

Diplomarbeit

**Evaluierung der Humanthermographie für spezifische
Fragestellungen der Plastischen Chirurgie**

eingereicht von

Jelena Čečar

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktorin der gesamten Heilkunde
(Dr. med. univ.)**

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

**Klinischen Abteilung für Plastische, Ästhetische und
Rekonstruktive Chirurgie**

unter der Anleitung von

ao.Univ.-Prof. Mag.Dr.Dr. Kurt Schicho

ao.Univ.-Prof. Dr.med.univ. Stephan Spindel

Graz, 31.10. 2017

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommene Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 31.10.2017

Jelena Čečar eh

Vorwort

Seit meinen ersten Erfahrungen in der Plastischen Chirurgie bei meinem Stationspraktikum im ersten Semester ist meine Bewunderung für dieses Fach nur weiter gestiegen. Nachdem ich bei meiner Famulatur weitere Einblicke während der Operationen bekommen hatte, beeindruckte mich vor allem der stetige Versuch neben bestmöglicher Funktionserhaltung auch die Ästhetik nicht zu vernachlässigen. Außerdem ist der fortwährende technische Fortschritt und die damit verbundene Erleichterung des Arbeitsalltags eines Chirurgen oder einer Chirurgin ein Thema, das mein Interesse geweckt hat.

Die Evaluierung von Humanthermographie und das Ermitteln der Möglichkeit des Einsatzes von Wärmebildkameras für plastisch-chirurgische Fragestellungen anhand eines Laborversuchs sowie das Verfassen dieser Arbeit war für mich somit die beste Gelegenheit, mich mit dieser Materie auseinanderzusetzen.

Danksagungen

Mein besonderer Dank gilt Prof. Kurt Schicho und Prof. Stephan Spendel, die mich während der Durchführung der Laborversuche und der Erstellung der Diplomarbeit gewissenhaft betreut haben.

Außerdem möchte ich meinen Dank der Firma **InfraTec GmbH** sowie der Firma **nbn Elektronik Handelsgesellschaft m.b.H.** für die Zurverfügungstellung der Wärmebildkamaras aussprechen.

Besonderen Dank auch an Herrn Andreas Angerer für die Unterstützung bei der Auswertung der Messergebnisse.

Zusammenfassung

Einleitung

Der Einsatz von Wärmebildkameras in der Medizin wurde bereits in mehreren Studien und auf verschiedenen Gebieten untersucht. Jedoch gibt es keine vergleichbaren Studien in Hinsicht auf den Nutzen von Infrarotthermographie zur Ermittlung von Durchblutungsstörungen bei Patientinnen nach subkutaner Mastektomie. Ziel dieser Arbeit ist die Evaluierung des Auflösungsvermögens einer verbreitet verwendeten Wärmebildkamera anhand eines Laborversuchs zur Klärung, ob sie im klinischen Alltag für solche Fragestellungen einsetzbar ist. Zusätzlich soll die FLIR One Kamera für Android zum Vergleich und als billigere Option getestet werden.

Material und Methoden

Im Labor wurde ein Brustimplantat in einem Wasserbad auf verschiedene Temperaturen erhitzt und mit einem auf Raumtemperatur belassenem Implantat verglichen. Nebeneinandergelegt wurde alle zehn Sekunden der Temperaturabfall von beiden Implantaten während eines Zeitraums von fünf Minuten mittels Wärmebildkamera gemessen. Die Ergebnisse wurden in Form von Diagrammen veranschaulicht.

Ergebnisse und Schlussfolgerung

Der Temperaturunterschied zwischen erhitztem und nicht erhitztem Implantat war mit beiden Kameras sehr gut feststellbar. Auch der Temperaturabfall während der fünfminütigen Abkühl- und Messphase konnte in allen Messreihen gut dargestellt werden. Aufgrund der besseren Messbedingungen (Stativ, automatische Auslösung) bei der teureren Wärmebildkamera gegenüber der FLIR One Kamera sind die Ergebnisse bei dieser Kamera genauer. Außerdem haben die Wärmebilder bei dieser Kamera erwartungsgemäß eine bessere Qualität. Um jedoch brauchbare Ergebnisse zu erzielen, müssen mögliche Fehlerquellen berücksichtigt werden, die man allerdings im klinischen Alltag durchaus in den Griff bekommen können sollte.

Abstract

Introduction

There are several studies regarding the usage of infrared thermography in various fields of medicine but no comparable study concerning the advantages of this method for determination of blood flow disturbances in patients after subcutaneous mastectomy. The aim of this work is the evaluation of the resolving power of a widely used thermal imaging camera on the basis of a laboratory experiment to clarify whether such thermal imaging cameras can be used in everyday clinical practice. In addition, the FLIR One camera for Android is to be compared and tested as a cheaper option.

Material and methods

During a laboratory test a breast implant was heated up to various temperatures in a water bath and compared with an implant maintained at room temperature. Adjacent to each other, the temperature drop was measured by the thermal imager every ten seconds during five minutes. The results were presented in form of diagrams.

Results and conclusion

The difference in temperature between the heated and the non-heated implant was very good stable with both cameras. The temperature drop during the five minute cooling and measuring phase could also be represented well in all measuring series. Because of the better measuring conditions (tripod, automatic triggering) in the more expensive thermal imaging camera opposite the FLIR One camera, the results with this camera are more accurate. In addition, the thermal images with this camera also have a better quality as expected. However, in order to achieve useful results, possible sources of error must be considered but should be manageable in everyday clinical practice.

Inhaltsverzeichnis

Eidesstattliche Erklärung	I
Vorwort	II
Danksagungen	III
Zusammenfassung	IV
Abstract	V
Inhaltsverzeichnis	VI
Glossar und Abkürzungen	VII
Abbildungsverzeichnis	VIII
1. Einleitung	1
1.1 Humanthermographie	1
1.1.1 Wärmestrahlung	2
1.1.2 Geschichte der Infrarot-Technologie	3
1.1.3 Anwendungen in der Medizin	4
1.2 Humanthermographie in der Plastischen Chirurgie	7
1.3 Zielsetzung der Diplomarbeit	11
2. Material und Methoden	12
2.1 Material	12
2.2 Versuchsaufbau und -beschreibung	14
2.3 Versuchsdurchführung	14
2.4 Datenauswertung	16
3. Ergebnisse - Deskriptive Statistik	17
3.1 VarioCAM	17
3.2 FLIR One	23
4. Diskussion	24
4.1 Interpretation der Ergebnisse	26
4.2 Fehlerquellen und deren Vermeidung	26
4.3 Schlussfolgerung	31
5. Literaturverzeichnis	32

Glossar und Abkürzungen

CT	Computertomographie
DIEP	Deep inferior epigastric perforator
DIRT	dynamic infrared thermography
MRT	Magnetresonanztomographie
N.	Nervus
u.a	unter anderem

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Spektrum der elektromagnetischen Wellen (3; Seite:335).....	2
Abbildung 2: Wasserbad	12
Abbildung 3: Infrarotkamera (30)	13
Abbildung 4: Brustimplantate	13
Abbildung 5: FLIR ONE für Android (31).....	14
Abbildung 6: Ablagefläche	15
Abbildung 7: Stativ	15
Abbildung 8: Temperaturabfall des Implantats bei 36,5°C	17
Abbildung 9: Temperaturabfall des Implantats bei 36,6°C	18
Abbildung 10: Temperaturabfall des Implantats bei 36,7°C	18
Abbildung 11: Temperaturabfall des Implantats bei 36,8°C	19
Abbildung 12: Temperaturabfall des Implantats bei 36,9°C	19
Abbildung 13: Temperaturabfall des Implantats bei 37,0°C	20
Abbildung 14: Temperaturabfall des Implantats bei 37,1°C	20
Abbildung 15: Temperaturabfall des Implantats bei 37,2°C	21
Abbildung 16: Temperaturabfall des Implantats bei 37,3°C	21
Abbildung 17: Temperaturabfall des Implantats bei 37,4°C	22
Abbildung 18: Temperaturabfall des Implantats bei 37,5°C	22
Abbildung 19: Temperaturabfall des Implantats bei 36,9°C	23
Abbildung 20: Stativ (40).....	29

1. Einleitung

Technisch gesehen ist der menschliche Körper mit einem biologischen Reaktor, der eine Betriebstemperatur von 37°C aufweist, gleichzusetzen. Er oxidiert beziehungsweise verbrennt die von uns tagtäglich aufgenommene Nahrung, woraufhin Verbrennungsenergie entsteht, die zur Bewegung von Muskeln genutzt, also in mechanische Energie umgewandelt wird. Dabei geht jedoch (vergleichbar mit einem Automotor) ein erheblicher Teil durch Wärmeverlust verloren. Lediglich 20% werden tatsächlich genutzt, die restlichen 80% in Wärme umgewandelt und an die Umgebung abgegeben, da diese eine niedrigere Temperatur aufweist als unser Körper. Der Wärmetransport bis zur Oberfläche des Körpers wird vom Blutkreislauf erledigt, von der Haut aus geschieht die Wärmeabgabe durch Strahlung und Konvektion, wobei Strahlung elektromagnetischen Wellen entspricht und Konvektion die Wärmeabgabe an ein umgebendes Medium (Luft, Wasser) bezeichnet. Die Wärmestrahlung kann mit dem Verfahren der Thermographie ermittelt werden und dient als Maß der Oberflächentemperatur eines Objektes (1).

1.1 Humanthermographie

Als kontaktlose und nicht-invasive diagnostische Methode zur Beurteilung von Oberflächentemperaturen findet die Infrarotthermographie im klinischen Bereich eine immer häufigere Anwendung. Dazu zählen Fachbereiche wie Onkologie, Rheumatologie, Angiologie, aber auch in der plastischen Chirurgie wird auf diese Methode zurückgegriffen (2).

Der Beginn der medizinischen Thermographie geht bis ins Jahr 1957 zurück, als der Chirurg R. Lawson richtigerweise erkannte, dass Brustkrebspatientinnen über dem betroffenen Areal eine höhere Hauttemperatur aufwiesen. In den 1970er Jahren fand das Verfahren der Thermographie bereits in einigen Bereichen der Medizin Verwendung, hatte sich aber aufgrund von vielen Fehlerquellen noch nicht etabliert. Das Problem damals war neben dem minderen technischen Fortschritt vor allem die fehlende Ausbildung von Technikern und Technikerinnen, was

letztlich dazu führte, dass die Humanthermographie erst 1990 anerkannt wurde (2).

Heutzutage werden hochwertige Wärmebildkameras mit bedeutend besserer Bildqualität eingesetzt und mittels fortschrittlicher und zuverlässiger Software aussagekräftige Daten gewonnen (2).

Ein wenig zum physikalischen Hintergrund:

1.1.1 Wärmestrahlung

Wärmestrahlung ist neben Konvektion und Wärmeleitung die dritte Art von Wärmetransport, der hierbei durch elektromagnetische Wellen bewerkstelligt wird und somit auch im Vakuum vorzufinden ist. Der Grund warum Wärmestrahlung in der Praxis gleichbedeutend mit Infrarotstrahlung gehandelt wird, ist die Tatsache, dass das Emissionsmaximum eines Körpers bei Raumtemperatur im infraroten Bereich angesiedelt ist (3, 4).

Bezeichnung	Wellenlängenbereich (in m)	Frequenzbereich (in Hz)	Energiebereich (in eV)
Gammastrahlung	$10^{-14} - 10^{-11}$	$10^{22} - 10^{19}$	$10^8 - 10^5$
Röntgenstrahlung	$10^{-11} - 10^{-9}$	$10^{19} - 10^{17}$	$10^5 - 10^3$
Ultraviolettes Licht (UV)	10^{-8}	10^{16}	10^2
Sichtbares Licht	$5 \cdot 10^{-7}$	$6 \cdot 10^{14}$	2,5
Infrarot (Wärmestrahlung)	$10^{-6} - 10^{-5}$	$10^{14} - 10^{13}$	0,1
Mikrowellen	10^{-2}	10^{10}	
Radarwellen	10^{-1}	10^9	
UKW-Wellen	1	10^8	
Mittel- und Langwelle	$10^2 - 10^4$	$10^6 - 10^4$	

Abb.1 Spektrum der elektromagnetischen Wellen (3)

Ob ein Körper mehr oder weniger emittiert, hängt von seiner Umgebung ab. Ist diese kälter als er selbst, dann emittiert er mehr und verliert daher an Temperatur, ist diese wärmer, emittiert er weniger und seine Temperatur steigt. Mithilfe des Wienschen Verschiebungsgesetzes lässt sich einfach berechnen, in welchen Wellenlängenbereich die Strahlung eines menschlichen Körpers einzuordnen ist:

$$\lambda_{\max} = \frac{2897,8 \mu\text{m K}}{T}$$

λ_{\max} =Wellenlänge, bei der die größte Strahlungsintensität (μm)
 T = Temperatur des Körpers (K)

Nimmt man für die Körpertemperatur 37°C ($310,15\text{ K}$) an, folgt $\lambda_{\max} = 9,34\ \mu\text{m}$. Das bedeutet, dass im medizinischen Bereich eingesetzte Wärmebildkameras eine ebensolche Empfindlichkeit aufweisen müssen (3, 4).

1.1.2 Geschichte der Infrarot-Technologie

Im Jahr 1800 wurde der Infrarotbereich zufällig von Sir William Herschel entdeckt, als er eigentlich ein Material zu finden versuchte, welches in Teleskopen die Helligkeit der Sonne verringern sollte. Dabei fiel ihm auf, dass nicht nur die Helligkeit reduziert werden konnte, sondern auch die Wärmedurchlässigkeit. Nach weiteren Experimenten gelang es ihm nun, den Punkt der maximalen Erwärmung zu finden, der wie bereits erwähnt im Bereich der Infrarotstrahlung liegt (5).

Bevor es dem Italiener Melloni aufzuzeigen gelang, dass natürlich vorkommendes Natriumchlorid besonders geeignet für die Lichtdurchlässigkeit im Infrarotbereich ist, hatte man mit unterschiedlichen Glasarten gearbeitet und somit auch uneinheitliche Lichtdurchlässigkeiten erhalten. Melloni gelang es außerdem zum ersten Mal eine Thermosäule aus mehreren Thermoelementen zu erschaffen und er konnte Wärmestrahlung somit 40-mal sensibler messen als seine Vorgänger mit ihren einfachen Thermometern. Nun war es ihm möglich die Wärme eines drei Meter entfernten Menschen zu erfassen (5).

Der Sohn von William Herschel, Sir John Herschel, machte die Vorarbeit für das 1840 entstandene erste Wärmebild. Das Prinzip war, dass ein dünner Ölfilm je nach Wärmemuster unterschiedlich verdampfte und das Licht, das das Bild für uns erst sichtbar machte, unterschiedlich spiegelte (5).

Man begann die Sensibilität der Infrarotdetektoren zu optimieren, bis in den Jahren zwischen 1900 und 1920 bereits Forscher auf der ganzen Welt auf den

Infrarotbereich aufmerksam wurden. Zu dieser Zeit wurden auch verschiedenste Geräte zum Erfassen von Personen, Flugzeugen, Schiffen et cetera patentiert. Während des ersten und später auch während des zweiten Weltkrieges wurde zugunsten des militärischen Nutzens viel in diesem Bereich geforscht. Allerdings hielt man zu dieser Zeit noch alles geheim, was sich erst Mitte der fünfziger Jahre änderte. Seitdem hat sich die Infrarot-Technologie immer weiter entwickelt und es kommen thermographische Geräte auch außerhalb des Militärwesens zum Einsatz (5).

1.1.3 Anwendungen in der Medizin

Da Thermographie kontaktlos und nicht-invasiv vorstatten geht, wäre es umso praktischer diese oder eine andere vergleichbare technische Methode im Krankenhausbetrieb zum Patienten Monitoring zu verwenden. Diesbezüglich bereits unternommene Laborversuche zeigten jedoch, dass bisher keine einzige technische Methode dafür geeignet ist, demnach auch nicht die Thermographie, was sich allerdings laut Prognose der damaligen Autoren in Zukunft ändern könnte, und dann eine Kombination von verschiedenen Technologien vorstellbar wäre (6).

Nichtsdestotrotz gibt es bereits einige Bereiche beziehungsweise Studien, die die Nutzung von Infrarot-Thermographie unterstützen beziehungsweise vorschlagen. Darunter eine Studie zur Untersuchung, ob Thermographie anstatt des Knöchel-Arm-Index eingesetzt werden kann, um die Durchblutung nach durchgeführter perkutaner transluminaler Angioplastie zu beurteilen. Es wurden insgesamt 21 Patientinnen und Patienten mit einem durchschnittlichen Alter von 60 Jahren, die an peripherer arterieller Verschlusskrankheit leiden, vor und nach der Behandlung mittels Wärmebildkamera untersucht und die Ergebnisse mit den Werten des Knöchel-Arm-Index verglichen. Dabei kam heraus, dass eine Erhöhung des Index auch mit einer Erhöhung der Hauttemperatur hervorgeht, was unter anderem für den Therapieerfolg der Angioplastie spricht, aber auch für den Einsatz von Thermographiekameras. Es wird zudem vorgeschlagen, dies auch in

der Früherkennung von ischämischen Fußproblemen auszunützen und hinsichtlich des Monitorings Wärmebilder zu verwenden (7).

Ein ebenso gutes Ergebnis hat man in einer anderen Studie erzielt, als man thermographisch die Temperaturverteilung in der Bauchhöhle überwacht hat. Konkret ging es um die Temperaturüberwachung während der hyperthermen intraperitonealen Chemotherapie bei Patientinnen mit einem Ovarialkarzinom. Auch hier hat sich die Thermographie als nützliche Methode herausgestellt, wobei sie im Vergleich zur intraabdominalen Temperaturmessung sogar eine höhere Homogenität aufwies (8).

Es folgt eine Aufzählung weiterer Studien, die die Vorteile sowie Nachteile der Thermographie aufzeigen sollen.

Ophtalmologie

Es gibt einen Nutzen von Infrarot-Thermographie für Screeninguntersuchungen bei Patientinnen und Patienten mit Keratoconjunctivitis sicca (9).

Dentologie

Thermographie könnte in Zukunft zur Beurteilung von Schmerz und Unbehagen herangezogen werden. Dies wurde in einer Studie mit Kindern, die vor und nach einer Zahnextraktion untersucht wurden, festgestellt. Dabei hat sich die Temperatur vor und während der Extraktion um 4°C geändert (10).

Außerdem kann man Entzündungsvorgänge wie beispielsweise bei Candida assoziierter Stomatitis erkennen, und somit Wärmebildkameras für Screening, Diagnostik und Monitoring verwenden (11).

Dermatologie, Verbrennungen

Neben anderen Einsatzgebieten wurden vor allem Studien bezüglich der Verwendung von Thermographie zur Beurteilung des Schweregrades von Verbrennungen durchgeführt. Es hat sich gezeigt, dass sowohl an Tiermodellen als auch im klinischen Bereich (beim Vergleich einer fachärztlichen Beurteilung durch einen erfahrenen Arzt mit den Ergebnissen der Wärmebildkamera) sich die Infrarot-Technologie als zuverlässigere Methode präsentiert, was die Abschätzung von Heilungsverlauf et cetera anbelangt (12).

Gynäkologie

Auch zur Beurteilung von Wundheilungsstörungen nach Kaiserschnitt hat sich die Infrarot-Thermographie als geeignet erwiesen, da man eine eindeutige Temperaturerhöhung bei Entzündungen festgestellt hat. Außerdem empfanden die Frauen diese Untersuchung als angenehm und sinnvoll (13).

Ein weiterer Zusammenhang wurde auch zwischen Abdominaltemperatur und Infertilität festgestellt. Bei infertilen Frauen war diese niedriger als bei fertilen, was in Zukunft für die Diagnose von Infertilität hilfreich sein könnte (14).

Da aber vor allem Brustkrebs eine häufige Erkrankung darstellt, hat man auch hier versucht Infrarot-Technologie als diagnostische Methode einzusetzen. Laut einer Studie aus dem Jahr 2015 ist sie aufgrund der Sicherheit und Einfachheit und der guten Erkennbarkeit von Gewebeveränderungen, aber auch weil sie kostengünstig ist, zu empfehlen (15). Allerdings kann man die Mammographie aufgrund von zu niedriger Spezifität nicht gänzlich ersetzen, sondern höchstens mit Thermographie kombinieren (16).

In dieser Arbeit soll allerdings vor allem der mögliche Einsatz in der plastischen Chirurgie diskutiert werden:

1.2 Humanthermographie in der Plastischen Chirurgie

In einer Studie aus dem Jahr 2006 wurde bereits der Nutzen von Thermographie erkannt. Man untersuchte damals Patientinnen und Patienten, die Verletzungen am N. medialis und N. ulnaris davongetragen hatten und seitdem intolerant gegenüber Kälteeinwirkung waren. Mittels Wärmebildkamera erkannte man, dass diese tatsächlich im Bereich des verletzten Areals zu einer verzögerten Thermoregulation neigten, nachdem sie vorher für fünf Minuten ihre Hände in kaltes Wasser gelegt hatten. Somit schloss man daraus, dass man mithilfe dieser Methode die Thermoregulation nach Verletzung peripherer Nerven beobachten könne (17).

Im selben Jahr untersuchte man, ob Thermographie auch während einer freien Lappenplastik zur Beurteilung der Durchblutung und somit des Gelingens der Anastomosen einsetzbar wäre. Es wurden zehn solche Plastiken mittels Wärmebildkamera überwacht und man konnte problemlos erkennen, wenn eine Anastomose von außen komprimiert oder aus einem anderen Grund nicht durchlässig war. Auch war eindeutig zu erkennen, dass beim Hinzufügen einer zusätzlichen venösen Anastomose, sich der Lappen wieder besser erwärmte. Die Reperfusion des Lappens nach der Operation konnte also schnell und zuverlässig beurteilt werden (18).

Zu einem ähnlichen Ergebnis kam man auch bei einem Tierversuch an insgesamt 20 Ratten. Den Ratten wurde unter optimalen Laborbedingungen ein gestielter Insellappen entnommen, wobei nach einer 30-minütigen Erholungsphase bei der einen Hälfte eine Ligatur der Arterie vorgenommen und bei der anderen Hälfte die Vene ligiert wurde, um einen künstlichen Gefäßverschluss zu erzeugen (19).

Noch bevor man oberflächliche Veränderungen erkennen konnte, zeigte die Infrarotkamera im Falle einer Ligatur der Arterie Veränderungen im Wärmebildmuster und man entdeckte auf diese Weise sofort den vorhandenen Gefäßverschluss. Im Falle der verschlossenen Venen konnte man dies nicht eindeutig feststellen. Hierbei kam es nicht zu einem vollständigen Verschwinden

des Hotspots, der den Blutfluss repräsentiert; gleichzeitig traten makroskopisch klinische Zeichen einer Minderdurchblutung bei gänzlich oder teilweise fehlendem Hotspot auf (19).

Nichtsdestotrotz konnte man zwischen interventionsbedürftigen Verschlüssen sowohl der Arterien als auch Venen unterscheiden, was für das Überleben des Lappens von immenser Bedeutung ist. Vor allem bei arteriellen Verschlüssen gilt, je früher man so einen Verschluss diagnostiziert (das heißt vorzugsweise vor Auftreten von makroskopischen Veränderungen bis zu Nekrosen), desto eher kann durch Interventionen wie Thrombektomie oder der Ausführung neuer Anastomosen für das Überleben des Lappens gesorgt werden. Zu beachten ist jedoch, dass die unter Laborbedingungen leicht zu gewährleistenden Maßnahmen im klinischen Alltag nicht ohne großen Aufwand geschaffen werden können und dass man mit dieser Methode nicht eindeutig zwischen arteriellen und venösen Gefäßverschlüssen unterscheiden konnte. Dennoch gehen die Autoren davon aus, dass diese Methode zur frühen Erkennung von Gefäßverschlüssen hilfreich sein könnte (19).

Anschließend folgte eine weitere Untersuchung, um zu ermitteln, ob diese Erkenntnisse auch präoperativ von Nutzen sein könnten, wenn es darum geht, eine DIEP-Lappenplastik zu planen und geeignete Perforatoren zu suchen. Bei insgesamt 27 Patientinnen wurden Perforatoren sowohl mittels Doppler-Sonographie als auch mittels DIRT untersucht. Bei acht Patientinnen wurde zusätzlich auch noch eine computertomographische Beurteilung vorgenommen. Die Ergebnisse zeigten, dass in allen Fällen der mittels Thermographie ausgesuchte Perforator geeignet war und sich in den acht Fällen auch mit den CT-Ergebnissen deckte (20).

In einem Folgeartikel wurde wiederum beschrieben, wie man DIRT sinnvollerweise bei der Planung von DIEP-Lappen, während des operativen Eingriffs und postoperativ hinsichtlich des Monitorings einsetzen kann (21).

Auch wurde hervorgehoben, dass man mittels Doppler-Sonographie nicht auf die Größe des Gefäßes schließen kann, was hingegen bei DIRT sehr wohl erkenntlich ist. Man sollte somit, um bestmögliche Ergebnisse zu erzielen, die Kombination beider Methoden in Erwägung ziehen (22).

Diese Thematik war auch Gegenstand neuerer Studien ab dem Jahr 2015, die nun angeführt werden sollen:

Wiederum wurde das Hauptaugenmerk auf verschiedene Lappenplastiken gerichtet und erneut wurden mit der Infrarotthermographie gute Ergebnisse erzielt. Mit einer Sensitivität von 33%, aber einer Spezifität von 100% und einer Genauigkeit von 80% besagt auch eine Literaturrecherche aus dem Jahr 2015, dass DIRT hilfreich bezüglich der Planung von Lappenplastiken ist. Diese Literaturrecherche beinhaltet auch Studien, die hier bereits angeführt wurden, wobei immer wieder auch auf die Notwendigkeit von weiterführenden Studien hingewiesen wurde (23).

Es wurden zudem auch erneut Tierversuche durchgeführt, um zu evaluieren, inwiefern man eine Optimierung des präoperativen Perforator-Mappings bei einer Kombination von Doppler-Sonographie und DIRT erzielen könne. Sowohl DIRT als auch die Doppler-Sonographie wiesen hinsichtlich der Zahl und Lokalisation der Perforatoren eine hohe Sensitivität auf und mit beiden Methoden war der dominante Perforator problemlos feststellbar. Der einzige Nachteil von DIRT war die Neigung zu falsch positiven Ergebnissen, was allerdings nicht schwer ins Gewicht fällt, wenn man beachtet, dass man für die Untersuchung mit DIRT durchschnittlich zehn Minuten aufbrauchte und weitere zwei Minuten, um den mittels DIRT gefundenen Perforator zu kontrollieren, während die Untersuchung mit dem Doppler ganze vierzig Minuten Aufwand bedeutete. Das bedeutet folglich, dass eine Kombination von Doppler-Sonographie und Thermographie die Untersuchungszeit erheblich verkürzt, was sich positiv auf die Patienten Compliance auswirkt sowie eine geringere Komplikationsrate aufgrund kürzerer Operationszeiten mit sich bringt (24).

Der Thermographie-Einsatz fürs Perforator-Mapping bei Brustrekonstruktionen ist umstritten. Es gibt Meinungen, dass - verglichen mit den dreidimensionalen Ergebnisse, die ein CT- oder MRT- Bild liefert - die Infrarotthermographie versagt, obwohl damit niedrigere Kosten, keine Invasivität et cetera verbunden sind. Dies auch aufgrund der Tatsache, dass diese Methode nicht zu Genüge erforscht wurde. Begründet wird diese Meinung damit, dass die Ergebnisse stark abhängig vom Erwärmungsmuster seien. (Zur Erklärung des Untersuchungsvorganges: Es folgt zunächst eine Oberflächenkühlung und dann eine Wiedererwärmungsphase, in der dann die Hautperfusion mit der Wärmebildkamera beobachtet wird, wobei sogenannte „Hot-Spots“, also die wärmsten Punkte, Perforatoren entsprechen) (25).

Ganz im Gegensatz dazu besagt eine andere Studie, dass DIRT hinsichtlich Brustrekonstruktionen sehr wohl als Alternative zur Computer-Tomographie in Zukunft eingesetzt werden könnte. Denn die Hot Spots, die als erste auftauchen, sind auch mittels Doppler-Sonographie erkennbar sowie im CT sichtbar. Man muss lediglich beachten, dass sie sich ein wenig weiter lateral auf dem Wärmebild im Vergleich zum CT-Bild befinden (26).

Nachdem so gute Ergebnisse erzielt wurden, wird die Infrarotthermographie heutzutage in einigen chirurgischen Bereichen eingesetzt. Um noch einmal einen kurzen Überblick zu geben: Präoperatives Perforator-Mapping und postoperatives Monitoring, Ermittlung des Verbrennungsgrades, zur Diagnostik von Melanomen und des Karpaltunnel-Syndroms et cetera. Thermographie wird als nützliche, nicht-invasive Methode angesehen (27).

FLIR ONE ist außerdem ein Gerät, das man ans Smartphone anschließen kann und das als Alternative zur wesentlich teureren Wärmebildkamera fungiert. Dieses Tool hat sich fürs Diagnostizieren von Entzündungen bei Patientinnen und Patienten mit Druckulzera und Diabetischem Fußsyndrom bewährt (28), ist aber auch zum Perforator-Mapping, präoperativ, intraoperativ und postoperativ auch in der Plastischen Chirurgie einsetzbar (29).

1.3 Zielsetzung der Diplomarbeit

Der erste Teil dieser Arbeit soll einen Überblick über den Hintergrund der Humanthermographie, deren Funktionsweise und Entwicklung sowie zuletzt deren Anwendung in der Medizin mit Fokus auf die Anwendung in der Plastischen Chirurgie bieten. Dieser Teil entspricht einer Literaturrecherche mit ausgewählten Kapiteln, deren Grundlage verschiedene Publikationen (hauptsächlich aus der Meta-Datenbank PubMed) darstellen.

Im zweiten Teil dieses Diplomarbeitprojekts soll an einem Versuchsaufbau im Labor das Auflösungsvermögen (räumlich-zeitlich und bezogen auf die Temperaturverteilung) einer verbreitet verwendeten Wärmebildkamera am Beispiel der weiblichen Brust quantitativ ausgewertet werden. Zusätzlich soll die FLIR ONE Kamera zum Vergleich und als billigere Alternative ebenso im Laborversuch getestet werden.

Diese Arbeit dient als Voruntersuchung für eine weiterführende prospektive Studie, bei der mittels Thermographie die Durchblutung des Hautmantels nach subkutaner Mastektomie untersucht werden soll. Ziel ist es zu ermitteln, ob diese Kamera für solche Fragestellungen im klinischen Alltag eingesetzt werden kann. Es sollen außerdem im Rahmen des Laborversuchs bereits mögliche Störfaktoren identifiziert und über die Möglichkeit ihrer Vermeidung reflektiert werden.

2. Material und Methoden

In diesem Kapitel werden die verwendeten Gerätschaften, der Versuchsaufbau sowie die Versuchs-Durchführung detailliert beschrieben, um eine problemlose Nachvollziehbarkeit beziehungsweise Reproduzierbarkeit zu gewährleisten.

2.1 Material

I. Wasserbad (Abb.2)

<i>Produktinformation</i>	<i>LAUDA ecoline</i>	<i>RE 104 E100 280218-0</i>
	<i>Low-temperature thermostats</i>	



Abb.2 Wasserbad

II. Wärmebildkamera (Abb.3)

<i>Produktinformation</i>	<i>VarioCAM[®] HDx research 600</i>
	<i>Spektralbereich 7,5 – 14 μm</i>

*Objekttemperaturbereich -40 °C bis +600°C
Genauigkeit $\pm 2^{\circ}\text{C}$ des Ablesewertes*

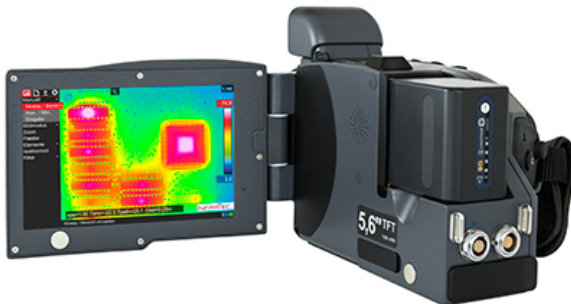


Abb.3 Infrarotkamera (30)

III. Brustimplantate (2 Stück; Abb.4)

Produktinformation Natrelle™ MF-335cc Sizer



Abb.4 Brustimplantate

IV. FLIR ONE für Android - Wärmebildkamera (Abb.5)

*Produktinformation Temperaturmessbereich -20°C - 120°C
Empfindlichkeit: kann Temperaturunterschiede von
0,1 °C erkennen*



Abb.5 FLIR ONE für Android (31)

2.2 Versuchsaufbau und -beschreibung

Das Wasserbad wurde zunächst auf eine Temperatur von $36,5^{\circ}\text{C}$ eingestellt. Unweit vom Wasserbad entfernt wurde ein Ablageplatz mit einem auf Raumtemperatur belassenem Brustimplantat, einer daneben freien Ablagestelle für das erhitzte Implantat und ein Tuch, um jenes abzutrocknen, hergerichtet. Die Wärmebildkamera wurde mittels Stativ so platziert, dass der Ablageplatz mit den beiden Implantaten vollständig abgebildet werden konnte.

Versuchsbeschreibung:

Ein Brustimplantat soll auf unterschiedliche Temperaturen im Wasserbad eingestellt werden. Daraufhin soll das Implantat, nachdem es abgetrocknet wurde, auf die Stelle neben dem auf Raumtemperatur gehaltenem Implantat abgesetzt werden, um dann mit der Wärmekamera den Wärmeunterschied zwischen den beiden Brustimplantaten zu erfassen sowie den stetigen Temperaturabfall des erhitzten Implantats darzustellen.

2.3 Versuchsdurchführung

Ein Implantat wurde also in das Wasserbad gelegt und ein paar Minuten in diesem belassen, um eine Temperaturangleichung zu ermöglichen. Nachdem es die Temperatur vom Wasserbad angenommen hatte, wurde auf Zeit gearbeitet, weil

das Brustimplantat, sobald es aus dem Wasser genommen wurde, kontinuierlich wieder an Temperatur verlor. Nachdem es nun entnommen wurde, musste es abgetrocknet werden, da die Infrarotkamera gegenüber sämtlichen Wasserblasen und wasserbenetzten Flächen empfindlich ist, und anderenfalls das Wärmebild nicht schön zur Geltung gekommen wäre. Es wurde gleich nach diesem Prozedere ein Wärmebild von beiden Brustimplantaten (nebeneinander gelegt) gemacht, daraufhin alle 10 Sekunden innerhalb von fünf Minuten ein weiteres Foto von dem auf Raumtemperatur gehaltenem Implantat und dem erwärmten Implantat geschossen.

Die Raumtemperatur wurde per Raumthermometer gemessen und entsprach während des Laborversuches die ganze Zeit 22°C. Des Weiteren wurde die auf dem Wasserbad angezeigte Temperatur mittels Thermometer kontrolliert, wobei dieses die exakt gleiche Temperatur anzeigte.

Das oben beschriebene Prozedere wurde insgesamt elf Mal für die Temperaturen 36,5°C bis 37,5°C (in Zehntelschritten) durchgeführt.

Während einer Messreihe (36,9°C) wurden zusätzlich zum Vergleich mittels FLIR ONE Wärmebildkamera für Android Wärmebilder geschossen. Dies wurde ohne Stativ durchgeführt, wobei manuell alle 10 Sekunden ein Bild angefertigt wurde.

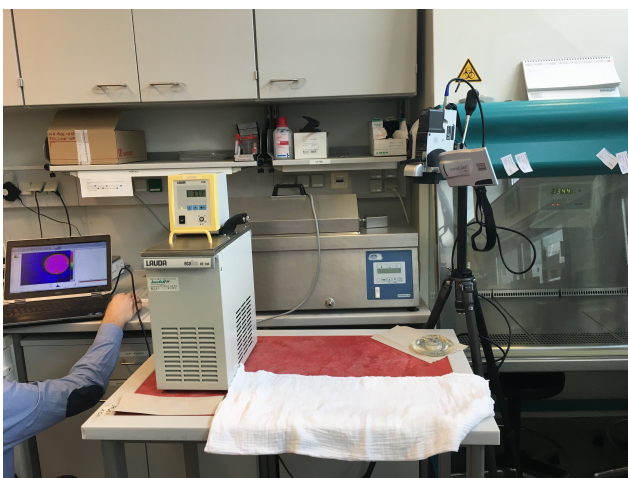


Abb.6 Ablagefläche

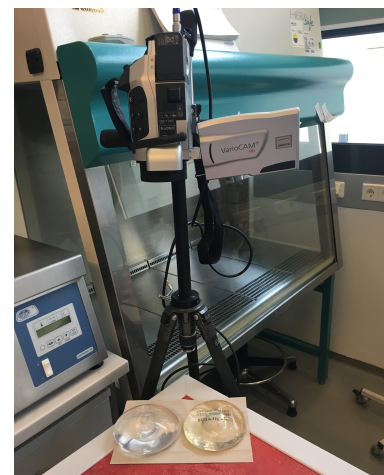


Abb.7 Stativ

2.4 Datenauswertung

Die Wärmebilder wurden mit der Analyse-Software IRBIS® ausgewertet, wobei der Emissionsgrad anhand der Wasserbadtemperatur mit $E=0,86$ ermittelt und zur Emissionswertkorrektur herangezogen wurde.

Die Wärmebilder der FLIR One Kamera wurden mit der Software FLIR Tools ausgewertet, wobei der Emissionsgrad mit $E=0,98$ festgelegt wurde.

3. Ergebnisse - Deskriptive Statistik

Für die Temperaturen 36,5°C bis 37,5°C wurde jeweils der Temperaturabfall als Diagramm dargestellt, wobei der Temperaturabfall der Maximal- und Minimaltemperatur ebenso illustriert wurde.

3.1 VarioCAM

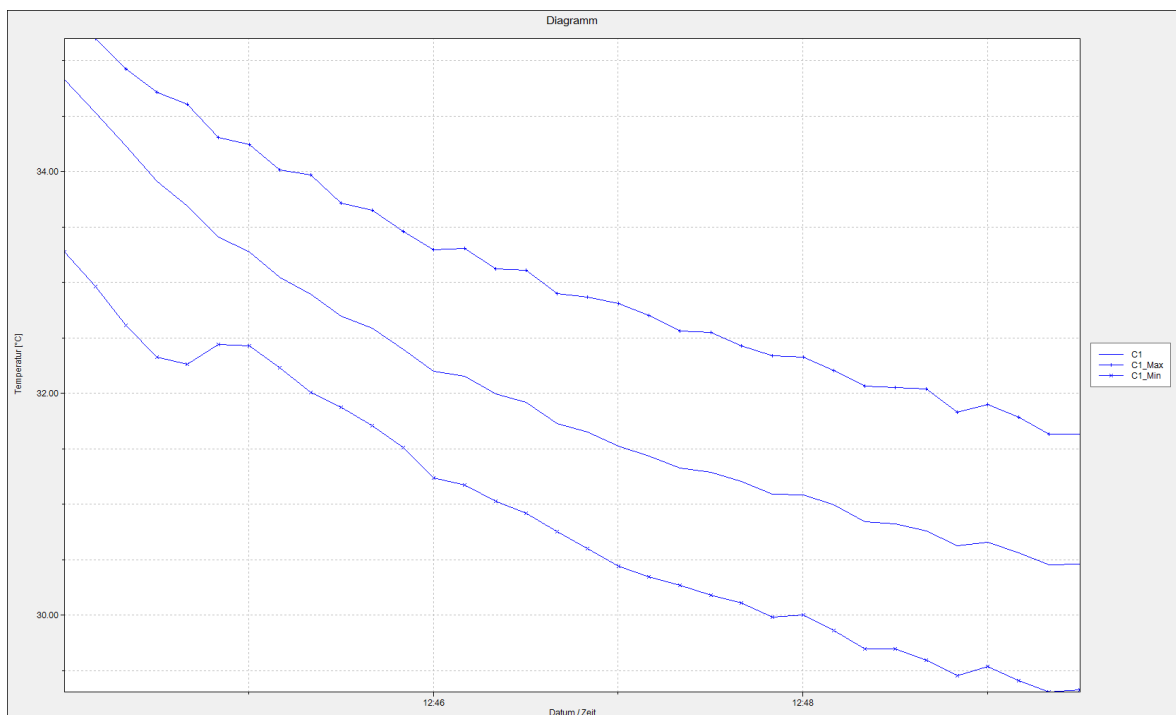


Abb.8 Temperaturabfall des Implantats bei 36,5°C

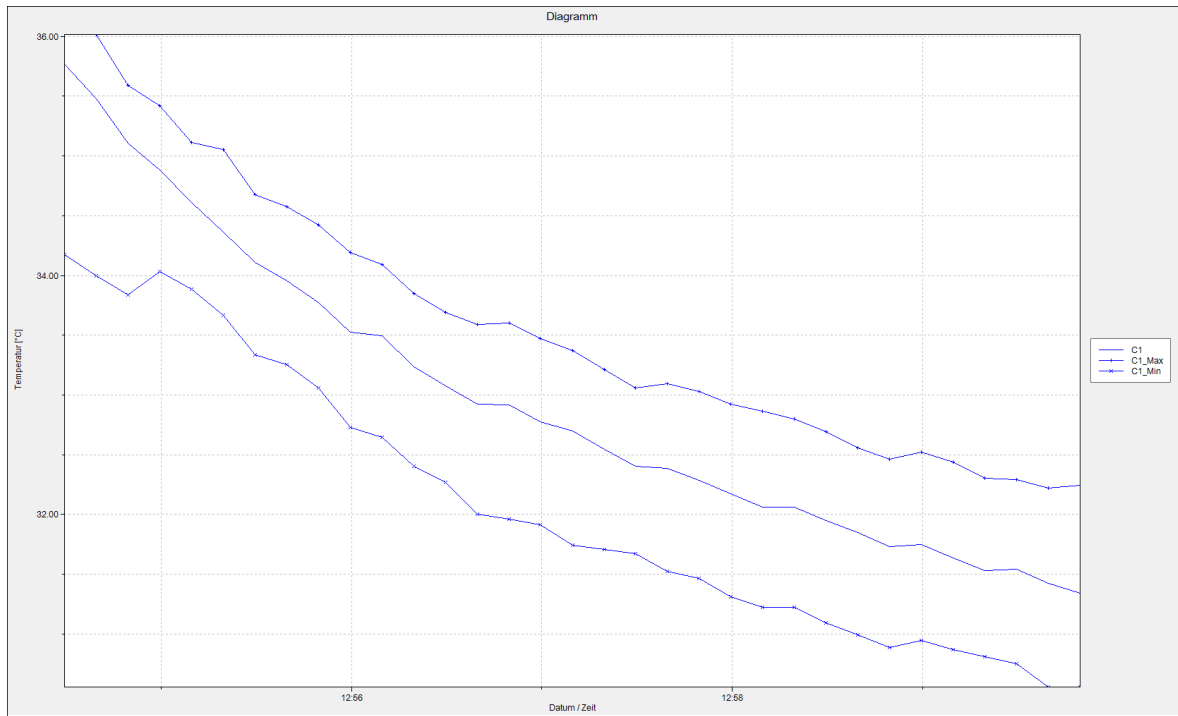


Abb.9 Temperaturabfall des Implantats bei 36,6°C

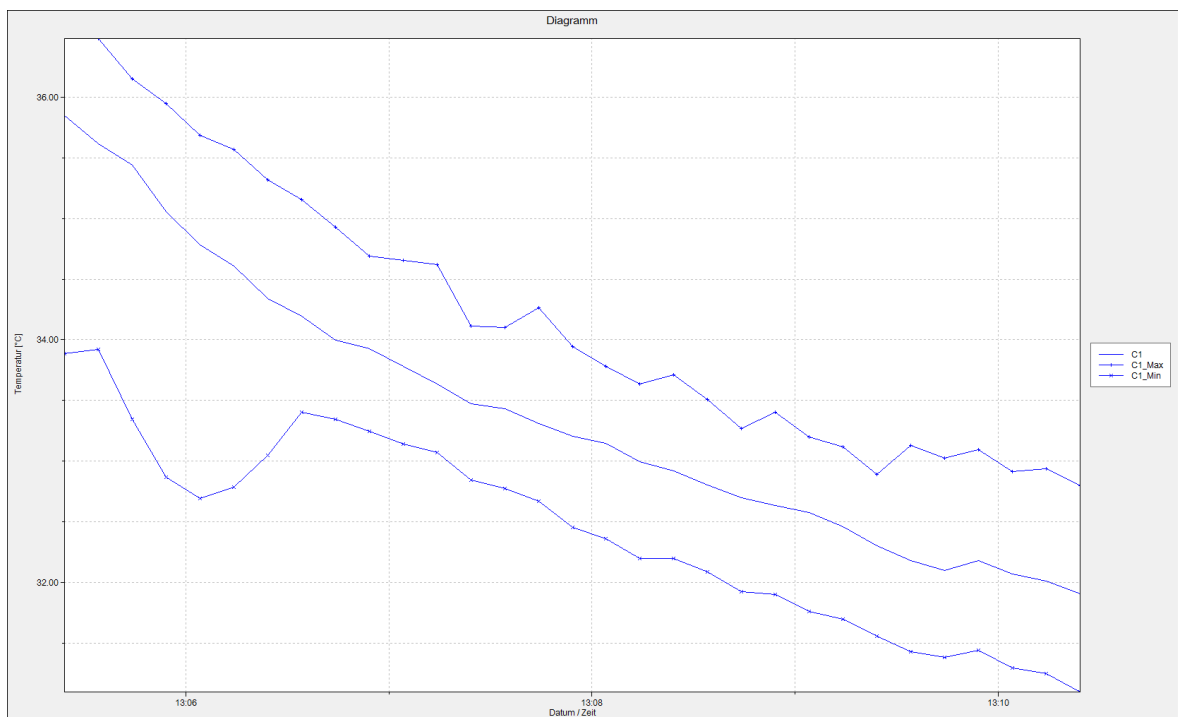


Abb.10 Temperaturabfall des Implantats bei 36,7°C

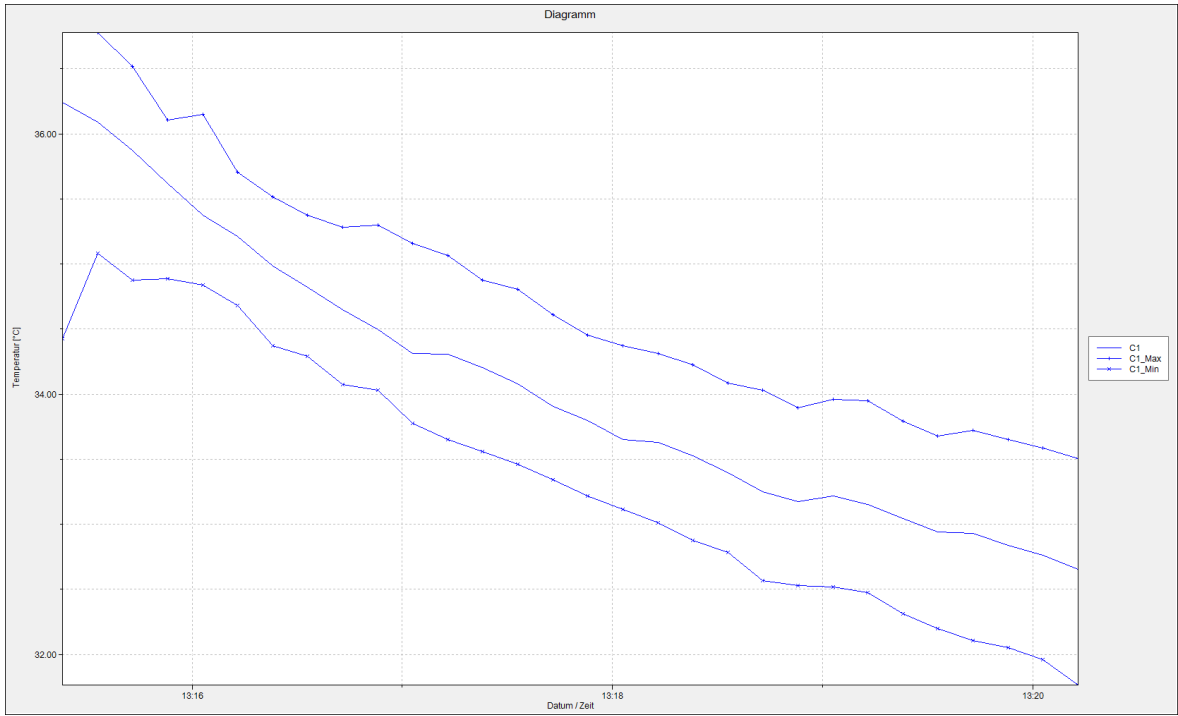


Abb.11 Temperaturabfall des Implantats bei 36,8°C

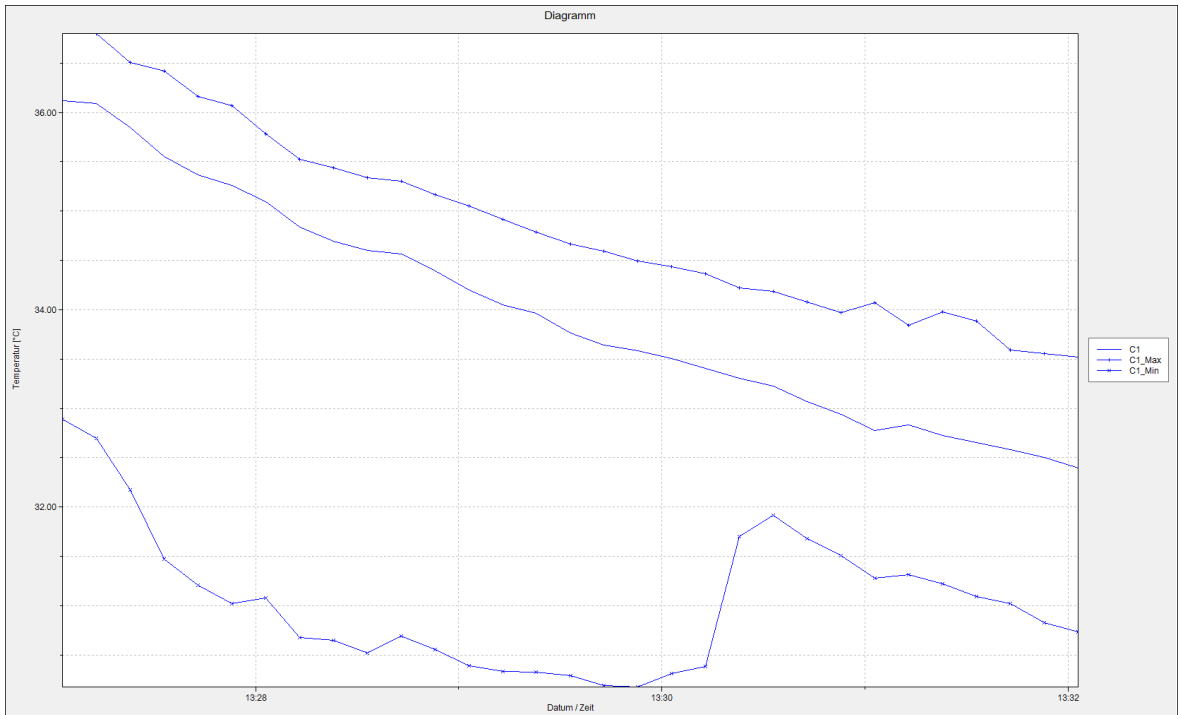


Abb.12 Temperaturabfall des Implantats bei 36,9°C

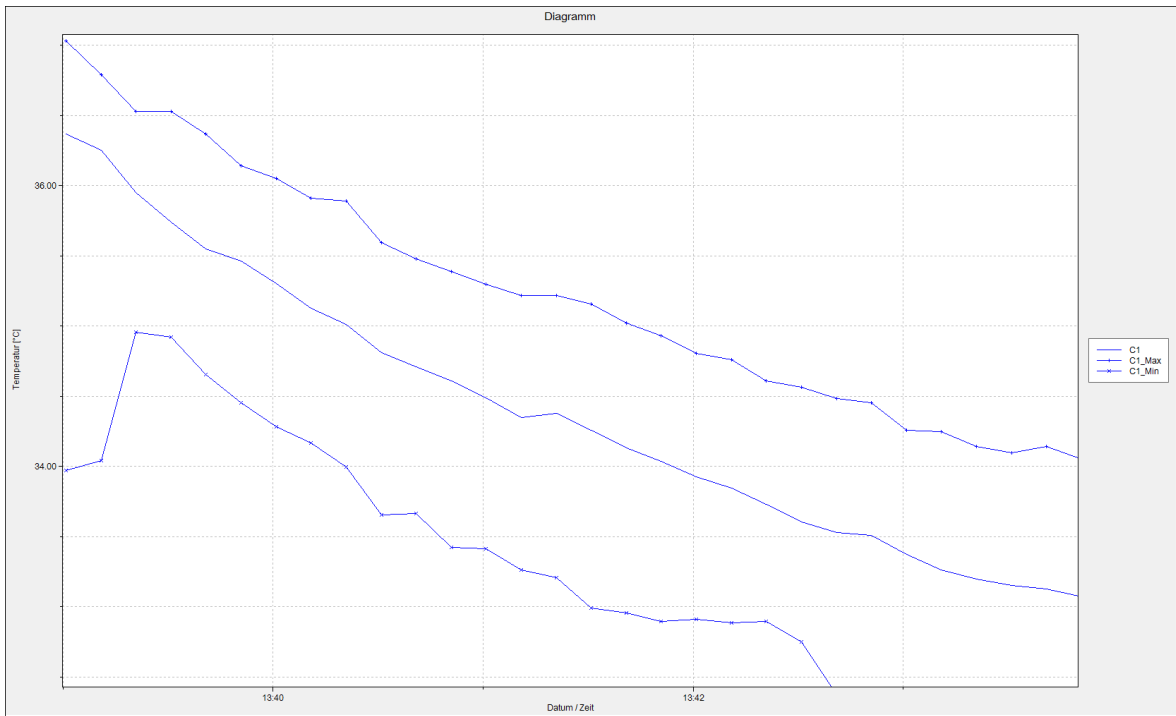


Abb.13 Temperaturabfall des Implantats bei 37,0°C

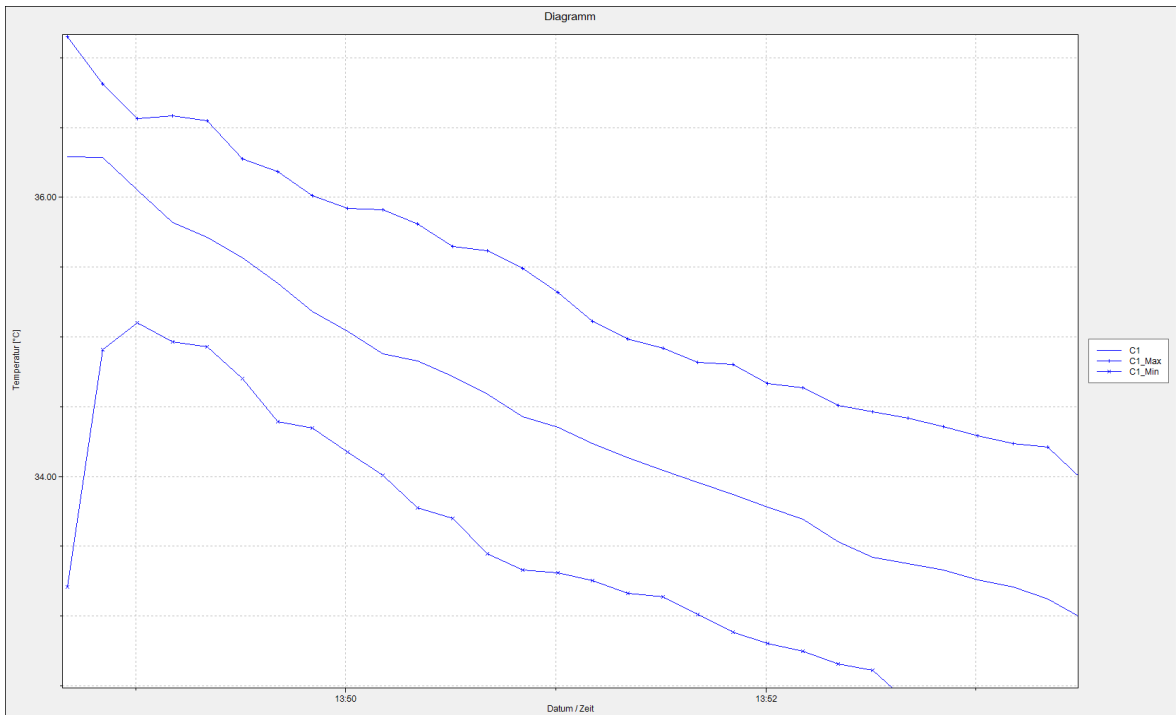


Abb.14 Temperaturabfall des Implantats bei 37,1°C

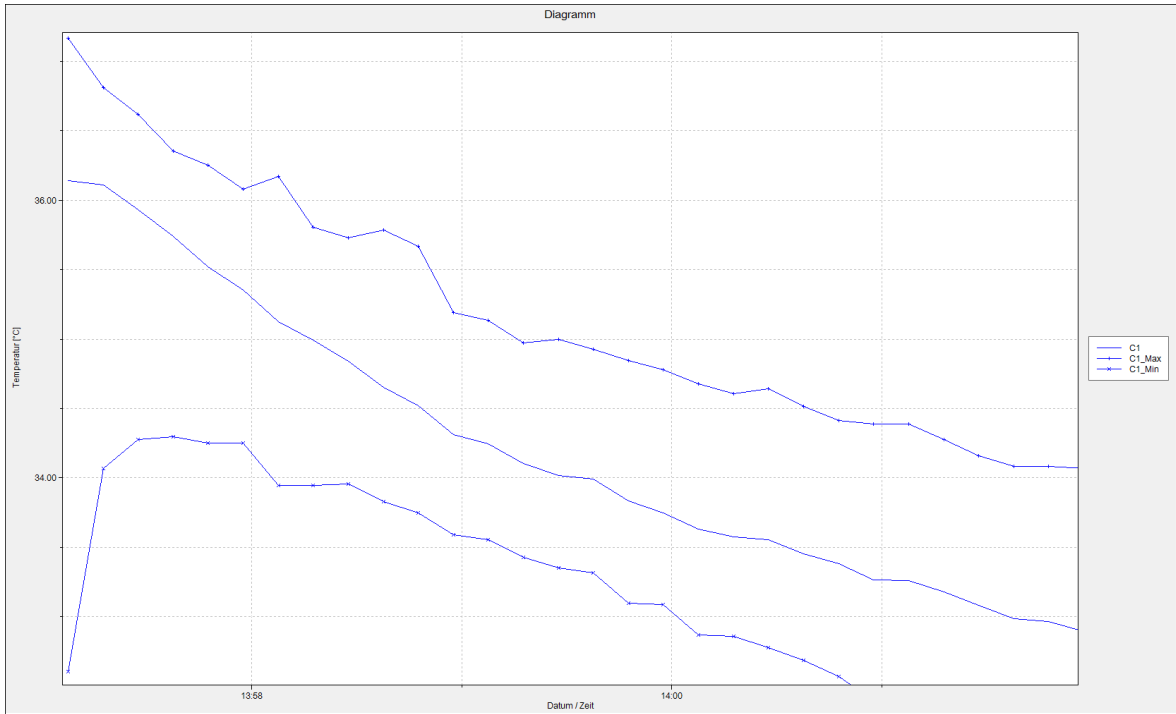


Abb.15 Temperaturabfall des Implantats bei 37,2°C

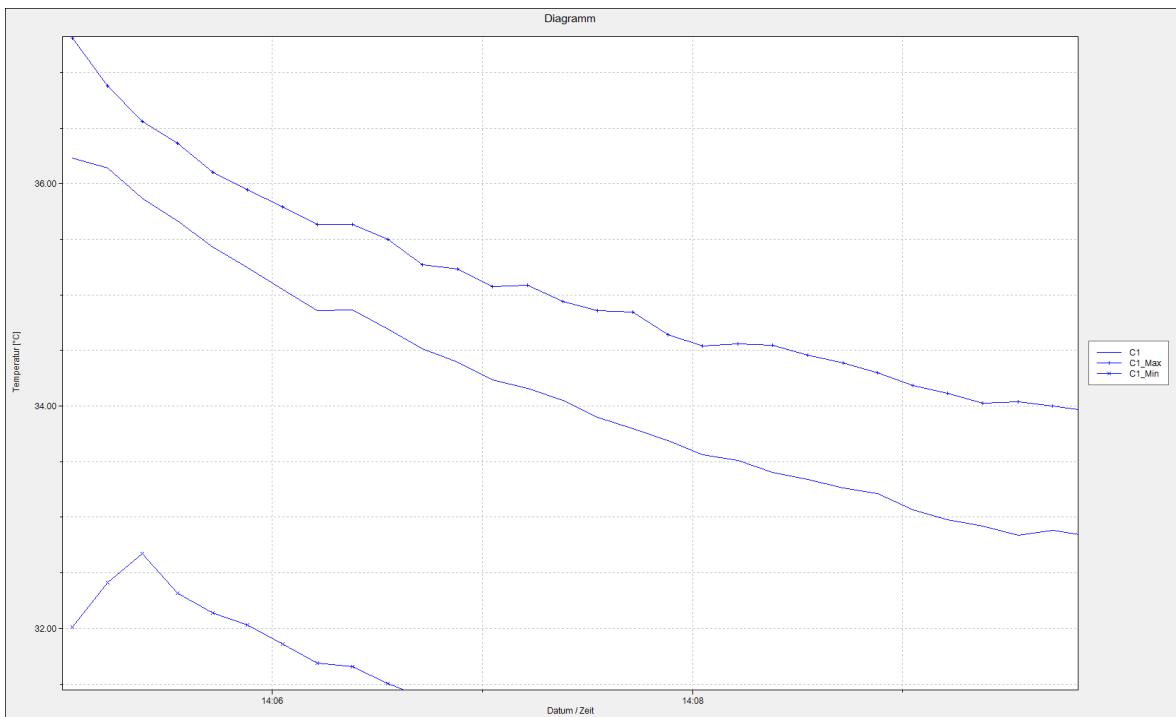


Abb.16 Temperaturabfall des Implantats bei 37,3°C

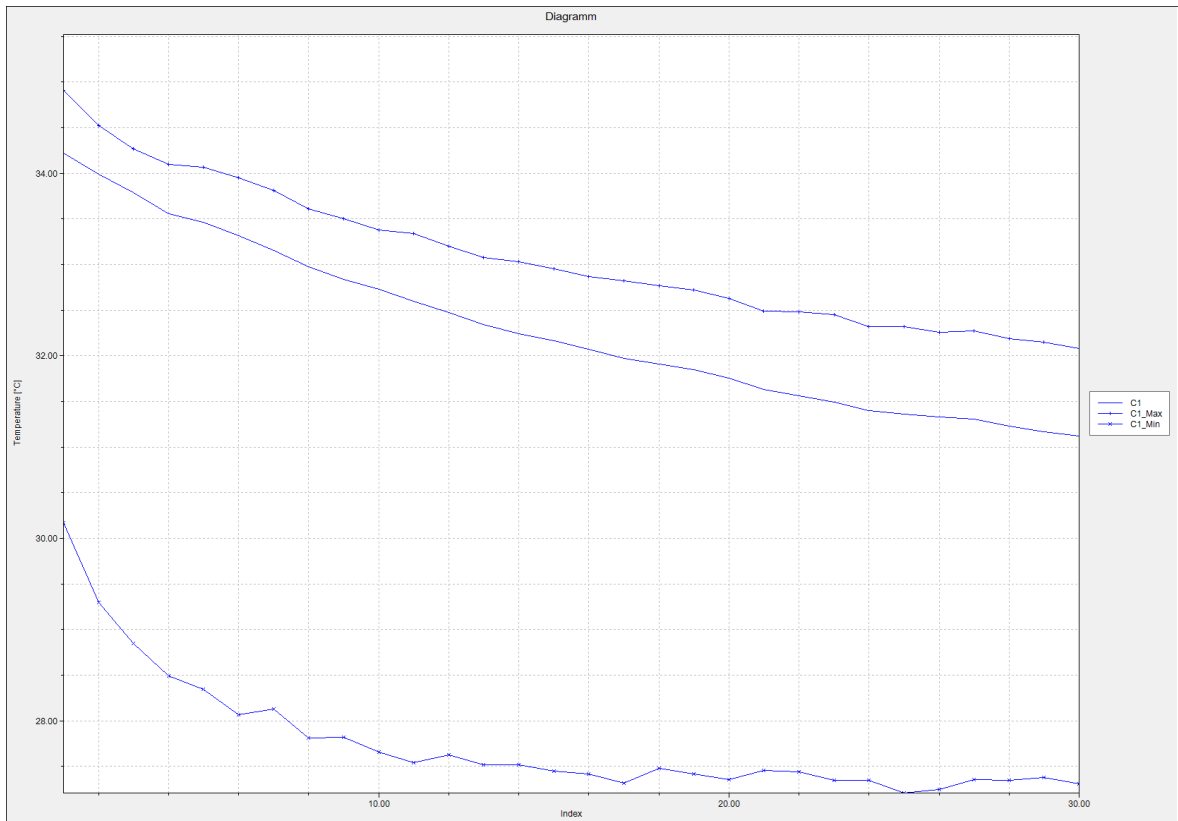


Abb.17 Temperaturabfall des Implantats bei 37,4°C

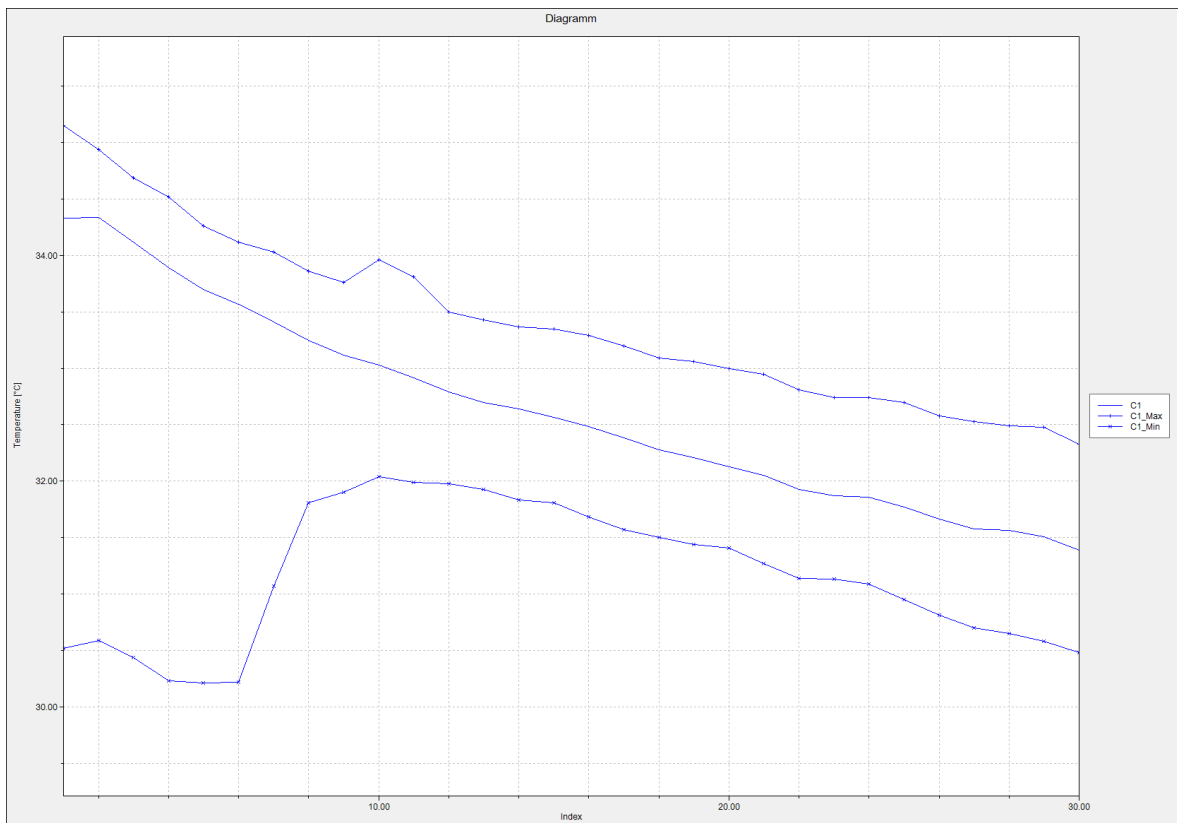


Abb.18 Temperaturabfall des Implantats bei 37,5°C

3.2 FLIR One

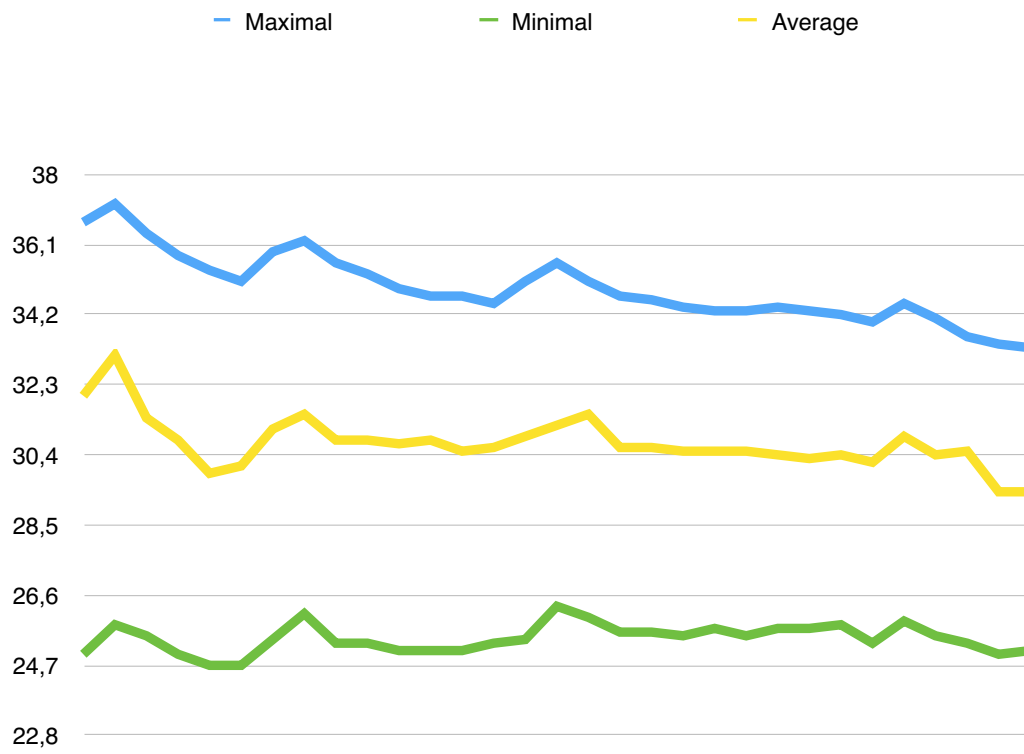


Abb.19 Temperaturabfall des Implantats bei 36,9°C

4. Diskussion

Ziel dieser Arbeit war die Evaluierung der Humanthermographie mit der Frage, ob sie in Zukunft spezifisch für präoperative, intraoperative und postoperative Untersuchungen bei Patientinnen mit einer geplanten subkutanen Mastektomie eingesetzt werden kann. Der Gedanke dahinter war, sollte sich die Methode der Infrarotthermographie im Laborversuch bewähren, würde diesbezüglich eine weiterführende prospektive Studie an mehreren Patientinnen durchgeführt werden. Dabei würde das Hauptaugenmerk auf Durchblutungsstörungen als Komplikation nach subkutaner Mastektomie gelegt werden, wobei man mithilfe der Wärmebildkamera das Perfusionsmuster des Hautmantels zu untersuchen gedenkt.

Es wurden während einer detaillierten Literaturrecherche keine vergleichbaren Studien zu dieser Fragestellung gefunden. Vielmehr gab es bereits einige Studien, die den Humanthermographieeinsatz vor, während oder nach Lappenplastiken behandeln, wobei hier auch zumeist gute Ergebnisse erzielt wurden.

Sie ist hilfreich für das Auffinden eines geeigneten Perforators beziehungsweise des geeignetsten Perforators bei Planung einer Brustrekonstruktion. Ohne Thermographie wird/wurde subjektiv ein passender Perforator gewählt, mit Thermographie kann man ermitteln, welches Gefäß am meisten zur Durchblutung des vorgesehenen Lappens beiträgt. Dies wurde an zwei Patientinnen untersucht und es wurde geschlussfolgert, dass diese Methode für diesen Zweck geeignet ist (32).

Auch das postoperative Monitoring betreffend scheint Thermographie eine zuverlässige nichtinvasive Methode darzustellen. Gemessen wurde die Sauerstoffsättigung in 41 Fällen von Unterkieferrekonstruktionen mit einem Fibulalappen. Außerdem wurden weitere 40 Freiwillige zur Messung der beidseitigen Sauerstoffsättigung des Unterkiefers herangezogen. Während es bei der nicht operierten Gruppe zu keinen zeitlichen oder räumlichen Unterschieden der Sauerstoffsättigung kam, konnte bei den operierten Patienten und

Patientinnen eine niedrigere Sättigung auf der Seite des Lappens gegenüber der gesunden Seite festgestellt werden, wobei die Sättigung bis 12 Stunden nach der Operation abnahm, sich jedoch nach 20 Stunden wieder verbesserte und der gesunden Seite anglich (33).

Auch eine Studie aus Japan erkennt Humanthermographie als vielversprechende Methode an. Obwohl Doppler Ultraschographie als kostspielige Variante durchaus gute Ergebnisse erzielt, wäre eine einfache und günstige Alternative sehr zu begrüßen und ist mit der Möglichkeit von leicht zu transportierenden und bedienenden Wärmebildkameras auch gegeben. Hier wurde die Methode lediglich an einem Patienten/einer Patientin ausprobiert, was die Notwendigkeit von weiteren Studien mit sich bringt (34).

Auf den Philippinen wird zum postoperativen Monitoring ein Infrarot-Stirn-Thermometer zur Kontrolle von Lappenplastiken verwendet, indem man die Temperaturdifferenz zwischen frischem Lappen und umgebender unversehrter Haut ermittelt und bei einer Differenz von über 2°C zu durchblutungsverbessernden Maßnahmen greift, wobei bei einer Persistenz von zwei Stunden eine chirurgische Revision durchgeführt wird. Dies ist eine einfache Methode, Thermographie mit kostengünstigen Mitteln durchzuführen (35).

Auch in einer Studie aus Deutschland wurde anhand 54 freier Lappenplastiken der Zusammenhang zwischen Oberflächentemperatur und mikrozirkulärer Lappendurchblutung mittels gewöhnlichem digitalen Infrarotthermometer (zur Ermittlung der Oberflächentemperatur) und einer Kombination von Laser-Doppler und Photospektrometrie (zur Messung der Durchblutung) untersucht. Hierbei wurde ein Temperaturabfall von 3°C im Zentrum des Lappens mit einer arteriellen Thrombose und ein Abfall von 1 bis 2 °C mit einer venösen Komplikation in Verbindung gebracht (36).

Aufbauend auf diese Studie hat man auch in England versucht die Oberflächentemperatur mit einem gewöhnlichen Thermometer zu messen und ist zu dem Entschluss gekommen, dass es vor allem dann schwierig wird sich auf

diese Methode zu verlassen, wenn externe Einflüsse wie Maßnahmen zur Erwärmung des Patienten oder der Patientin das Ergebnis verfälschen. Deshalb muss man diese Art von Monitoring als zusätzliche und nicht ausschließliche Methode ansehen (37).

4.1 Interpretation der Ergebnisse

Bei den in unserem Laborversuch entstandenen Wärmebildern war die Temperaturdifferenz zwischen erhitztem und nicht-erhitztem Brustimplantat anhand des Wärmebildmusters bei beiden Kameratypen eindeutig feststellbar. Zudem ist anhand der Diagramme der kontinuierliche Temperaturabfall während der fünf-minütigen Abkühl- und Messphase jederzeit sehr gut zu erkennen.

Während es bei der VarioCAM nur zu geringen Temperaturschwankungen kam, erkennt man bei der FLIR One Messreihe, dass der Temperaturabfall durch mehrere Temperaturschwankungen gekennzeichnet ist. Dies liegt unter anderem auch an den Messbedingungen, da in diesem Fall kein Stativ verwendet wurde und alle zehn Sekunden manuell ein Foto geschossen wurde und nicht automatisch wie bei der VarioCAM. Zu möglichen Fehlerquellen und deren Vermeidung siehe nachfolgendes Kapitel.

Die Auflösung und Qualität der Bilder war erwartungsgemäß bei der teureren VarioCam besser, allerdings konnte man die grundlegenden Informationen auch mit der praktischen FLIR One Kamera sehr gut erkennen.

4.2 Fehlerquellen und deren Vermeidung

Es gibt einige Bereiche, die man beachten muss, wenn man einwandfreie Ergebnisse erzielen möchte und die zur Verfälschung der Ergebnisse führen könnten:

Objektabstand

Der Abstand zwischen Infrarotkamera und des aufzunehmenden Objektes sollte 40 cm nicht überschreiten (38). Bei unserem Laborversuch wurde die Wärmebildkamera mittels Stativ auf den idealen Abstand eingestellt.

Winkel

Um hundertprozentig vergleichbare Wärmebilder zu erhalten, sollte bei der Aufnahme möglichst der gleiche Winkel eingehalten werden (38). Aufgrund des Stativs ist dies kein möglicher Störfaktor bei unserem Versuch.

Objektbeschaffenheit

Für unseren Versuch relevant war die Oberflächenbeschaffenheit des Tisches beziehungsweise der Unterlage, auf der die Brustimplantate lagen. Diese sollte niemals glänzend, sondern matt sein, um das Wärmebild nicht zu verfälschen (38). Dies wurde ebenfalls in unserem Fall berücksichtigt.

Absoluttemperatur

Eine Wärmebildkamera misst die von einem Objekt ausgehende Wärmestrahlung und ist nicht für die genaue Angabe von Absoluttemperaturen geeignet. Man kann jedoch den Emissionsgrad ermitteln und somit etwaige Emissionswertkorrekturen durchführen (39).

Umgebungsbedingungen

Es ist wichtig auf einheitliche Umgebungsbedingungen zu achten. In unserem Laborversuch waren die Bedingungen zu jedem Zeitpunkt dieselben. Dies muss im klinischen Alltag genauso beachtet werden (38).

Trotz möglicher Fehlerquellen wurde vom Techniker versichert, dass die Infrarotkamera für die für unsere Fragestellung relevanten Wärmeunterschiede durchaus empfindlich sei und wir sie für die Untersuchung von der Hautdurchblutung vor und nach einer subkutanen Mastektomie einsetzen können. Das bedeutet, dass man die Verbesserung oder Verschlechterung der Durchblutung problemlos erkennen kann, was Hauptziel der bereits erwähnten weiterführenden Studie ist (38).

In einer vermeintlich veralteten Studie aus dem Jahr 2007 wurde detailliert beschrieben, wie man die Qualität von Wärmebild-Aufnahmen verbessern kann, und die Ergebnisse decken sich mit unseren Erfahrungen. Laut dieser gibt es vier Punkte, die zu beachten sind:

1.) Vorbereitung des Patienten/der Patientin

Demnach soll der Patient oder die Patientin über den möglichen Einfluss von Zigarettenkonsum, Drogen, sportlicher Betätigungen und auch Kosmetik aufgeklärt und am Untersuchungstag die Umgebung bezüglich Temperatur und Luftfeuchtigkeit kontrolliert werden (40).

2.) Standardisierung der technischen Geräte (u.a. Kalibrierung)

Dies ist dann relevant, wenn man interdisziplinär verschiedene Geräte verwendet und diese beispielsweise unterschiedlich kalibriert sind. In unserem Fall wurde nur ein Gerät verwendet und dieses vom Hersteller kalibriert, sodass nur zu beachten ist, in Zukunft darauf zu achten, dass das Gerät auch weiterhin einwandfrei funktioniert und nicht erst beim Auftritt von Fehlern, die technischen Einstellungen zu kontrollieren (40).

3.) Bildaufnahme und -analyse

Das ist ein Punkt, auf den bereits hingewiesen wurde und welcher einen der größten Störfaktoren darzustellen scheint. Hierbei sei wiederum auf den

unterschiedlichen Objektstand sowie Winkel bei der Objektaufnahme hingewiesen. Laut dieser Studie aus dem Jahr 2007 sollte die Kamera mittels eines Stativs so aufgestellt werden, dass sie parallel zum Boden und in einem 90° Winkel zum Stativ steht (siehe Abb. 20). Hierbei wurde allerdings auch die Möglichkeit von Software-Einstellung beschrieben, die abhängig von der aufzunehmenden Region über unterschiedliche Einstellungen verfügt. Bei der darauffolgenden Analyse wurden zudem einheitliche Bereiche (Bereiche, die nicht willkürlich gewählt, sondern bewusst anatomisch definiert wurden) für die Messpunkte herangezogen (40).



Abb. 20 Stativ (40)

4.) Ausbildung von qualifizierten Technikern und Technikerinnen

Es ist zunächst wichtig, dass der Arzt, die Ärztin über das Wissen verfügt, wie ein Wärmebild bei einem gesunden Menschen aussieht, um dann auch pathologische Veränderungen richtig interpretieren zu können. Hierfür sollten alle Beteiligten adäquat geschult und regelmäßig über technische Fortschritte und Erkenntnisse informiert werden (40).

Es sind auch einige Beispiele für Fehlerquellen von Thermografieaufnahmen aus dem Gebäudebereich auf die Anwendung im medizinischen Bereich übertragbar. Zunächst muss man sich darüber bewusst werden, dass es sich bei Wärmebildern um Momentaufnahmen handelt, die nur die Oberfläche von Objekten darstellen.

Wiederum werden unter anderem material- und oberflächenspezifische Einflüsse, aber auch der Einfluss von Feuchtigkeit, Staub- und Schmutzpartikeln erwähnt. Das sind leicht zu vermeidende Störfaktoren, genauso wie unsaubere Linsen (41).

Es sollte außerdem relativ unproblematisch sein, für einen Temperaturangleich der Kamera zu sorgen. Diese sollte möglichst in demselben Raum gelagert werden, in dem auch in Zukunft gemessen werden soll. Es gilt: Die Gerätetemperatur entspricht der Umgebungstemperatur. Sollte die Gerätetemperatur einem niedrigeren Wert entsprechen als die Umgebungstemperatur, führt dies zu einem zu hohen Messergebnis beziehungsweise führt eine höhere Gerätetemperatur zu einem zu niedrigen Messergebnis (41).

Neben einem zu großen Abstand zwischen Infrarotkamera und Messobjekt können auch Temperaturunterschiede zwischen Messobjekt und Hintergrund zu Problemen führen. Allerdings sind auch diese potentiellen Störfaktoren leicht zu verhindern (41).

Einen weiteren Störfaktor stellen Wärme- oder Kälte-Strahler wie zum Beispiel Heizkörper und Lampen dar, deren Reflexion auf der Oberfläche des Messobjektes nicht der Umgebungstemperatur, das heißt Gerätetemperatur entspricht (41).

Es heißt außerdem, man solle bei der Interpretation eher anhand von Farben als anhand von Temperaturwerten beurteilen (41).

In einer Studie aus dem Jahr 2010 heißt es, man müsse sich darüber bewusst werden, dass Thermographie trotz Informationen über die Physiologie keine Aussagen über die Ätiologie unterstützt. Darüber hinaus würden individuelle Unterschiede bezüglich der Thermoregulation eines Menschen die Interpretation erschweren (42).

In einer Studie aus dem Jahr 2013 wiederum hat man die Unterschiede der Interpretationsmöglichkeiten eines Wärmebilds untersucht. Genauer gesagt, wollte

man überprüfen, ob verschiedene Untersucher unter Berücksichtigung der Patientengeschichte dasselbe Wärmebild unterschiedlich interpretieren würden. Dem war nicht so - Es wurde eine gute Verlässlichkeit der Thermographie für die Beurteilung von Hauttemperatur attestiert (43).

4.3 Schlussfolgerung

Die für unsere Fragestellung notwendigen Parameter können sowohl mit der Wärmebildkamera VarioCAM als auch mit der FLIR One Kamera ermittelt werden. Beide Kameratypen haben Vor- und Nachteile.

Das Auflösungsvermögen ist erwartungsgemäß bei der teureren VarioCAM besser. Außerdem sind hier die Messergebnisse aufgrund der Möglichkeit der Verwendung eines Stativs genauer. Nichtsdestotrotz kann auch die FLIR One Kamera Temperaturunterschiede erkennen und dürfte im klinischen Alltag ein günstiges und hilfreiches Instrument sein. Ein Vorteil bei der FLIR One Kamera gegenüber der VarioCAM ist, dass diese leichter gehandhabt werden kann. Sie ist handlich und schnell einsetzbar, wohingegen man für den Aufbau und die Nutzung der VarioCAM mehr Zeit in Anspruch nehmen muss.

	Vorteile	Nachteile
VarioCAM	Möglichkeit der Verwendung eines Stativs bessere Auflösung genauere Messergebnisse	unhandlich Aufbau zeitintensiv
FLIR One	handlich schnelle Einsetzbarkeit	Messergebnisse nicht so genau wie bei VarioCAM schlechtere Auflösung als bei VarioCAM

5. Literaturverzeichnis

1. Specht E. Der Mensch als wärmetechnisches System [Internet]. 17.05.2005 [cited 2016 07.10.2016]. Available from: http://www.unimagdeburg.de/isut/TV/Download/Der_Mensch_als_waermetechnisches_System.pdf.
2. Mikulska D. Contemporary applications of infrared imaging in medical diagnostics. *Annales Academiae Medicae Stetinensis*. 2006;52(1):35-9.
3. Seibt W. Physik für Mediziner. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2015.
4. Lippold B. Wärmestrahlung [Internet]. 2016 [cited 2016 08.10]. Available from: <http://www.chemie.de/lexikon/Waermestrahlung.html>.
5. Engineering A. Geschichte der Infrarot-Technologie [Internet]. 2010 [cited 2016 08.10]. Available from: http://www.arriva.ch/index.php?option=com_content&view=article&id=63&Itemid=101.
6. Naziyok TP, Zeleke AA, Rohrig R. Contactless Patient Monitoring for General Wards: A Systematic Technology Review. *Studies in health technology and informatics*. 2016;228:707-11.
7. Staffa E, Bernard V, Kubicek L, Vlachovsky R, Vlk D, Mornstein V, et al. Infrared thermography as option for evaluating the treatment effect of percutaneous transluminal angioplasty by patients with peripheral arterial disease. *Vascular*. 2016.
8. Padilla-Valverde D, Sanchez-Garcia S, Garcia-Santos E, Marcote-Ibanez C, Molina-Robles M, Martin-Fernandez J, et al. Usefulness of thermographic analysis to control temperature homogeneity in the development and implementation of a closed recirculating CO₂ chemohyperthermia model. *International journal of hyperthermia : the official journal of European Society for Hyperthermic Oncology, North American Hyperthermia Group*. 2016:1-7.
9. Tan LL, Sanjay S, Morgan PB. Screening for dry eye disease using infrared ocular thermography. *Contact lens & anterior eye : the journal of the British Contact Lens Association*. 2016.
10. Kolosovas-Machuca ES, Martinez-Jimenez MA, Ramirez-GarciaLuna JL, Gonzalez FJ, Pozos-Guillen AJ, Campos-Lara NP, et al. Pain Measurement through Temperature Changes in Children Undergoing Dental Extractions. *Pain research & management*. 2016;2016:4372617.
11. Iosif L, Preoteasa CT, Murariu-Magureanu C, Preoteasa E. Clinical study on thermography, as modern investigation method for Candida-associated denture stomatitis. *Romanian journal of morphology and embryology = Revue roumaine de morphologie et embryologie*. 2016;57(1):191-5.

12. Singer AJ, Relan P, Beto L, Jones-Koliski L, Sandoval S, Clark RA. Infrared Thermal Imaging Has the Potential to Reduce Unnecessary Surgery and Delays to Necessary Surgery in Burn Patients. *Journal of burn care & research : official publication of the American Burn Association*. 2015.
13. Childs C, Siraj MR, Fair FJ, Selvan AN, Soltani H, Wilmott J, et al. Thermal territories of the abdomen after caesarean section birth: infrared thermography and analysis. *Journal of wound care*. 2016;25(9):499-512.
14. Jo J, Kim H. Comparison of abdominal skin temperature between fertile and infertile women by infrared thermography: A diagnostic approach. *Journal of thermal biology*. 2016;61:133-9.
15. Zadeh HG, Haddadnia J, Ahmadinejad N, Baghdadi MR. Assessing the Potential of Thermal Imaging in Recognition of Breast Cancer. *Asian Pacific journal of cancer prevention : APJCP*. 2015;16(18):8619-23.
16. Omranipour R, Kazemian A, Alipour S, Najafi M, Alidoosti M, Navid M, et al. Comparison of the Accuracy of Thermography and Mammography in the Detection of Breast Cancer. *Breast care (Basel, Switzerland)*. 2016;11(4):260-4.
17. Ruijs AC, Jaquet JB, Brandsma M, Daanen HA, Hovius SE. Application of infrared thermography for the analysis of rewarming in patients with cold intolerance. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery and hand surgery / Nordisk plastikkirurgisk forening [and] Nordisk klubb for handkirurgi*. 2008;42(4):206-10.
18. de Weerd L, Mercer JB, Setsa LB. Intraoperative dynamic infrared thermography and free-flap surgery. *Annals of plastic surgery*. 2006;57(3):279-84.
19. Tenorio X, Mahajan AL, Wettstein R, Harder Y, Pawlovski M, Pittet B. Early detection of flap failure using a new thermographic device. *The Journal of surgical research*. 2009;151(1):15-21.
20. de Weerd L, Weum S, Mercer JB. The value of dynamic infrared thermography (DIRT) in perforatorselection and planning of free DIEP flaps. *Annals of plastic surgery*. 2009;63(3):274-9.
21. de Weerd L, Mercer JB, Weum S. Dynamic infrared thermography. *Clinics in plastic surgery*. 2011;38(2):277-92.
22. Tenorio X, Mahajan AL, Elias B, van Riepst JS, Wettstein R, Harder Y, et al. Locating perforator vessels by dynamic infrared imaging and flow Doppler with no thermal cold challenge. *Annals of plastic surgery*. 2011;67(2):143-6.
23. Lohman RF, Ozturk CN, Ozturk C, Jayaprakash V, Djohan R. An Analysis of Current Techniques Used for Intraoperative Flap Evaluation. *Annals of plastic surgery*. 2015;75(6):679-85.

24. Muntean MV, Strilciuc S, Ardelean F, Pestean C, Lacatus R, Badea AF, et al. Using dynamic infrared thermography to optimize color Doppler ultrasound mapping of cutaneous perforators. *Medical ultrasonography*. 2015;17(4):503-8.
25. Mohan AT, Saint-Cyr M. Advances in imaging technologies for planning breast reconstruction. *Gland surgery*. 2016;5(2):242-54.
26. Weum S, Mercer JB, de Weerd L. Evaluation of dynamic infrared thermography as an alternative to CT angiography for perforator mapping in breast reconstruction: a clinical study. *BMC medical imaging*. 2016;16(1):43.
27. John HE, Niomsawatt V, Rozen WM, Whitaker IS. Clinical applications of dynamic infrared thermography in plastic surgery: a systematic review. *Gland surgery*. 2016;5(2):122-32.
28. Kanazawa T, Nakagami G, Goto T, Noguchi H, Oe M, Miyagaki T, et al. Use of smartphone attached mobile thermography assessing subclinical inflammation: a pilot study. *Journal of wound care*. 2016;25(4):177-80, 82.
29. Hardwicke JT, Osmani O, Skillman JM. Detection of Perforators Using Smartphone Thermal Imaging. *Plastic and reconstructive surgery*. 2016;137(1):39-41.
30. InfraTec GmbH. Wärmebildkamera Serie VarioCAM ® HDx research 600. [cited 2017 04.03.]. Available from: <http://www.infratec.at/thermografie/waermebildkamas/variocamr-hdx.html>.
31. FLIR®Systems. FLIR ONE Android 2017 [cited 2017 04.03.]. Available from: <http://www.flir.de/flirone/android/>.
32. Kalra S, Dancy A, Waters R. Intraoperative selection of dominant perforator vessel in DIEP free flaps based on perfusion strength using digital infrared thermography - a pilot study. *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery : JPRAS*. 2007;60(12):1365-8.
33. Cai ZG, Zhang J, Zhang JG, Zhao FY, Yu GY, Li Y, et al. Evaluation of near infrared spectroscopy in monitoring postoperative regional tissue oxygen saturation for fibular flaps. *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery : JPRAS*. 2008;61(3):289-96.
34. Yamamoto T, Todokoro T, Koshima I. Handheld thermography for flap monitoring. *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery : JPRAS*. 2012;65(12):1747-8.
35. Estrella EP. An infrared forehead thermometer for flap monitoring. *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery : JPRAS*. 2009;62(6):736.
36. Kraemer R, Lorenzen J, Knobloch K, Papst S, Kabbani M, Koennecker S, et al. Free flap microcirculatory monitoring correlates to free flap

- temperature assessment. *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery : JPRAS*. 2011;64(10):1353-8.
37. Kannan RY. Early detection of inflow problems during free flap monitoring using digital tympanic thermometers. *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery : JPRAS*. 2012;65(5):e135.
 38. Hermann D. nbn Elektronik ed2016.
 39. Angerer A. InfraTec GmbH ed2017.
 40. Ring E, Ammer K, Wiecek B, Plassmann P, Jones C, Jung A, et al. Quality assurance for thermal imaging systems in medicine. *Thermology International*. 2007;17(3):103-6.
 41. Bumann M. IR-Thermografie-FibelTS.2009 [cited 2016 26.10]. Available from: <http://www.bausachverstaendiger.klausroggel.de/images/IR%20Thermografie%20Fibel.pdf>.
 42. Hildebrandt C, Raschner C, Ammer K. An overview of recent application of medical infrared thermography in sports medicine in Austria. *Sensors*. 2010;10(5):4700-15.
 43. Choi E, Lee PB, Nahm FS. Interexaminer reliability of infrared thermography for the diagnosis of complex regional pain syndrome. *Skin research and technology : official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*. 2013;19(2):189-93.