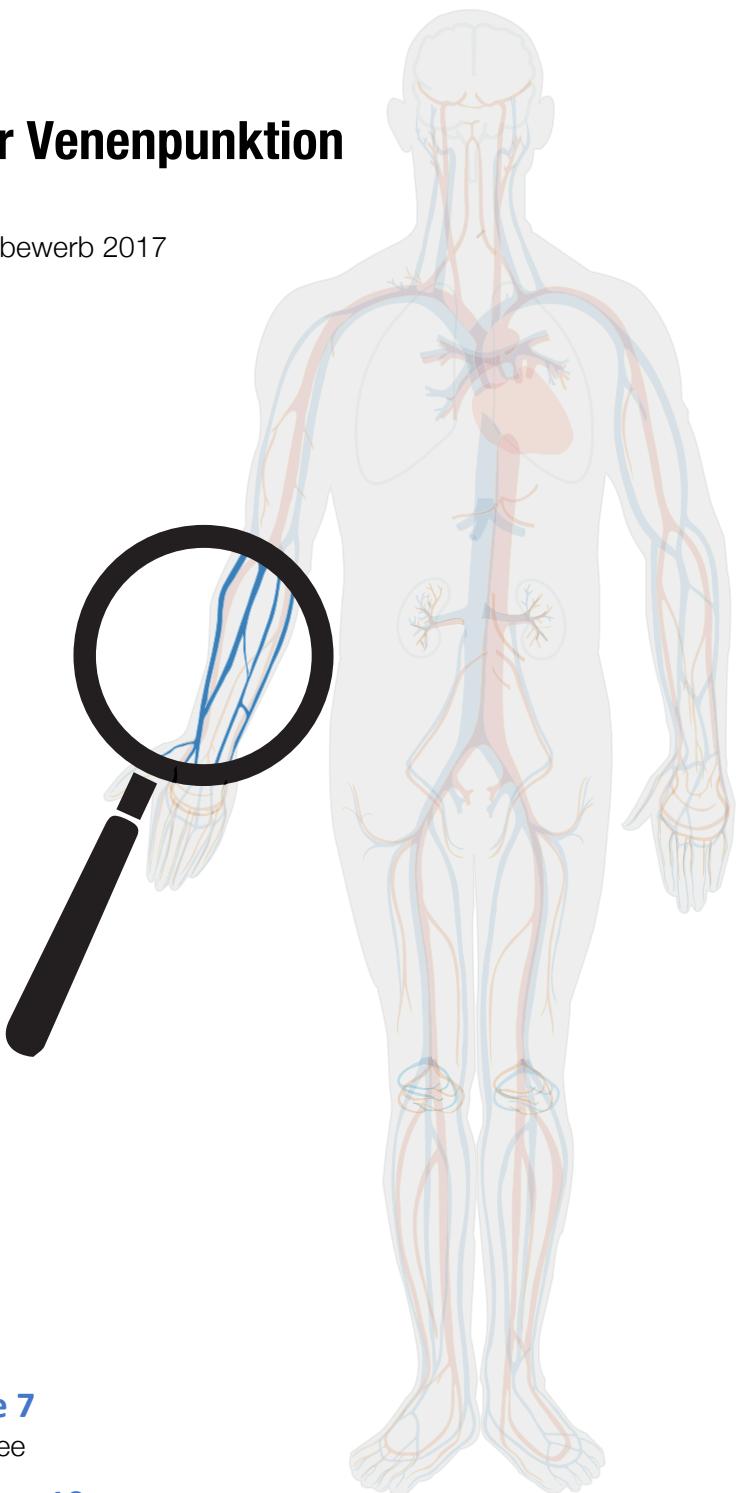


Projekt für Jugend forscht
Berlin

Fachgebiet Arbeitswelt

Venenfinder ein Assistenzsystem zur Venenpunktion

Erweiterte Fassung für den Bundeswettbewerb 2017



Elias Stoetzer (15.2.2005), Klasse 7

Primo-Levi-Gymnasium Berlin-Weißensee

Lucie Ettlinger (08.04.2001), Klasse 10

Romain-Rolland-Gymnasium Berlin-Reinickendorf

Myrijam Stoetzer (24.2.2001), Klasse 10

Primo-Levi-Gymnasium Berlin-Weißensee

Kurzfassung

Medikamente, deren Wirkstoffe nicht über den Magen-Darmtrakt aufgenommen werden können, müssen intravenös gespritzt werden – in der Regel durch einen Arzt, bei chronischen Erkrankungen kann dies auch selbst ausgeführt werden („Heimselbstbehandlung“, z.B. Venenpunktion mit Medikamentengabe 3x pro Woche).

Eine chronische Krankheitsform, die eine häufige Venenpunktion notwendig macht, ist die Hämophilie. Hier fehlen in der Blutgerinnungskette ein oder mehrere lebenswichtige Enzyme, die extern zugeführt werden müssen. Kinder und Familien stehen hier oft vor großen Schwierigkeiten. Die Gefäße sind nicht immer gut zu erkennen und wenn die Nadel nicht sicher in der Vene liegt, muss erneut an einer anderen Stelle punktiert werden. In seltenen Fällen stößt der Körper die fremden Eiweiße ab (Hemmkörperbildung). Die einzige mögliche Therapie ist dann eine extrem hohe Faktorgabe durch mehrmals tägliche Venenpunktionen. Unser Projekt soll diese Therapie vereinfachen, indem mit Hilfe von infrarotem Licht (IR) und einer Echtzeit-Bildverarbeitung die Venen deutlicher sichtbar werden.

Fragestellung

Lässt sich mit *handelsüblicher Technik* in Verbindung mit einer computergesteuerten Bildaufbereitung ein System entwickeln, mit dem Venen für medizinische Zwecke deutlicher sichtbar gemacht werden können?

Unter welchen Bedingungen – Beleuchtung, Absorption durch unterschiedliche Gewebearten, Blut oder Wasser sowie verwendete Kamerasysteme – liefert eine solche Eigenentwicklung optimale Ergebnisse?

Zielsetzung

Unser Ziel ist die Entwicklung eines Assistenz-Systems, das mit Hilfe von infraroter Beleuchtung und einer computergestützten Echtzeit-Bildverarbeitung die Lage der Venen deutlicher sichtbar werden lässt. Die Venenpunktion zu diagnostischen Zwecken (Blutabnahme) oder zur Medikamentengabe (iv) soll damit erleichtert werden. Leichter Nachbau und geringe Kosten sind wichtige Kriterien für die Entwicklung. Aus diesem Grund geben wir unsere Entwicklung unter der Creative Commons Lizenz frei.

Vorgehen

Neben der Recherche und Sichtung von Fachliteratur zu Verfahren der Venenlokalisierung haben wir eigene Experimente durchgeführt, z.B. Beleuchtung mit unterschiedlichen Wellenlängen oder Thermografie. Mit den Ergebnissen und Erkenntnissen entwickelten wir Prototypen zur computergestützten Venenlokalisierung.

Diskussion

Wir haben zwei unterschiedliche Prototypen entwickelt, die sich im Hinblick auf das verwendete Kamerasystem unterscheiden – mit ihrer Hilfe und einer mathematischen Bildaufbereitung können wir Venen deutlicher sichtbar machen. Eine mögliche Weiterentwicklung wäre die Verwendung von Smartphones als mobile Lösung.

Das System soll Ende April in einem Kurs im Vivantes Klinikum in Berlin Friedrichshain für hämophile Kinder (7-10Jahre) eingesetzt werden, um spielerisch die eigenen Venen zu suchen.

Inhaltsverzeichnis

Einleitung – die Notwendigkeit von venösen Zugängen	1
Fragestellung	3
Zielsetzung	3
Entwicklung „Venenfinder“	3
Forschungsstand	3
Designprinzipien für die Eigenentwicklung	5
Eigene Forschungen	6
<i>Spektralanalyse Blut</i>	6
<i>Multispektralfotos Venen</i>	7
<i>Thermografie der Unterarmvenen</i>	7
Bau eines Prototypen	8
Programmierung	10
Version 1: Standard-Kamera-System (Pi-Camera).....	11
Version 2: Spezial-Kamera (modifizierte Webcam).....	12
Ergebnisse	14
Ausblick.....	15
Literatur	
Webseiten	
Blog zu openCV und Python	
Abbildungen	
Unterstützung	

Einleitung – die Notwendigkeit von venösen Zugängen

Für viele medizinische Szenarien ist ein schneller und unkomplizierter Zugang zu den venösen Blutgefäßen wichtig, z.B. um Blutproben für diagnostische Zwecke zu entnehmen („großes/ kleines Blutbild“). Eine Venenpunktion kann auch notwendig sein, um Medikamente zu verabreichen, die entweder aufgrund ihrer Molekülgröße andere Körperschranken nicht passieren können oder die im Verdauungstrakt durch Enzyme oder den niedrigen pH-Wert angegriffen und so unwirksam werden. Ihren Fachaufsatz „Kinderanästhesie. Der schwierige Venenzugang“ beginnen Strauß/Denk (2013) daher mit einer deutlichen Forderung:

„Weil in vielen Situationen auf einen Zugang ins Gefäßsystem nicht verzichtet werden kann, gehört die Schaffung eines Venenzugangs deshalb zu den grundlegenden Techniken, die jeder mit der Versorgung von Kindern betraute Arzt sicher beherrschen muss.“ (Strauß / Denk 2013)

Die Venenpunktion stellt einen mikrochirurgischen Eingriff dar und darf in Deutschland nur von Ärzten oder speziell ausgebildetem Pflegepersonal durchgeführt werden. Eine Ausnahme ist die sogenannte Heimselbstbehandlung, wenn durch eine chronische Erkrankung eine mehrmalige Medikamentengabe intravenös pro Woche erfolgen muss – um z.B. lange Anfahrtswege und weitere psychosoziale Nachteile wie Ausfallzeiten in Schule und Ausbildung, soziale Ausgrenzung, weil bestimmte Sportarten ein zu hohes Verletzungsrisiko haben, zu vermeiden.

Ein Beispiel für die Notwendigkeit eines sicheren venösen Zugangs ist die Hämophilie, eine selten auftretende, erblich bedingte Gerinnungsstörung des Blutes. Die Ursache der Krankheit sind Fehler auf dem X-Chromosom (z.B. eine Gen-Inversion). Dadurch können die für die Blutgerinnung wichtigen Proteine, die Gerinnungsfaktoren, nicht ausreichend oder überhaupt nicht gebildet werden. Die Blutgerinnung ist ein komplexer molekularbiologischer Vorgang, bei dem eine ganze Kette von Reaktionen (Gerinnungskaskade) nacheinander abläuft – fällt eines der Proteine aus, kann ein wichtiger Zwischenschritt nur teilweise oder gar nicht erfolgen, so dass die gesamte Gerinnungskaskade unter Umständen nicht vollständig durchlaufen wird. Als Folge gerinnt das Blut der Betroffenen langsamer oder überhaupt nicht (Wundverschluss bleibt nicht stabil), was im schlimmsten Fall tödlich ausgehen kann. Man unterscheidet nach dem Kriterium der Restaktivität zwischen leichter, mittelschwerer und schwerer Hämophilie. Bei der leichten Hämophilie sind 5-15% Restaktivität vorhanden. Es treten nur verlängerte Blutungen nach Unfällen oder Operationen auf, im alltäglichen Leben gibt es jedoch wenige Beschwerden. Bei der mittelschweren Hämophilie kommt es nach Operationen, Zahnxtraktionen, Unfällen und auch bei schwereren Verletzungen zu ausgeprägten Blutungen. Es sind hier 1-5% Restaktivität vorhanden. Patienten mit schwerer Hämophilie und weniger als 1% Restaktivität bekommen häufig spontane Blutungen in Muskeln, Gelenken und inneren Organen.

Leichte Hämophilie wird oft mit Desmopressin behandelt – eigentlich ein Protein zur Hemmung der Wasserausscheidung. Dieses synthetische Hormon hat jedoch zusätzlich die Eigenschaft, Faktor VIII sowie Faktor IX aus den Speichern der Zelle vermehrt freizusetzen. Bei schwereren Formen der Hämophilie müssen die Faktoren extern zugeführt werden (Faktorsubstitution durch plasmatisch oder rekombinant hergestellte Präparate).

Die Diagnose „schwere Hämophilie“ geht daher immer einher mit der Notwendigkeit einer lebenslangen iv-Medikation durch Faktorpräparate. Aus diesem Grund lernen junge Patienten so früh wie möglich (ab 7-9 Jahren), die lebensrettenden Medikamente selbst zu spritzen und eine Venenpunktion am eigenen Körper erfolgreich durchzuführen. „Positive“, d.h. nicht traumatisierende Erfahrungen bei der Venenpunktion sind dafür von großer Bedeutung! Bei Kleinkindern schlagen Strauß / Denk (2013) z.B. die orale Gabe von Glukose vor.

Schwierigkeiten entstehen, wenn die Venen nicht gut erkennbar sind, was mehrere Ursachen haben kann:

Ursachen für eine schwierige Venenpunktion	
► Anatomie	▷ subkutanes Fettgewebe (physiologisch im 6.–24. Lebensmonat)
▷ Adipositas	
▷ angeborene Fehlbildungen, Hauterkrankungen (z. B. Arthrogryposis)	
▷ multiple Punktionen (z. B. ehemaliges Frühgeborenes)	
▷ Hautfarbe	
► Physiologie	▷ Hypovolämie, kalte Extremitäten, Hypothermie
▷ Verbrennungen	
▷ Ödeme	
► mangelnde Kooperation	
► Zeitdruck	▷ Notfall, Reanimation, Schock
► Erfolgsdruck	▷ kritische Eltern
▷ Chef schaut zu	
► geringe Erfahrung	
► ungeeignetes Material	

Abbildung 1: Ursachen für schwierige Venenpunktionen. Quelle: Strauß / Denk (2013), S. 259

Die Blutgefäße können tiefer liegen, die Venen können sich wegdrehen (Rollvenen) oder die Pigmentierung der Haut verhindert, dass die blau schimmernden Venen erkannt werden können. Die Blaufärbung der Venen kommt durch das Hämoglobin zustande, das im Blut den Transport von O₂ und CO₂ übernimmt. Ist Sauerstoff an das Hämoglobin gebunden, hat es eine hellrote Farbe, beim Abtransport von CO₂ hingegen eine tiefrote. Die Blutgefäße für das sauerstoffreiche Blut (Arterien) liegen tiefer in der Haut (zum Schutz) als die Venen, die das sauerstoffarme Blut zur Lunge zurücktransportieren.

Die Venenpunktion wird ausgeführt, indem oberhalb der Stelle die Vene gestaut wird, damit sie noch deutlicher hervortritt und für eine Blutabnahme zusätzliches Volumen zur Verfügung steht (nach vorheriger Desinfektion der Haut). Üblicherweise werden venöse Zugänge in der Innenseite des Ellenbogengelenks, am Unterarm oder am Handrücken gelegt – dort sind Venen oft besser erkennbar. Bei Säuglingen kann hingegen auch eine Vene am Kopf zur Injektion oder Infusion verwendet werden. Der Einstich am Handrücken ist schmerzhafter, weil dort deutlich mehr Nervenzellen vorhanden sind. Wenn die Venen nicht gut sichtbar sind und durch Tasten (nach dem Stauen) ebenfalls nicht sicher gefunden werden können, kommt es oft zu Probepunktionen („herumstochern“). Dies kann gerade junge Patientinnen und Patienten schnell traumatisieren, insbesondere, wenn aufgrund einer chronischen Erkrankung immer wieder i.v. Medikamentengaben notwendig sind – ein ganzes Leben lang.

In unserem Team gibt es Erfahrungen mit der Hämophilie A und der entsprechenden Notwendigkeit, immer zuverlässig einen venösen Zugang zur Medikamentengabe (Faktorsubstitution) zu gewährleisten. Es sind nicht nur die eigenen Erfahrungen, sondern auch Berichte aus Patientengruppen, die uns in der Idee bestärkt haben, einen Venenfinder zu entwickeln. Er soll Familien bei der Heimselbstbehandlung unterstützen, indem Venen leichter sichtbar werden. Unser Gerät soll chronisch erkrankten Patienten unnötige Schmerzen für vergebliche Venenpunktionen ersparen und auch bei der Blutabnahme zu diagnostischen Zwecken helfen. Auch Menschen ohne *chronische* Erkrankungen würden davon profitieren, wenn Venenpunktionen einfach und problemlos erfolgen könnten.

Fragestellung

Medizintechnische Geräte, die Venen deutlicher sichtbar machen, sind bereits am Markt verfügbar – es sind jedoch hochpreisige Systeme mit geringem Verbreitungsgrad, die für den Einsatz in Krankenhäusern vorgesehen sind. Da wir im Sinne der Eigenständigkeit Patienten auch bei der Heimselbstbehandlung mit einer technischen Lösung unterstützen möchten, lautet unsere Fragestellung:

Lässt sich mit *handelsüblicher Technik* in Verbindung mit einer computergesteuerten Bildaufbereitung ein System entwickeln, mit dem Venen für medizinische Zwecke deutlicher sichtbar gemacht werden können?

Damit ist die Frage verbunden, unter welchen Bedingungen – Beleuchtung, Absorption durch unterschiedliche Gewebearten, Blut oder Wasser sowie verwendete Kamerasysteme, eine solche Eigenentwicklung optimale Ergebnisse liefern kann.

Zielsetzung

Unser Ziel ist es, ein bildgebendes Verfahren zu entwickeln, mit dem größere venöse Blutgefäße für diagnostische Verfahren oder zur iv-Medikation leichter gefunden werden können. Unser Prototyp soll möglichst einfach einsetzbar sein und die Angst, die Vene nicht zu treffen, verringern. Damit möchten wir chronisch erkrankten Kindern Mut machen, einen selbstsicheren Umgang mit notwendigen iv-Medikationen zu finden und eine frühe Traumatisierung durch unnötige Schmerzen aufgrund von Fehlpunktionen zu vermeiden.

Entwicklung „Venenfinder“

Neben der Venenpunktion, also einer medizinischen Anwendung, wird die Visualisierung der Venen auch für biometrische Identifikationsverfahren verwendet, denn das „Venenmuster“ auf Unterarmen oder Händen lässt sich nur schwer simulieren, insbesondere dann, wenn multispektrale Aufnahmen und Wärmemessungen hinzugezogen werden.

In den letzten Jahren beschäftigen sich daher neben der biomedizinischen Forschung auch Informatiker zunehmend mit der Frage, mit welchen bildgebenden Verfahren Venen sichtbar gemacht werden können.

Beiden Forschungsrichtungen gemeinsam ist, dass sie zunehmend auf computergestützte Auswertungsverfahren zurückgreifen können und z.B. große Mathematik- und Simulationsprogramme wie MATLAB oder Wolfram Alpha entsprechende Funktionen zur Bildaufbereitung bieten. Für beide Ansätze ist das Wissen über physikalische Eigenschaften unterschiedlicher Hautgewebschichten wie Reflektionsgrad, Eindringungstiefe unterschiedlicher Wellenlängen und die Absorption durch venöses wie arterielles Blut, Fettgewebe, Wasser oder den Hautfarbstoff Melanin entscheidend.

Forschungsstand

Einer der „Klassiker“ im Hinblick auf die optischen Eigenschaften der menschlichen Haut ist der vielzitierte Beitrag von Anderson / Parrish (1981). Sie beschäftigen sich damit, wie Licht unterschiedlicher Wellenlänge von der Haut gestreut wird, welche Wellenlängen absorbiert werden und welche Rolle dabei Blutgefäße (sauerstoffreich, sauerstoffarm), Fettgewebe und Wasser spielen.

Insbesondere gehen sie auf die Absorptionseigenschaften von unterschiedlich stark getönter Haut ein: Im ultra-violetten Bereich spielt der Unterschied der Hauftöne noch eine große Rolle (dunkle, stark pigmentierte Haut als Schutz vor UV-Strahlung und Zellschädigungen). Je länger

jedoch die Wellenlänge ist und sich dem Infrarotbereich nähert, desto kleiner ist die Differenz der Intensität der reflektierten Wellenlängen („remittance spectrum“) bei verschiedenen Hauttypen. Ab 1100nm spielt der Unterschied der Hauttypen keine Rolle mehr. In diesen Strahlungsbereich kommen wir mit den uns zur Verfügung stehenden Infrarot-Leuchtdioden (LED) und der Kamera jedoch nicht. Der Peak der LEDs liegt bei 950nm, andere Leuchtdioden, mit denen wir nicht so erfolgreich waren, haben eine Peak-Wellenlänge von 850nm.

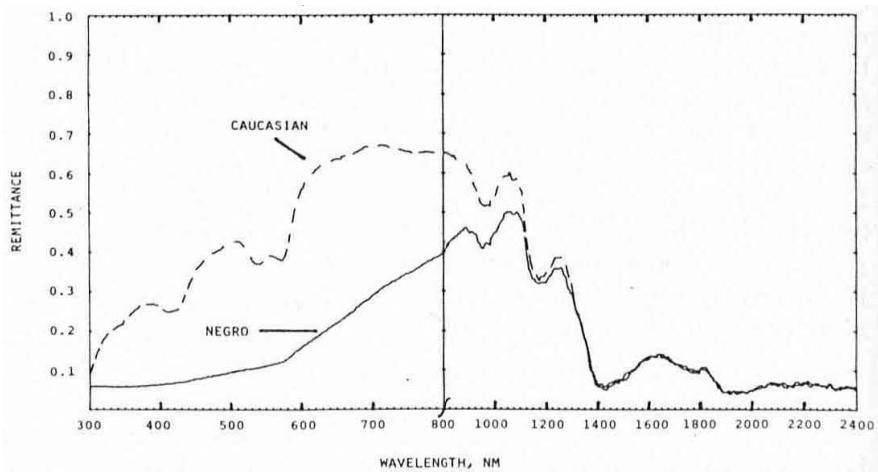


Abbildung 2: Vergleich unterschiedlich stark pigmentierter Haut.
 Quelle Anderson/Parrish (1981): 16

Eine aktuelle Studie, die drei verschiedene bildgebende Verfahren entwickelt und experimentell untersucht, hat uns bei unseren Versuchen und der Entwicklung unserer Prototypen ebenfalls weitergeholfen. In ihrer Veröffentlichung stellen Asrar / Al-Habaibeh et al. (2016) auch die bereits am Markt verfügbaren Systeme zur Venenlokalisierung vor – sie reichen von \$600 bis \$25.000:

Table 1. Vein Locators with Their Working Methods, Approximate Comparative Prices^a, and Schematic Diagrams

Vein Locator Systems	Company	Working Method	Price Indication (Approx.)	Schematic Presentation
AccuVein AV300 Vein Viewing System	AccuVein	Near infrared light is used to locate peripheral veins beneath the surface of the skin. [16]	US \$2,000 [17]	
Vein locator BS2000+	Wuxi Belson Medical System Co., LTD	Vein locator BS2000+ uses near infrared light and LED as light source. [18]	US \$5000 [19]	
Veinlite	Warrior Edge, LLC	It works by illuminating the deoxygenated blood in veins. [20]	\$629 [2]	
Economical Dualhead Vein locator BM1000	Wuxi Belson Medical System Co., LTD	It uses near infrared light source. [21]	\$1050 [22]	
VascuLuminator	DKMP bv	It works with the help of near infrared light source. [23]	US \$10,000 [24]	
Luminetx VeinViewer	Luminetx	A near-infrared LED source differentiates red blood cells of subcutaneous veins from surrounding tissues and arteries. [25]	\$25,000 [26]	
Veinsite hands-free system	VueTek Scientific	It uses near infrared light to image superficial veins to a depth of 7 mm. [27]	\$ 4595 [28]	
Nottingham Trent University	N/A	It can use near infrared and/or infrared with mobile phone technology. [29]	Not on the market yet.	

Abbildung 3: Übersicht der am Markt verfügbaren Systeme.
 Quelle Asrar / Al-Habaibeh et al. (2016), S. D68

Die Autoren erklären die verschiedenen Möglichkeiten zur Visualisierung von Venen und testen experimentell drei verschiedene Zugänge: Sie verwenden dabei jeweils Kamerasysteme mit unterschiedlichen optischen Eigenschaften. Das erste System nutzt den sichtbaren Bereich des elektromagnetischen Spektrums, das zweite den an rot sich anschließenden Infrarotbereich („near Infrared“, NIR). Als drittes System verwenden die Autoren eine Wärmebildkamera.

Asrar / Al-Habaibeh et al. (2016) stellen die Kombination von sichtbarem und infrarotem Licht mit unterschiedlich starken Beleuchtungen und den sich ergebenden Abbildungen der Venen in einer Kombinationsmatrix zusammen. Sie kommen zu dem Schluss, dass infrarotes Licht (NIR) in Verbindung mit sichtbarem Licht und einer computergestützten Bildaufbereitung am Besten geeignet ist die Venen abzubilden. Unterschiedliche Hautfarben (Pigmentierung) wurden in dieser Studie nicht berücksichtigt. Wie wir am Anfang dieses Kapitels dargelegt haben, wird bei stark pigmentierter Haut jedoch der sichtbare Anteil des elektromagnetischen Spektrums deutlich absorbiert, so dass die Kombination, die Asrar / Al-Habaibeh et al. (2016) empfehlen, in diesen Fällen nicht sinnvoll angewandt werden kann. Aus diesem Grund versuchen wir, ausschließlich eine infrarote Beleuchtung zu verwenden, damit der Prototyp möglichst weit einsetzbar ist.

Designprinzipien für die Eigenentwicklung

Mit unserem Projekt möchten wir Prototypen entwickeln, mit dem sich Venen leichter auffinden lassen – so dass die Sicherheit beim Punktieren der Venen für die Diagnose oder die Medikation steigt.

Die im Forschungsstand vorgestellten Systeme arbeiten entweder mit hochspezialisierten Kamerasystemen mit einer sehr hohen Genauigkeit, die die Helligkeitswerte mit 10 Bit oder mehr auflösen. Handelsübliche Kameras hingegen und die meisten Bildverarbeitungsprogramme und Monitore können nur 8 Bit (pro Farbe) wiedergeben – das entspricht 256 Helligkeitsstufen (gegenüber der 4-16fachen Genauigkeit der Profi-Systeme).

Wir haben es uns zum Ziel gesetzt, mit einfachen Methoden ein bildgebendes Verfahren zu entwickeln, das auf infraroter Beleuchtung basiert und mit ein paar einfachen Parametern an den jeweiligen Einsatzzweck angepasst werden kann. Konkret soll unser System preiswert reproduzierbar sein, damit es möglichst viele nutzen können und es breit eingesetzt und ohne großen Aufwand selbst nachgebaut werden kann. Unsere Entwicklungen werden wir dazu unter der Creative Commons-Lizenz freigeben und eine Schritt-für-Schritt-Anleitung erstellen.

Weiterhin ist es wichtig, dass unsere Entwicklung erweiterbar und zuverlässig ist.

Aus diesen Überlegungen heraus haben wir folgende Entscheidungen für die Entwicklung getroffen:

- Computersystem
Wir verwenden den Einplatinen-Computer Raspberry Pi (ab Version 2), der preiswert weltweit verfügbar ist und sich in vielen Projekten als ausreichend leistungsstark für Bildanalyse und Bildverarbeitung gezeigt hat.
- Kamerasystem
Wir werden zwei unterschiedliche Kamerasysteme entwickeln. Üblicherweise haben Kameras einen Infrarot-Sperrfilter, der nur den sichtbaren Bereich des elektromagnetischen Spektrums passieren lässt, da sonst die Bilddarstellung stark von unseren Sehgewohnheiten abweicht.
Für den Raspberry Pi gibt es eine Kamera, bei der auf einen solchen Filter verzichtet wurde. Sie kann ohne weitere Modifikationen eingesetzt werden. Allerdings bietet diese Kamera nur einen Fix-Fokus und kann die Bildszene nicht automatisch scharf stellen. Eine weitere Möglichkeit ist der Umbau einer Webcam. Das Gehäuse muss geöffnet werden, der Sperrfilter entfernt und als Beleuchtung zusätzlich 1mm kleine Infrarot-LEDs eingelötet werden.

Wir haben eine solche Kamera aus einem vorherigen Jugend forscht Projekt („Auge steuert Rollstuhl“) verwenden können.

- 3D-Druck aller benötigten Gehäuse

Indem die benötigten Gehäuse für den Raspberry Pi, die Kameras und die Infrarot-Beleuchtung per CAD-Software konstruiert und 3D-gedruckt werden, sind Anpassungen später leicht möglich – z.B. wenn ein anderes Kameramodul verwendet werden soll. Außerdem sind 3D-gedruckte Bauteile sehr preiswert von den Materialkosten her.

Eigene Forschungen

Für die Entwicklung unserer Prototypen haben wir Versuche aus der Fachliteratur nachgestellt, um zu testen, ob sich unsere Ideen realisieren lassen. Dazu gehört z.B. die Beleuchtung des Gewebes mit verschiedenen Wellenlängen und der Aufnahme der Lichtstreuung mit einem der Kamerasysteme¹ sowie die thermografische Venensuche.

Spektralanalyse Blut

Während der Entwicklungsphase des Gerätes stellte sich uns die Frage, ob es bei der Beleuchtung mit Infrarotlicht einen erkennbaren Unterschied zwischen arteriellem und venösem Blut gibt. Dazu hatten wir auch eine eigene Spektralanalyse mit Blutabnahme durchgeführt, jedoch nur venöses und kapillares Blut verwenden können. Aus diesem Grund führen wir das Experiment nicht weiter aus, sondern beziehen uns im Folgenden auf Veröffentlichungen in der recherchierten Fachliteratur. Hier finden sich Abbildungen der Spektren von sauerstoffreichem und sauerstoffarmen Blut, meist aber nur im sichtbaren Bereich (z.B. als Übersicht über zahlreiche Studien bei Lister / Wright et al. (2012), fig. 1 und fig. 3). Eine weitergehende Darstellung haben wir schließlich bei Li / Lin et al. (2014) gefunden:

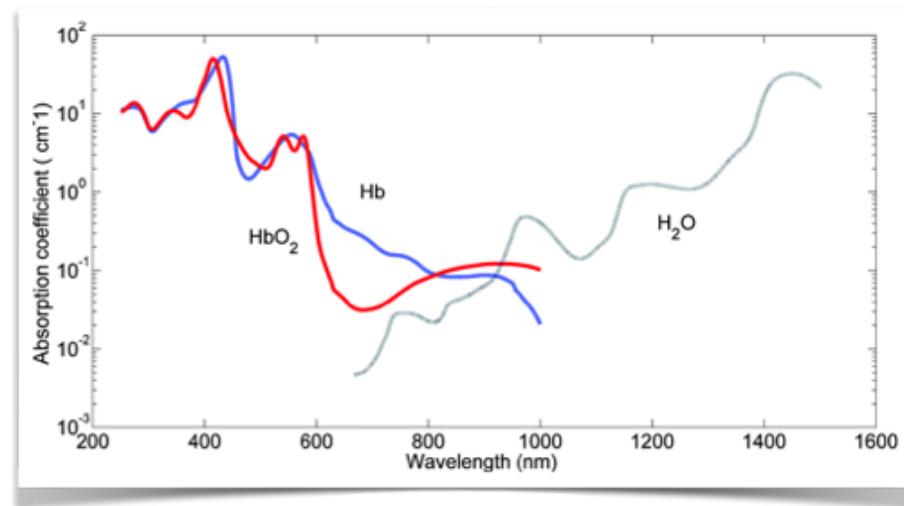


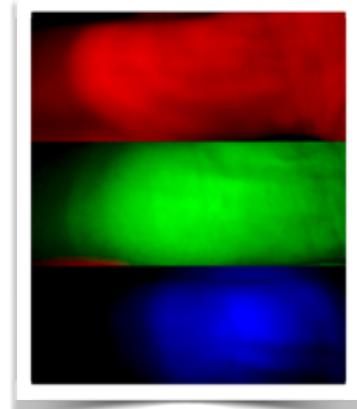
Abbildung 4: Spektralanalyse von Hämoglobin mit und ohne Sauerstoff-Bindung sowie von Wasser. Quelle: Lin et al. (2014: 1083)

Aus der Abbildung ist erkennbar, dass nur ein schwach sichtbarer Unterschied im Infrarotbereich der Absorptionsspektren vorhanden ist im Bereich um 900 nm sowie ebenfalls ein deutlicher Unterschied im Bereich um 700nm (diesen nutzen wir wegen einer möglichen Pigmentierung der Haut jedoch nicht). Dieser Unterschied bei ca. 900nm soll über die Bildberechnung per Software verstärkt werden.

1 Dazu haben wir das Kameramodul für den Raspberry Pi verwendet, da die umgebauten Webcam bereits einen integrierten Sperrfilter für sichtbares Licht hat und daher die in diesem Experiment genutzten Wellenlängen nicht durchlässt.

Multispektralfotos Venen

In diesem Experiment haben wir die Empfindlichkeit der Kamera für unterschiedliche Wellenlängen und die Reflektion von Haut und Gewebe an der Innenseite des Unterarms untersucht.



Dazu haben wir die Hautstellen mit verschiedenfarbigen LEDs beleuchtet und mit der Raspberry-Pi-Kamera aufgenommen. Wir wollten damit auch herausbekommen, mit welcher Wellenlänge in Zusammenhang mit der Kamera besonders gute Ergebnisse erzielt werden können - unabhängig von der Möglichkeit, mit IR-Beleuchtung zu arbeiten. In diesem Fall wäre unsere Entwicklung wieder stärker von der Hautpigmentierung abhängig gewesen. Da wir zu Beginn unseres Projektes noch nicht klar festlegen konnten, mit welchem Ansatz wir erfolgreich sein können, haben wir diese beiden unterschiedlichen Wege ausprobiert.

Abbildung 5: Unterarm mit Handwurzelknochen und Beleuchtung unterschiedlicher Wellenlänge aufgenommen mit der Raspberry Pi-Kamera (ohne IR-Filter)

Wie wir in der Diskussion im Forschungsstand schon gezeigt haben, ist eine intensive Rot-Beleuchtung geeignet, die dunkleren Schatten der Venen darzustellen. Es lassen sich aber auch bei grüner Beleuchtung Unterschiede sehen, die jedoch bei roten LEDs wesentlich größer ausfallen. Für die Bewertung der IR-Beleuchtung spielt jedoch auch noch eine weitere unbekannte Größe eine Rolle, nämlich die Empfindlichkeit des Kamerapersors außerhalb des sichtbaren Bereichs (vgl. Kap. Bau eines Prototypen).

Thermografie der Unterarmvenen

Ein weiteres Verfahren zur Venenfindung entdeckten wir in der Veröffentlichung von Asrar / Al-Habaibeh et al. (2016), nachdem wir erste Experimente mit sichtbarem und IR-Licht durchgeführt hatten. Bei dieser Methode sollen Venen mithilfe einer Wärmebildkamera sichtbar gemacht werden. Die betroffene Stelle muss vor der Durchführung abgekühlt werden. Da die Venen warmes Blut in die abgekühlte Region transportieren, erwärmen sich die Hautpartien, in denen große Venen liegen, zuerst. Dieser Erwärmungsprozess müsste über die Wärmebildkamera abgebildet werden können und die Venen sich so deutlich von den umliegenden Strukturen abgrenzen.

Wir haben das Experiment mit einer Wärmebildkamera nachgestellt um zu überprüfen, wie gut die Anwendung mit einer relativ preiswerten Thermokamera ist. Dazu haben wir den Arm einmal mit Eiswürfeln und in einem weiteren Durchlauf mit einem Vereisungsspray abgekühlt und die Erwärmung mit der Wärmebildkamera als Video aufgezeichnet:

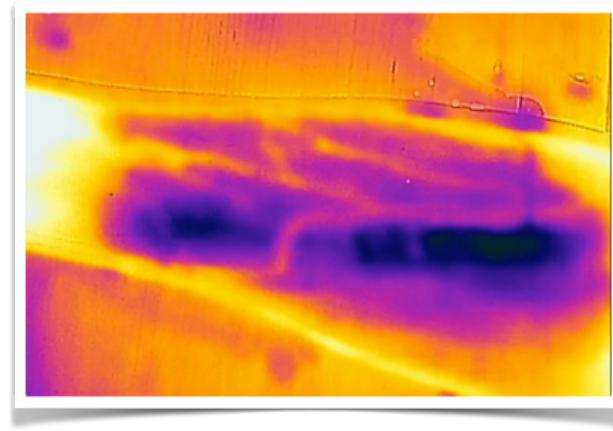


Abbildung 6: Standbild unseres Experiments für die Sichtbarkeit der Vene mit der FLIR one Wärmebildkamera

Das Wärmebild zeigt im zeitlichen Verlauf, wie sich linienartig Hautbereiche erwärmen – hier sind Venen erkennbar. Die umgebenden Hautbereiche erwärmen sich hingegen deutlich langsamer. Die bildliche und thermische Auflösung der verwendeten Kamera (FLIRone) ist jedoch nicht besonders hoch und beträgt 160x120 Bildpunkte bei einer thermischen Empfindlichkeit von 0,1°C – damit sind keine fein aufgelösten Strukturen erkennbar.

Dies ließe sich ändern, wenn man ein Modell mit einer größeren räumlichen und thermischen Auflösung wählen würde. Der Nachteil bei dieser Art des Verfahrens ist der enorme Kostenaufwand für Wärmebildkameras mit hoher Auflösung (mehrere 1000€); aus diesem Grund verfolgen wir dieses Verfahren nicht weiter. Zudem kann das mit Abkühlen mit Eiswürfeln unangenehm, bei einem Kältespray sogar schmerhaft sein und im schlimmsten Fall zu Verbrennungen der Haut führen².

Bau eines Prototypen

Für die technische Entwicklung und den Bau unseres Venenfinders folgen wir dem Prinzip, das nach unseren Versuchen und der Literaturrecherche am sinnvollsten erscheint: Die Haut wird mithilfe eines selbstgebauten Infrarotscheinwerfers³ angestrahlt, während eine Kamera (Pi-Kamera bzw. Webcam) das reflektierte Licht aufzeichnet. Das Kamerabild wird anschließend mit mathematischen Filteralgorithmen aufbereitet.

Die meisten Kameras haben jedoch einen Sperrfilter für infrarotes Licht, so dass ein Umbau erfolgen oder ein entsprechendes Kamerasytem ohne diesen Sperrfilter eingesetzt werden muss. Das Computersystem, das wir zur Bildauswertung einsetzen, ist der Raspberry Pi3, ein Einplatinencomputer, der preiswert und leistungsfähig ist sowie weltweit verfügbar. Zu diesem System gibt es zwei Kameras (PiCamera) – mit und ohne IR-Sperrfilter. Für die Variante unseres Venenfinders, die mit Standardkomponenten auskommt, haben wir die letztere Variante verwendet („Raspberry Pi NoIR Camera Modul“) sowie zusätzlich eine modifizierte Webcam. Das Pi-Kamera-Modul müssen wir ebenso wie die Webcam gegen sichtbares Licht abschirmen. In beiden Fällen setzen wir dazu ein Stück belichteten Analogfilms ein, das sichtbares Licht kaum durchlässt, im IR-Bereich aber weitgehend transparent ist. Das Kameramodul selbst hat die folgende spektrale Empfindlichkeit⁴:

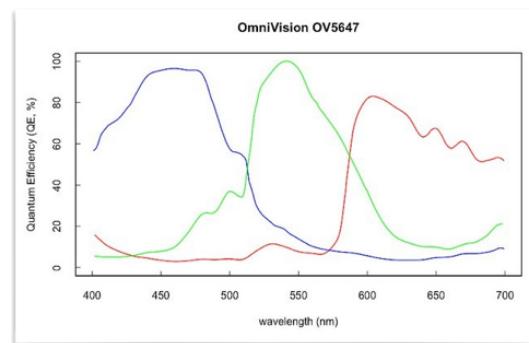


Abbildung 7: Spektrale Empfindlichkeit des Raspberry-Pi-Kamera Sensors
(Typenbezeichnung des Bildwandlers OmniVision QV5647)
Quelle: <https://github.com/khufkens/pi-camera-response-curves>

-
- 2 Das verwendete Kältespray kann bis -50°C abkühlen, so dass wir bei der Anwendung entsprechend vorsichtig waren.
 - 3 Vgl. Kapitel „Version 1: Standard-Kamera-System (Pi-Camera)“ für eine Abbildung unseres CAD-Entwurfs für den Scheinwerfer mit integriertem Kameramodul.
 - 4 Für die Kamera liegen keine Daten für die IR-Empfindlichkeit vor; für das Nachfolgermodell des Kamerasensors gibt es eine Abschätzung des Spektrums. Für die Webcam, eine umgebaute Microsoft HD6000, liegt keine entsprechende spektrale Empfindlichkeit vor.

Der Bildsensor hat pro Bildpixel jeweils „Sub-Pixel“, die auf jeweils unterschiedliche Wellenlängen im sichtbaren Bereich besonders empfindlich reagieren und eine Bildreproduktion ermöglichen, wie wir sie von unserer Wahrnehmung her erwarten. Die spektrale Empfindlichkeit aller drei Sub-Pixel nimmt jedoch im NIR-Bereich wieder zu; in der Grafik ist dies für blau- und grün-empfindliche Bildrezeptoren bereits erkennbar. So kann die zunächst paradox erscheinende Situation eintreten, dass im infraroten Bereich (NIR) die „blauen“ Subpixel besonders deutlich die reflektierte Infrarotstrahlung wiedergeben (und die Venen aufgrund der Absorption dunkel dargestellt werden), während sie im sichtbaren Bereich für die Venenlokalisierung ungeeignet sind.

Sowohl die Bilderfassung als auch die Berechnung einer Bildoptimierung erfolgen in Echtzeit, d.h. der Arzt oder Patient sieht unmittelbar, wo die zu punktierende Vene zu finden ist. Das System soll daher nicht nur bei einer intravenösen Medikation sondern auch bei einer Blutabnahme eingesetzt werden können. Aus diesem Grund haben wir unsere Entwicklung Herrn Dr. Klamroth, Chefarzt des Zentrums für Gefäßmedizin am Vivantes Klinikum, vorgestellt:



Abbildung 8: Vorstellung und Test der Prototypen.
Diskussion mit Herrn Dr. Klamroth, Vivantes Klinikum.

Im Gespräch hat Herr Dr. Klamroth bestätigt, dass mit optischen Mitteln nur oberflächennahe Venen zu finden sind. Venen unter 1mm Tiefe müssten per Ultraschall lokalisiert werden. Weiterhin sind Venendarstellungen mit Thermografie und Kälte hingegen kontraproduktiv, da sich die Venen zusammenziehen und schwieriger zu punktieren sind.

Herr Dr. Klamroth empfahl uns, die bisherigen Ergebnisse zu erweitern und gegebenenfalls noch nach Möglichkeiten zu suchen, die dunkel dargestellten Venen in unserer Computerauswertung zusätzlich rot zu markieren als Orientierungshilfe für den Anwender.

Im Punkt Programmierung gehen wir auf eine erste entsprechende Umsetzung ein.

Programmierung

Wir haben das Computerprogramm zum Venenfinder in der Sprache Python entwickelt⁵. In unserem Programmablauf importieren wir zunächst weitere Funktionen über entsprechende Bibliotheken, wie z.B. Mathematikfunktionen für die Berechnung riesiger mehrdimensionaler Tabellen sowie spezielle Algorithmen zur maschinellen Bildverarbeitung (openCV).⁶

Vom Prinzip her erfolgt eine mehrfache, anpassbare Optimierung und Filterung der Bildhelligkeitsverteilung, um die dunkleren Venen deutlicher darzustellen. Die Programmstruktur und Ergebnisse der Filterstufen sind in der folgenden Abbildung dargestellt:

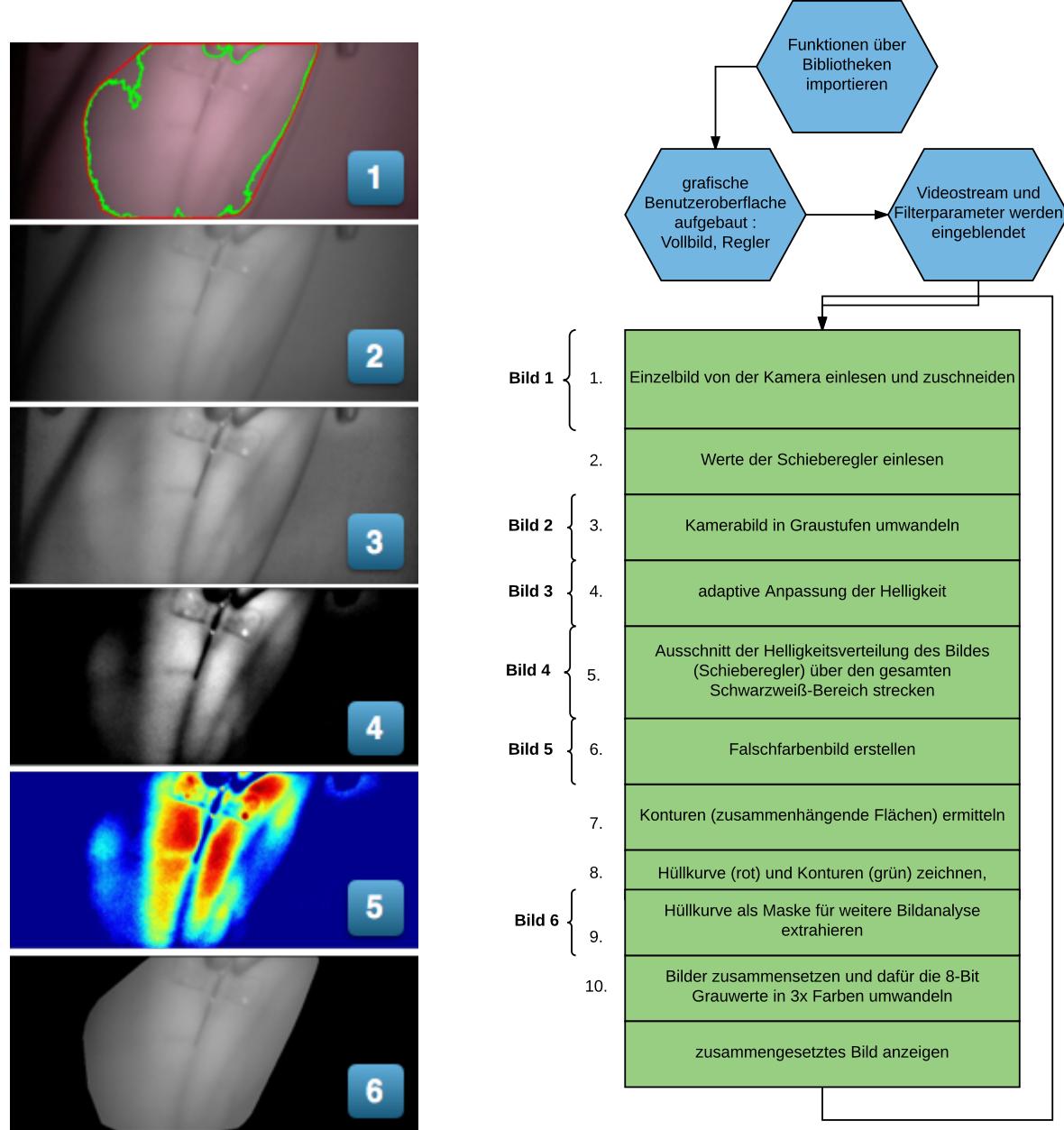


Abbildung 9: Programmstruktur und Ergebnisse der Filterstufen

- 5 Python besitzt einen großen Funktionsumfang, stellt viele Erweiterungen in Form von Bibliotheken zur Verfügung und ist dazu leicht erlernbar. So müssen z.B. Variablen nicht erst exakt deklariert werden, sondern sie können einfach genutzt werden. Sogar ganze Bilder lassen sich in Variablen speichern und mit ihnen rechnen.
- 6 Da Python schrittweise in die Maschinensprache übersetzt wird (Interpreter), ist diese Computersprache deutlich langsamer als andere (z.B. C++ in Verbindung mit einem Compiler, der das Programm vorab übersetzt). Dies ist jedoch nicht von Nachteil, da die benötigten Funktionsbibliotheken hochgradig optimiert sind und als entsprechend „nah“ an der Maschinensprache bereits vorliegen.

Zu Beginn des Programms wird die grafische Benutzeroberfläche aufgebaut, bei der zusätzlich zu dem umgerechneten Videostream Schieberegler eingeblendet werden, mit denen z.B. Helligkeit und Filterparameter eingestellt werden können. Diese gehen live in die Berechnung ein. In einer Dauerschleife werden Einzelbilder von der Kamera eingelesen und die Filter angewandt.

Im ersten Bild ist das importierte Kamerabild zu sehen – die Vene ist im IR-Licht bereits zu erkennen, ebenso die Kanüle, die probehalber die Punktionsimulation deutlich abgebildet. Bild 2 zeigt das Ergebnis der Graustufenwandlung, da keine Farbinformationen benötigt werden und so der Datenumfang auf $\frac{1}{3}$ reduziert werden kann. Als nächster Schritt wird die Helligkeitsverteilung mit einem openCV-Filter angepasst⁷, das Ergebnis ist in Bild 3 eine deutlich klarere Venendarstellung. Im nächsten Bild ist das Ergebnis der manuellen Filtereinstellung zu sehen, bei dem Helligkeitsinformationen unter- und oberhalb des Schwellwertes verworfen werden und der Helligkeitsumfang auf diesen Bereich ebenfalls gestreckt wird. Der folgende Filter rechnet das Graustufenbild in ein Falschfarbenbild um, bei dem nicht die Helligkeit, sondern der Farbverlauf die relevanten Informationen enthält⁸.

Als Folge des Gesprächs mit Herrn Dr. Klamroth über die fachärztliche Einschätzung unserer Entwicklung haben wir die letzte Filterstufe eingebaut, bei der ein abgebildeter Arm oder eine Hand im Videobild markiert und „ausgeschnitten“ werden, um für eine weitere Analyse zur Verfügung zu stehen. In diesem Bildausschnitt wollen wir gezielt automatisch Venen erkennen und markieren anhand der dunkleren Strukturen, die sie bilden. Das Ausschneiden erfolgt mit Hilfe der Maskierung, der verworfene Bildteil ist schwarz. Wir haben diese Maske auf das Eingangsbild angewandt, um nur in diesem Bereich wieder mit den Originalwerten arbeiten zu können.

Von der Programmierung her erfolgt eine Suche nach Konturen, also zusammenhängenden Bereichen mit ähnlicher Helligkeit, um die in einem weiteren Schritt eine Umhüllung gebildet wird, damit eine Extraktion möglich wird. Diese Ergebnisse werden am Ende der Programmenschleife in das Eingangsbild eingezeichnet, daher sind sie als grüne und rote Linien auch in Bild 1 zu erkennen. Im Punkt „Ergebnisse“ werden wir dies noch einmal aufgreifen.

Im Folgenden werden die beiden Prototypen von ihrer unterschiedlichen Konstruktion beschrieben:

Version 1: Standard-Kamera-System (Pi-Camera)

Die erste Version nutzt ein handelsübliches embedded-Kamera-System, das Raspberry Pi **NoIR** Camera Modul. Es wird über ein relativ starres Flachbandkabel angeschlossen, was die Einsatzmöglichkeiten reduziert. Aus diesem Grund haben wir zwei Adapter integriert, die diese Verbindung auf einen HDMI-Anschluss umlegen, so dass zwischen Kamera und Computersystem ein handelsübliches und wesentlich flexibleres HDMI-Kabel verwendet werden kann, auch wenn die technische Art der Bildübertragung eine völlig andere ist.⁹

Die Beleuchtung von Haut und Gewebe erfolgt über einen selbst gebauten Scheinwerfer, der aus einer Matrix von 9 Hochleistungs-Infrarot-Leuchtdioden besteht. Sie sind in einer 3x3 Anordnung mit Reflektoren angeordnet und werden durch eine regelbare Elektronik angesteuert.

Für das Kameramodul sowie für den Scheinwerfer haben wir im Laufe unserer Experimente mehrere Gehäuse entworfen:

7 Der Filter spreizt die Helligkeitsverteilung auf den maximalen Umfang und berücksichtigt dabei einzelne Bildbereiche („Tiles“), so dass insgesamt eine ausgewogene Darstellung erfolgt (CLAHE = Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization), vgl. http://docs.opencv.org/3.1.0/d5/daf/tutorial_py_histogram_equalization.html

8 Die Darstellung erinnert an die der Thermografie, dieser Schritt wird auch dort angewandt wird, da wir leichter Farben voneinander unterscheiden können als Grauwerte.

9 Wir verwenden folgenden Adapter: <https://www.tindie.com/products/freto/pi-camera-hdmi-cable-extension/>

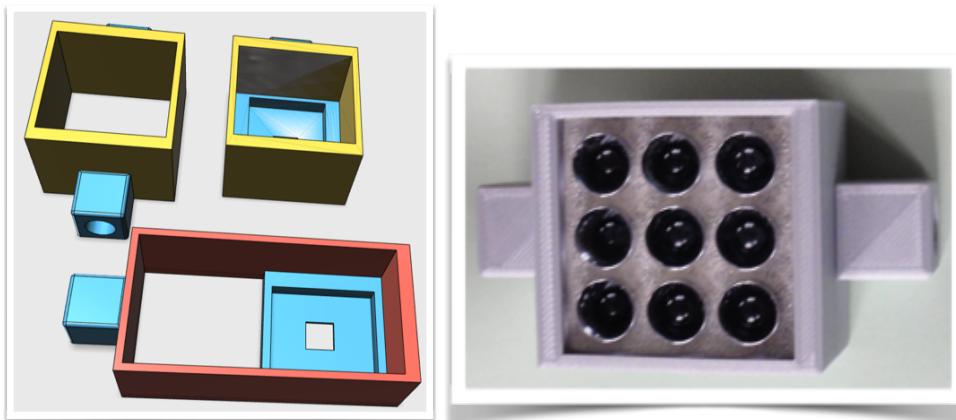


Abbildung 10: Konstruktion von Kameragehäusen und IR-Scheinwerfer mit Reflektoren

Die Befestigungsmöglichkeiten sollten eine unabhängige Ausrichtung von Kamera und Scheinwerfer ermöglichen. Gleichzeitig haben wir ein Gehäuse für den Raspberry-Pi-Computer und ein 7Zoll-Display konstruiert, damit das Gesamtsystem möglichst gut handhabbar ist.

Insgesamt war uns diese Anordnung aber nicht stabil und anwenderfreundlich genug. Auch der Filter aus belichtetem Film, der IR-Licht passieren und sichtbare Licht blockiert, ließ sich nicht gut unterbringen. Wir haben daher ein Gesamtgehäuse konstruiert, das an ein Mini-Stativ angeschraubt werden kann und alle benötigten Bauteile integriert. Der Filter lässt sich mit einer Platte mit Magnethalterung anbringen:

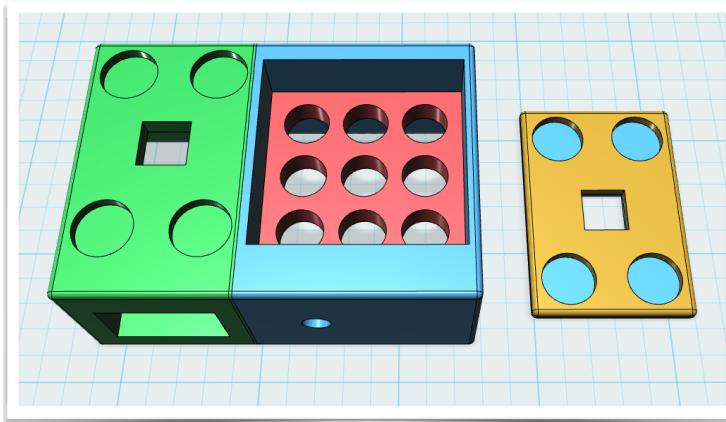


Abbildung 11: Gesamtkonstruktion – grün: Kameragehäuse
blau Gehäuse für den LED Scheinwerfer, rot: Befestigung für die 3x3 LED-Strahler
orange: Befestigung für den Filter.

Die Konstruktion lässt sich einfach mit einem 3D-Drucker erstellen. In die runden Vertiefungen werden starke Magnete eingedrückt, die den Filter vor der Kameraoptik fixieren.

Version 2: Spezial-Kamera (modifizierte Webcam)

Alternativ zu der fertig einsetzbaren Embedded-Kamera haben wir eine Webcam verwendet, die in einem früheren Jugend forscht-Projekt modifiziert worden ist. Wir hatten den Infrarot-Sperrfilter entfernt und zwei weiße LEDs gegen Infrarot-LEDs getauscht. Die folgende Abbildung zeigt die Webcam ohne Gehäuse, den Wandlerchip ohne Optik und die fertig umgebauten Kamera mit den beiden IR-LEDs (violette Punkte).

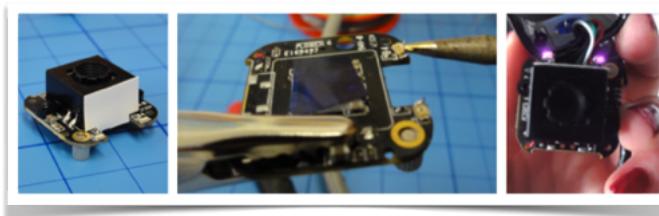


Abbildung 12: modifizierte Webcam aus dem Projekt „Auge steuert Rollstuhl“

Diese Variante bietet die Vorteile, dass sie per USB auch an andere Computer oder sogar Smartphones angeschlossen werden kann (s.u. Kapitel Ergebnisse) und vom Anschlusskabel her flexibler ist. Weiterhin hat diese Kamera einen eingebauten Autofokus und bringt über die beiden IR-LEDs eine für den Nahbereich ausreichende Beleuchtung mit. Die Nachteile liegen darin, dass das ursprüngliche Designprinzip des leichten Nachbaus nicht eingehalten werden kann, da Lötarbeiten an winzigsten Bauteilen erforderlich sind (SMD¹⁰-Technik) und der Sperrfilter entfernt werden muss.

Wird diese Kamera am Raspberry Pi verwendet, gibt es noch eine weitere Besonderheit im Hinblick auf die technischen Parameter, denn die Bildübertragung über den USB-Anschluss belastet den Prozessor von der Rechenleistung her zusätzlich, während die Pi-Camera über den Grafikchip angeschlossen wird und die ersten Schritte der Bildübertragung über den Grafikprozessor erfolgen.

Auch für diese Version haben wir eine Befestigungsmöglichkeit, hier ein ganzes Stativ, konstruiert, das aus 3d-gedruckten Befestigungen und 9mm-Plastikrohren besteht:

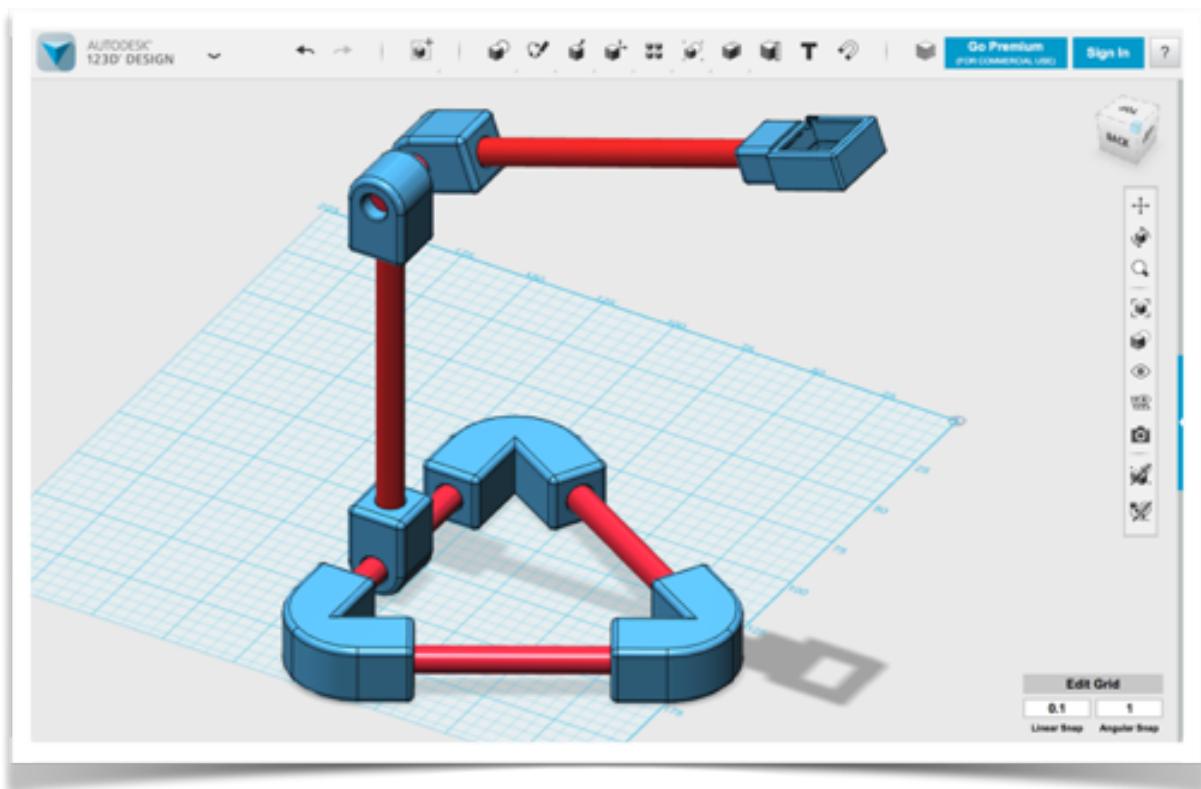


Abbildung 13: Konstruktion des Kamerastativs für die modifizierte Webcam

10 SMD = Surface Mount Devices bezeichnet Elektronikbauteile, die direkt auf die Oberfläche der Platine gelötet werden.

Ergebnisse

Die Experimente, die wir selbst durchgeführt haben und die Recherche zu Fachliteratur haben gezeigt, dass ein universeller Einsatz unabhängig von der Hautpigmentierung am sinnvollsten mit infraroter Beleuchtung realisiert werden kann.

Unterhalb von 800nm kann der Hautfarbstoff Melanin große Teile des eingestrahlten Lichtes absorbieren – oberhalb von 1100nm wird sehr viel eingestrahltes Licht vom Wasser im Gewebe absorbiert (vgl. Abb. 2 und 4). Für wenig pigmentierte Haut wäre die Kombination von infraroter und hellroter Beleuchtung ideal, aber damit wäre der Venenfinder nicht so geeignet für stärker pigmentierte Haut.

Bei der verwendeten Wellenlänge können wir Venen, die nur als blasser Schimmer erkennbar sind, deutlicher hervorheben. Das funktioniert, indem die Kontraste und die Helligkeitsverteilung in Echtzeit angepasst werden. Eine vollautomatische Anpassung liefert erste gute Ergebnisse, mit Hilfe von drei Parametern kann das Ergebnis noch einmal sehr deutlich verbessert werden. Die folgende Abbildung zeigt ein Bildschirmfoto unseres Venenfinders, bei der die schrittweise Verbesserung der Darstellung gut zu erkennen ist:

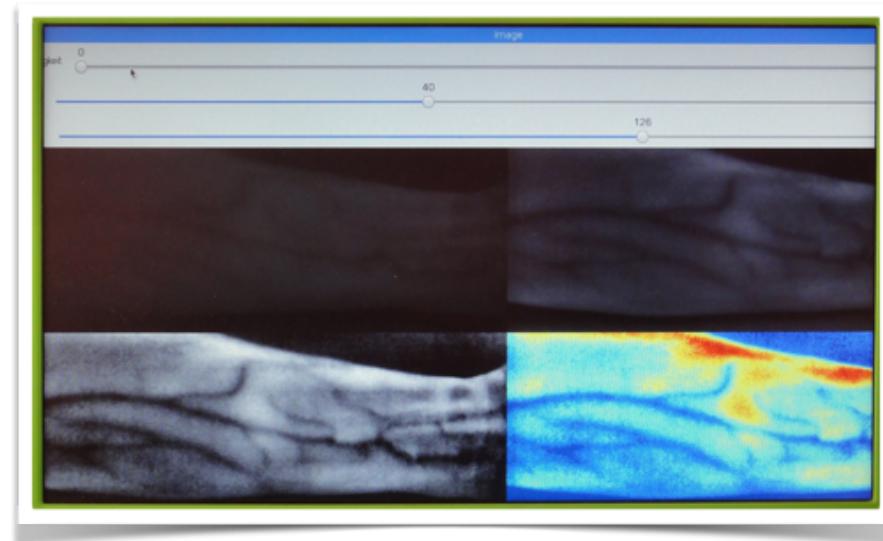


Abbildung 14: Bildschirmfoto: Venenfinder.
Kamerabild – automatische Helligkeitsanpassung openCV
manuelle Anpassung – Falschfarbenbild (o.l. nach u.r.)

Unsere Eigenentwicklung, die auf den preiswerten Kamerasystemen Webcam (ca. 50€) und Raspberry Pi Cam (ca. 35€) basiert, kann durchaus mit professionellen Systemen mithalten, die eine vielfach feinere Abstufung der Graustufen liefern und damit feine „Schatten“ (Venen) noch deutlicher anzeigen können, während die für uns verfügbare Technik lediglich ein wenig differenziertes Grau als Bild zurück liefert. Die Venen unterscheiden sich von der Hautoberfläche nur durch eine minimale Helligkeitsabweichung von etwa 5% der Gesamthelligkeitsverteilung.¹¹

Die eingesetzten mathematischen Bildoptimierungen können hier jedoch trotzdem vielversprechende Resultate liefern. Tieferliegende Venen sind daher nach wie vor problematisch – das ist auch das Fazit des Fachbeitrags von Strauß / Denk (2013), die professionellen Geräten eine Eindringtiefe bis 1mm und die deutliche Abbildung von sehr oberflächennahen Venen attestieren.

Unser System ermöglicht eine deutlich stärkere Abbildung der Venen und ist modular aufgebaut, so dass Verbesserungen leicht integriert werden können.

11 Typische Helligkeit von Venen 150; Hautoberfläche 164; max. Helligkeitsumfang 256; Differenz ist demnach (164-150)/256 ≈ 0,055

Eine Option besteht darin, die Helligkeitsverteilung nur im Bereich der Hand oder des Armes durchzuführen, um so genauer die Venen darstellen zu können und in diesen Bereichen auch gezielt mit Bildalgorithmen nach Venen zu suchen. Sie könnten dann im Videobild zusätzlich markiert werden (z.B. rote Umrandung), um den Anwender weiter zu unterstützen. Ein erster Schritt dazu, die automatische Identifikation von Hand und Arm im Videobild ist in der folgenden Abbildung zu sehen. Rot eingezeichnet ist jeweils ein minimal einschließendes Rechteck und eine umhüllende Kurve (sie umfasst das gewünschte Objekt genauer) sowie die größten identifizierten Konturen als zusammenhängende Helligkeitsbereiche:

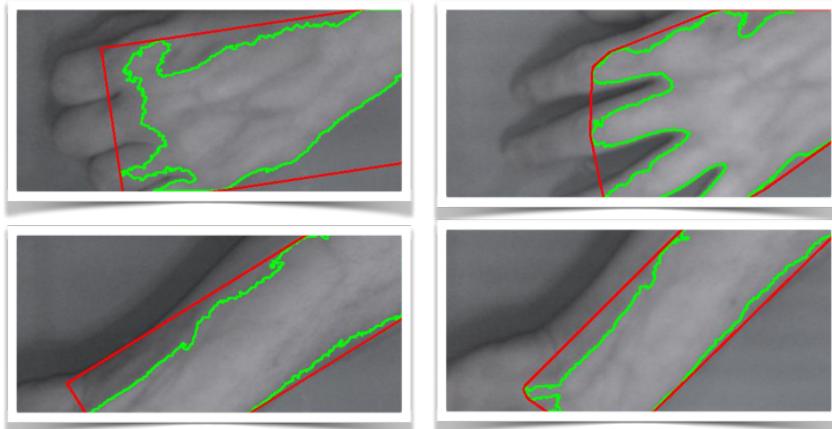


Abbildung 15: Konturen und Umhüllung zur Identifikation von Arm und Hand im Videobild.

Ziel: spezifische Helligkeitsanalyse und automatische Venensuche

1. Zeile: Hand mit Kontur (grün) und minimalem einhüllenden Rechteck (rot; links)
bzw. umhüllend (rot, rechts)
2. Zeile: Arm mit Kontur (grün) und minimalem einhüllenden Rechteck (rot; links)
bzw. umhüllend (rot, rechts)

Ausblick

Der Venenfinder ermöglicht die deutlichere Darstellung der zu punktierenden Vene mit einem Low-Cost-Ansatz, der modular erweitert werden kann. Alle 3D-Konstruktionsdateien und das Computerprogramm werden wir unter der Creative-Commons-Lizenz frei zur Verfügung stellen, so dass jeder, der möchte, sich dieses System nachbauen kann (etwa 150-200€ Materialkosten).

Unser Venenfinder wird Ende April bei einem „Spritzenkurs“ für 7-10jährige Kinder mit Hämophilie eingesetzt, bei dem unser Teammitglied Elias den „Kleinen“ zeigt, wie Venen punktiert werden. Der Venenfinder soll den Kindern einen spielerischen Zugang ermöglichen, ihre eigenen Venen ohne Angst zu suchen.

Eine Weiterentwicklung unseres Ansatzes könnte eine mobile Lösung sein, bei der entweder ein Smartphone zur Anzeige der computeroptimierten Venendarstellung genutzt wird oder der Raspberry mit einem kleineren Display und Akkubetrieb für den mobilen Einsatz umgebaut wird.

Die Variante mit Smartphone könnte nur eine externe Kamera verwenden und die Bildauswertung komplett auf dem Gerät selbst machen (Umbau Kamera, sehr gute Lötkenntnisse), oder das vom Raspberry Pi berechnete Bild anzeigen – es könnte drahtlos auf das Smartphone gestreamt werden. Dies scheint uns am vielversprechendsten, denn mit den freigegebenen Konstruktionsdaten und dem Programm könnte das Venenfindersystem komplett aus leicht verfügbaren und preiswerten Komponenten wie in einem Baukasten „zusammengesteckt“ werden und steht so einer größeren Gruppe als Assistenzsystem zur Verfügung.

Literatur

- Anderson, R. R. / J. A. Parrish (1981). "The Optics of Human Skin." The Journal of Investigative Dermatology **77**(1): 13-19.
- Asrar, M. / A. Al-Habaibeh / M. Houda (2016). "Innovative algorithm to evaluate the capabilities of visual, near infrared, and infrared technologies for the detection of veins for intravenous cannulation." Appl Opt **55**(34): D67-D75.
- Li, W. / L. Lin / G. Li (2014). "Wavelength selection method based on test analysis of variance: application to oximetry." Analytical Methods(6): 1082-1089.
- Lister, T. / P. A. Wright / P. H. Chappell (2012). "Optical properties of human skin." J Biomed Opt **17**(9): 90901-90901.
- Strauß, J. M. / A. Denk (2013). "Kinderästhesie. Der schwierige Venenzugang." ANIS - Anästhesiologie, Intensivmedizin, Notfallmedizin, Schmerztherapie **48**(4): 258-263.

Webseiten:

Spektrale Empfindlichkeit des Kamera-Sensors (Pi-Camera)

<https://github.com/khufkens/pi-camera-response-curves>

Dokumentation zu openCV: <http://docs.opencv.org/3.1.0/>

Blog zu openCV und Python

Pyimagesearch.com

Abbildungen

- Abbildung 1: Ursachen für schwierige Venenpunktionen.
Quelle: Strauß / Denk (2013), S. 259 2
- Abbildung 2: Vergleich unterschiedlich stark pigmentierter Haut.
Quelle Anderson/Parrish (1981): 16 4
- Abbildung 3: Übersicht der am Markt verfügbaren Systeme.
Quelle Asrar / Al-Habaibeh et al. (2016), S. D68 4
- Abbildung 4: Spektralanalyse von Hämoglobin mit und ohne Sauerstoff-Bindung sowie von Wasser. Quelle: Lin et al. (2014: 1083) 6
- Abbildung 5: Unterarm mit Handwurzelknochen und Beleuchtung unterschiedlicher Wellenlänge aufgenommen mit der Raspberry Pi-Kamera (ohne IR-Filter) 7
- Abbildung 6: Standbild unseres Experiments für die Sichtbarkeit der Vene mit der FLIRone Wärmebildkamera 7
- Abbildung 7: Spektrale Empfindlichkeit des Raspberry-Pi-Kamera Sensors (Typenbezeichnung des Bildwandlers OmniVision QV5647)
Quelle: <https://github.com/khufkens/pi-camera-response-curves>) 8
- Abbildung 8: Vorstellung und Test der Prototypen.
Diskussion mit Herrn Dr.Klamroth, Vivantes Klinikum 9
- Abbildung 9: Programmstruktur und Ergebnisse der Filterstufen 10
- Abbildung 10: Konstruktion von Kameragehäusen und IR-Scheinwerfer mit Reflektoren 12
- Abbildung 11: Gesamtkonstruktion
grün: Kameragehäuse blau Gehäuse für den LED Scheinwerfer,
rot: Befestigung für die 3x3 LED-Strahler orange: Befestigung für den Filter. ... 12

Abbildung 12:	modifizierte Webcam aus dem Projekt „Auge steuert Rollstuhl“	13
Abbildung 13:	Konstruktion des Kamerastativs für die modifizierte Webcam	13
Abbildung 14:	Bildschirmfoto: Venenfinder. Kamerabild – automatische Helligkeitsanpassung openCV manuelle Anpassung – Falschfarbenbild (o.l. nach u.r.)	14
Abbildung 15:	Konturen und Umhüllung zur Identifikation von Arm und Hand im Videobild. Ziel: spezifische Helligkeitsanalyse und automatische Venensuche 1. Zeile: <u>Hand</u> mit Kontur (grün) und minimalem einhüllenden Rechteck (rot; links) bzw. umhüllend (rot, rechts) 2. Zeile: <u>Arm</u> mit Kontur (grün) und minimalem einhüllenden Rechteck (rot; links) bzw. umhüllend (rot, rechts).....	15

Unterstützung

Rasch Multimedia unterstützt uns in Grafik- und Layoutfragen, dem Druck der Plakate für den Wettbewerb und zeigt uns den Umgang mit DTP-Programmen.

Die Firma Technik-LPE GmbH hat uns freundlicherweise die Wärmebildkamera zur Verfügung gestellt.