(7x14)-F35.pdf)
[Zugriff am 22. März 2017].
23. Shalom, M., Ghilai, S. G. & Weizer, A., 2002. *Instrument and method for locating and marking a hot spot in a person's body tissue*. s.l. Patentnr. US6464646 B1.
24. Tagalakis, V., Kahn, S. R., Libman, M. & Blostein, M., 2002. The Epidemiology of Peripheral Vein Infusion Thrombophlebitis: A Critical Review. *The American Journal of Medicine*, Band 113, pp. 146-151.
25. Torell, L. M. & Nilsson, S. K., 1978. Temperature gradients in low-flow vessels. *Physics in Medicine and Biology*, Jan, Band 23, pp. 106-117.
26. Torell, L. M. & Nilsson, S. K., 1980. Calculation of skin temperature increase caused by subcutaneous veins perpendicular to the skin surface. *Physics in Medicine and Biology*, Jan, Band 25, pp. 85-91.
27. Vermey, G. F., 1975. The simulation of skin temperature distributions by means of a relaxation method. *Physics in Medicine and Biology*, May, Band 20, pp. 384-394.
28. Villaseñor-Mora, C., Sanchez-Marin, F. J. & Garay-Sevilla, M. E., 2008. Contrast enhancement of mid and far infrared images of subcutaneous veins. *Infrared Physics & Technology*, 1, Band 51, pp. 221-228.

29. Wu, Z. et al., 2007. A basic step toward understanding skin surface temperature distributions caused by internal heat sources. *Physics in Medicine and Biology*, Sep, Band 52, pp. 5379-5392.

7. Anhänge

7.1. Danksagung

Ich möchte mich bei Herrn Prof. Dr. med. Jochen Cremer, Direktor der Klinik für Herz- und Gefäßchirurgie des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein Campus Kiel für die Möglichkeit bedanken, das Projekt, das schon während meines Studiums begonnen wurde, als Assistenzarzt an seiner Klinik fortsetzen zu können.

Besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. Assad Haneya für die hilfreiche Betreuung und große Unterstützung als mein Doktorvater.

Vor allem möchte ich mich auch bei meiner Frau Astrid und meinen Eltern Brigitte und Klaus bedanken, die mich von Anfang zur Umsetzung der Ideen motiviert haben und mich während der Entwicklung der Prototypen und der Patentanmeldung immer unterstützt haben.

7.2. Abkürzungsverzeichnis

BMI	Body-Mass-Index
CAD	Computer aided design
FOV	Field of View
I ² C	Inter-integrated circuit
IC	Integrated circuit
IDE	Integrated development environment, integrierte Entwicklungsumgebung
SCL	Signal Clock
SDA	Signal data
TWI	Two wire interface
T _{diff}	Differenz zwischen T _{Vene} und T _{lateral}
T _{lateral}	Hauttemperatur in 15 mm Abstand zur Vene
T _{Vene}	Hauttemperatur über einer Vene
USB	Universal serial bus

7.3. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.1 Die oberflächlichen Venen der oberen Extremität (aus Anatomy of the Human Body, Gray H. 1918, public domain)

Abb. 1.2 Gerät zur Lokalisation subkutaner Venen (Dreyer, 2013)

Abb. 2.1 Infrarot Thermometer MLX90614

Abb. 2.2 Field of View Messung (aus datasheet: MLX90614 family, 2015, mit Erlaubnis der Firma Melexis)

Abb. 2.3 Field of View MLX90614 Typ ACC (aus datasheet: MLX90614 family, 2015, mit Erlaubnis der Firma Melexis)

Abb. 2.4 Field of View MLX90614 Typ DCI (aus datasheet: MLX90614 family, 2015, mit Erlaubnis der Firma Melexis)

Abb. 2.5 Arduino Uno Board (Arduino, 2017, Copyright <https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/legalcode>)

Abb. 2.6 Lasermodul DG650-1-5(7x14)-F35

Abb. 2.7 Schaltplan des Prototyps

Abb. 2.8 3D Konstruktion der Halterung für Sensoren und Lasermodule

Abb. 2.9 3D Konstruktion der kompletten Hülle bestehend aus Unter- und Oberteil

Abb. 2.10 Prototyp mit Arduino Micro Board und fertig gedruckter Halterung für Sensoren und Lasermodule

Abb. 2.11 Prototyp mit zusammengesetzter Hülle

Abb. 2.12 Markierung der Messpunkte

Abb. 3.1 Beispiel einer Messung in der Ellenbeuge eines Probanden vor (links) und nach (rechts) Anwendung von Desinfektionsspray

Abb. 3.2 Ultraschallaufnahme der linken Ellenbeuge des Probanden

Abb. 3.3 Auswahl der Messwerte aus Abb. 3.1 im Bereich von 2,4 cm um die Vene, Berechnung der Werte TVene und Tlateral

Abb. 3.4 Zusammenfassende Darstellung aller in die statistische Auswertung eingegangener Messungen

Abb. 3.5 Unterschiede der Temperaturdifferenzen vor und nach Anwendung von Desinfektionsspray

Abb. 3.6 Unterschiede der Temperaturdifferenzen nach Anwendung von Desinfektionsspray zwischen Männern und Frauen

Abb. 4.1 Beispiel der Messung am rechten Unterarm mit Ultraschallaufnahme des Messbereichs

Abb. 4.2 Kontrastverstärkung in der Infrarotaufnahme nach Auftragen von Sonnencreme (aus Villaseñor-Mora, et al., 2008, mit Erlaubnis des Elsevier Verlags)

Abb. 4.3 Beispiel einer Messung mit mehreren Venen, im Vergleich: die Temperaturdifferenz zwischen den Sensoren und das dazugehörige Ultraschallbild mit Markierung der Venen

Abb. 4.4 neueste Version des Prototyps

7.4. Tabellenverzeichnis

Tab. 3.1 Charakteristik des Probandenkollektivs

Tab. 3.2 Unterschiede der einzelnen Variablen vor und nach Anwendung von Desinfektionsspray

Tab. 3.3 Ergebnis des gepaarten T-Tests für die Temperaturdifferenzen vor und nach Anwendung von Desinfektionsspray

Tab. 3.4 Ergebnisse der Rangkorrelationsanalyse nach Spearman

Tab. 3.5 Ergebnis des 2 Proben T-Test auf Unterschiede der Temperaturdifferenzen zwischen Männern und Frauen

7.5. Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Jan Dreyer
Geburtsdatum: 28.04.1989
Geburtsort: Eutin
Familienstand: verheiratet, 1 Kind

Beruflicher Werdegang:

Seit 2014: Assistenzarzt der Klinik für Herz- und Gefäßchirurgie

Schulbildung:

1995 bis 1999: Grundschule Neukirchen
1999 bis 2008: Inselgymnasium Fehmarn

Studium:

2008 bis 2014: Humanmedizin an der Christian-Albrecht-Universität, Kiel

Publikationen:

Patent: Dreyer, J. 2013. Vorrichtung zur berührungslosen Lokalisierung warmer Bereiche auf einer Fläche. s.l. Patentnr. DE102011121020 B3.

Vortrag: Dreyer, J. 2017. New device for vein localization and effect of application of disinfectant spray on its efficiency, Jahrestagung der biomedizinischen Technik und Dreiländertagung der medizinischen Physik. Dresden 10.-13.09.2017

Paper: Dreyer, J., Huenges, K., Cremer, J., et al. (2017). A new device for vein localization and effect of application of disinfectant spray on its efficiency. Current Directions in Biomedical Engineering, 3(2), pp. 127-130. Retrieved 16 Sep. 2017, from doi:10.1515/cdbme-2017-0026