

Sensorsystem zur nichtinvasiven Bestimmung des Fett- und Wasseranteils im menschlichen Gewebe

Matthias Moschall¹, Stefan Hartmann¹, Frank Stüpmann¹, Hartmut Ewald¹

¹Universität Rostock, Institut für Allgemeine Elektrotechnik

Zusammenfassung

Untersucht wird ein Verfahren zur nicht-invasiven Bestimmung des Fett- und Wassergehaltes im menschlichen Körper. Dabei wird ein zweidimensionales Spektroskopieverfahren angewendet, welches über unterschiedliche optische Weglängen, spektrale Tiefeninformationen aufnehmen kann. Diese werden mit gängigen Methoden verglichen und deren Ergebnisse durch Simulationen belegt.

1 Adipositas als gesamtgesellschaftliches Problem

Adipositas (Fettleibigkeit) ist ein immer größeres Problem in der modernen Welt, da hieraus viele Folgekrankheiten resultieren. Daher ist es sinnvoll, über die Fettverteilung im Körper mehr Informationen durch eine einfache und vor allem nichtinvasive Messung zu erhalten. Neben vielen sehr aufwändigen Methoden zur Bestimmung des Körperfettanteils (Kernspintomographie, Unterwasserwägung, etc.) gibt es zwei neuere Meßmethoden, die zur Bestimmung des Körperfettgehaltes eingesetzt werden. Dieses ist zum einen die Bioimpedanzanalyse (BIA) und zum anderen die optische Erfassung, die entweder spektroskopisch oder multispektral photometrisch durchgeführt wird. Beide Methoden sind mit kommerziellen Geräten etabliert, zeigen aber erhebliche Restriktionen.

Die einfache und zuverlässige Bestimmung des Fettanteils einer Person ist heutzutage eine sehr wichtige Aufgabe, da durch einen zu hohen oder zu niedrigen Fettanteil im Körper direkt und indirekt verursachte Krankheiten auftreten. Dabei ist die Fettleibigkeit (Adipositas) bereits als Krankheit definiert. Nach WHO Richtlinien liegt ab einem Körpermassenindex (Body Mass Index) von 30 kg/m^2 Adipositas vor. Hierdurch erhalten die Gewebefettmessungen neben der Verwendung im Fitness- und Sportbereich, auch immer mehr Relevanz in der Medizin. Auf der einen Seite führt ein zu hoher Fettanteil im Körper, der in den überwiegenden Fällen durch eine falsche Ernährung und/oder Bewegungsarmut hervorgerufen wird, nicht nur zu orthopädischen Problemen, sondern erhöht auch substantiell die Gefährdung für Herzkrankheiten, Diabetes mellitus, Schlaganfälle und sogar für Krebs. Ein zu niedriger Fettanteil ist auf der anderen Seite ein Anzeichen für Mangelerscheinungen und kann auch zu schwerwiegenden gesundheitlichen Schädigungen führen.

2 Medizinische Grundlagen

Aus medizinischer Sicht betrachtet ist das Fettgewebe eine Spezialform des retikulären Bindegewebes. Das Fettgewebe macht rund 10-20% des Körpergewichtes eines normalgewichtigen Mannes und 15-25% des Körpergewichtes einer Frau aus. Das retikuläre Bindegewebe ist ein dreidimensionaler, schwammartiger Verband von Retikulinzellen und retikulären Fasern, in dessen Lücken die Fettzellen eingelagert werden. Fettzellen sind Zellen, in denen ein Fetttropfen von Zytoplasma umhüllt wurde. Chemisch gesehen sind Fetttropfen ein Gemisch aus Glycerinester (Neutralfett), Öl-, Palmitin-, Stearinsäuren und Farbstoffen (Lipochrome). Fett liegt im lebenden Organismus meist im flüssigen Zustand vor. Es gibt zwei verschiedene Fettgewebe: weißes und braunes. Braunes Fettgewebe kommt fast ausschließlich beim Neugeborenen vor. Das weiße Fettgewebe wird unterteilt in Baufett (viszerales Fett) und Speicherfett (subkutanes Fett). Das Baufett dient als Polstermaterial, Erhaltung der Organlage und Gewebersatz. Das Speicherfett dient als Energiespeicher, als elastisches Polster bei mechanischen Einwirkungen und thermischer Isolator zur Erhaltung der Körpertemperatur. Speicherfett befindet sich vor allem Unterhautbindegewebe (subkutan) und in der Bauchhöhle. Das Baufett ist in dem Gewebe von Muskeln und Organen eingelagert. Es ist bekannt, dass eine erhöhte Menge an subkutanem Speicherfett für sich alleine betrachtet medizinisch unbedenklich ist. Hier sind eher die ästhetischen Gesichtspunkte wichtig. Medizinisch relevant sind die Speicherfetteinlagerungen im Organgewebe. Diese führen im Allgemeinen zu gesundheitlichen Problemen.

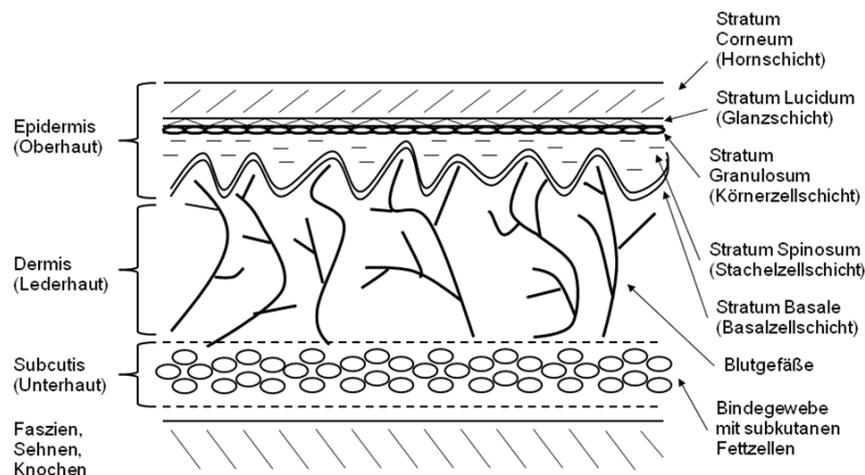


Abbildung 1: Abbildung des typischen Aufbaus der menschlichen Haut

3 Grundlagen der optischen Fettbestimmung

3.1 Absorptionseigenschaften

Grundlage für die optische Fettbestimmung ist eine Studie von Conway [2] aus dem Jahre 1984, deren Ergebnisse allgemein anerkannt sind. Bei dieser Studie wurde der Fettanteil erstmals spektroskopisch bestimmt. Die Ergebnisse dieser Studie können von unserer Seite

durch die durchgeführten Messungen und Auswertungen weitestgehend bestätigt werden. Der Spektralbereich zwischen 850nm und 1000nm ist für die Untersuchungen sehr gut geeignet, da die Strahlung in das Gewebe eindringen und somit nichtinvasiv in vivo gemessen werden kann.

Da spektroskopisch klar die Unterschiede zwischen Fett und anderen Gewebekomponenten wie z.B. Wasser und RHB (deoxidiertes Hämoglobin) erkennbar sind, ist eine quantitative Gewebeanalyse möglich. In der Abbildung 2 sind Werte des Absorptionsvermögens und die zweite Ableitung von Wasser, Fett und einer Bizepsmessung dargestellt.

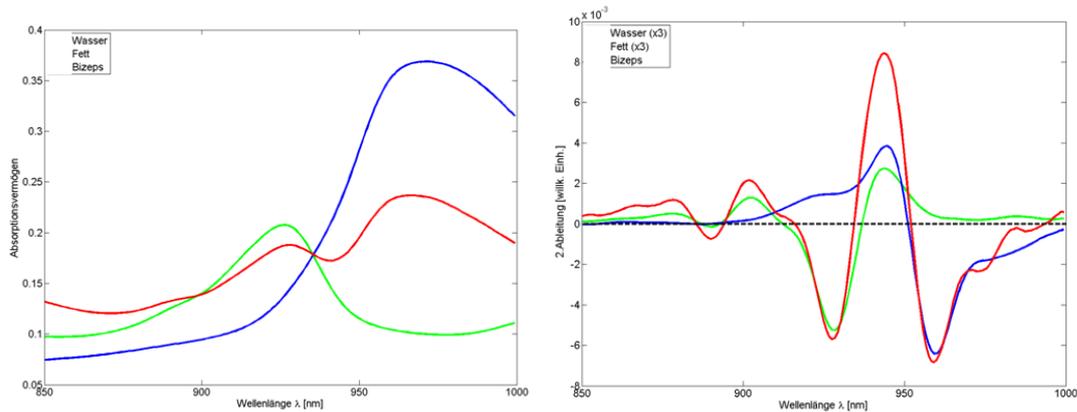


Abbildung 2: Absorptionsspektren (links) und deren 2. Ableitung (rechts) von Wasser- (blau), Fett- (grün) und Bizepspektrum (rot)

3.2 Messgeometrie

Im folgenden ist ein Konzept für eine tiefenabhängige Gewebemessung dargestellt, die durch eine orts aufgelöste Spektroskopiemessung erreicht wird.

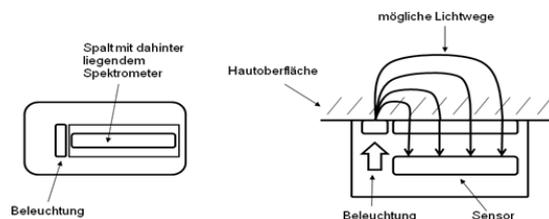


Abbildung 3: Aufnahmeeinheit, Position der Beleuchtung und des abgebildeten Bereichs

Für die Untersuchungen der Tiefenabhängigkeit von Messungen mit separiertem Eingangslight und dem weglängenabhängigen Austrittsbereich im menschlichem Gewebe gibt es unterschiedliche Auswertansätze und Arbeiten. Eine Arbeit von Cui et al. [3] schlägt vor, dass die Entfernung X zwischen Lichtquelle und Austritt ungefähr das Doppelte der durchschnittlichen Tiefe T des Lichtweges ist.

$$T_0 = \frac{X}{2} \quad (1)$$

$$T_{MAX} = 4 \times X \quad (2)$$

Die Annahme einer festen Absorptionsweglänge für alle Messungen ist in diesem Fall nicht realistisch, da sich die durchschnittliche Weglänge mit dem Abstand zum Austrittspunkt des Lichtes vergrößern muss. Hierbei wird angenommen, dass bei bekannten Ein- und Austrittspunkt und der groben Schichtdicke T der Haut eine durchschnittliche Weglänge b auf einem Kreissegment berechnet werden kann. Die Bogenlänge b lässt sich wie folgt berechnen:

$$b = \frac{\arctan\left(\frac{2h}{s}\right)(4h^2 + s^2)}{2h} \text{ mit } s = 2T \text{ und } h = T \quad (3)$$

Weiterhin muss ein Faktor für die Umrechnung zwischen realer und effektiver Weglänge eingefügt werden, da bekannt ist, dass die effektive Weglänge durch die diffuse Lichtstreuung erheblich vergrößert ist.

All diese Näherungen sind aber sehr ungenau. Daher müssen für nachvollziehbare Ergebnisse sehr viel genauere Modelle und Simulationen erstellt und vor allem durch Testmessungen parametrisiert und verifiziert werden.

3.3 Simulationen zur Eindringtiefe

Eine wesentliche Fragestellung bei der Umsetzung ist die Ausbreitung des vom Messgerät (Spektrometer) emittierten Lichtes in der Haut. Diese Frage sollte mit Hilfe von Monte-Carlo-Simulation untersucht werden [1].

Es wurden auf der Grundlage von Literaturdaten zu den optischen Eigenschaften der Gewebeschichten Messstrategien für die Messung des lokalen Fettgehaltes entwickelt. Da einerseits die Literaturdaten in Abhängigkeit von der jeweiligen Probenvorbereitung und den Messumständen sehr stark schwanken [4], andererseits der zu erfassende Dickenbereich der Gewebeschichten je nach Messstelle und Proband unterschiedlich ist, war es erforderlich zwei Strategien zu untersuchen:

Ist die zu untersuchende Hautschicht dünn genug, um vollständig von Licht der Absorptionswellenlänge von Fett (960 nm) durchstrahlt zu werden, kann der Fettgehalt aus einer Konzentrationsmessung nach der Methode der Remissionsspektroskopie bestimmt werden. Ist dies nicht der Fall, so kann mit rotem Licht das Gewebe bis zum Muskel durchdrungen werden. Basierend auf der Ausbreitungsgeometrie des Lichts können die Tiefe der Grenzen zwischen Dermis und Fettschicht sowie Fettschicht und Muskulatur bestimmt werden.

Die dargestellten, durch weiße Linien getrennten Schichten sind von unten nach oben: Muskelgewebe, Unterhaut mit Fettgewebe (Subcutis) und Lederhaut (Dermis). Die Oberhaut oder Epidermis ist im Bildmaßstab nicht erkennbar. Das rote Licht breitet sich wesentlich weiter in der Haut aus als Licht im nahinfraroten Bereich (vgl. Maßstab).

So lässt sich die Bestimmung des lokalen Fettgehaltes auf eine Schichtdickenmessung zurückführen. Im Unterschied zu anderen Verfahren (Kalipometrie, Ultraschall) lassen sich

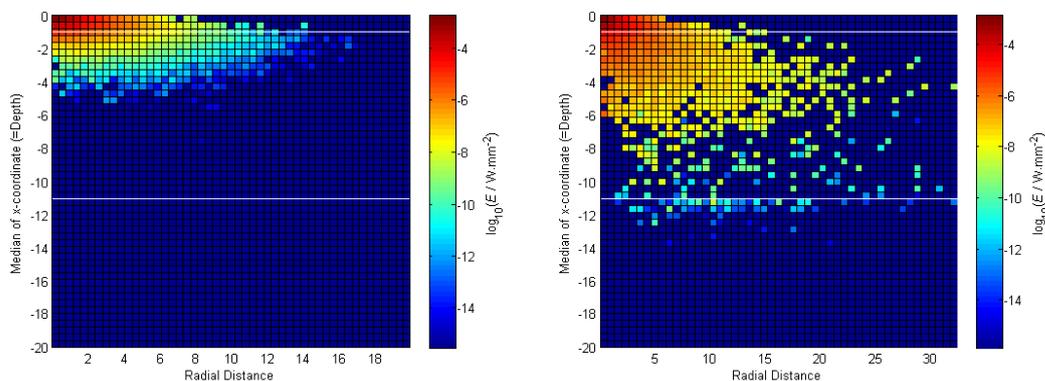


Abbildung 4: Flächenleistungsdichte in logarithmischem Maßstab nach Eindringtiefe und Austrittsentfernung für 960 nm (links) und für 633 nm (rechts)

dabei durch die spektral aufgelöste Messung prinzipbedingt weitergehende Aussagen zur chemischen Zusammensetzung treffen (Unterscheidung von Fett und Wasser, ggf. eingelagerte weitere Stoffe).

4 Spektrometer in der Anwendung

Das Spektrometer ist als Blackbox inklusive Lichtquelle konstruiert. Die in der Praxis aufgenommenen zweidimensionalen Bilder des Spektrometers liefern einen ersten Eindruck über die Praktikabilität des Messaufbaus.

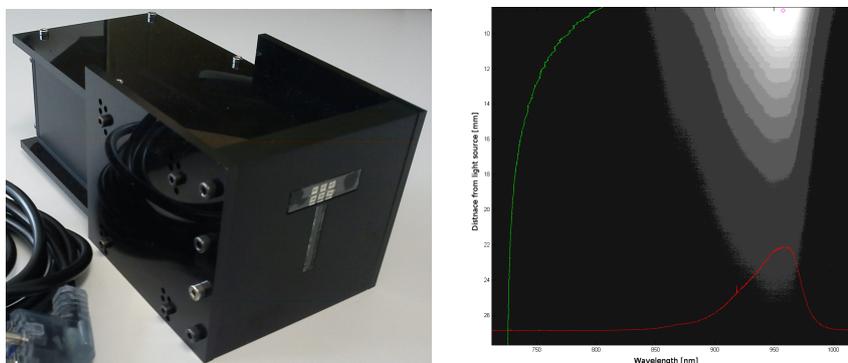


Abbildung 5: Spektrometer mit Lichtquelle und Eintrittsspalt (links) und eine kontrastverstärkte 2D-Aufnahme am Handballen (rechts); die grüne Kurve stellt den Intensitätsverlauf über den Abstand zur Lichtquelle dar; die rote Kurve ist ein Extinktionsspektrum

4.1 Referenzmessungen

Es wurden vergleichende Messungen, mit in der Medizin bzw. in der Lebensmittelindustrie anerkannten Methoden durchgeführt. Zum einen erfolgte die Vermessung eines Probanden mittels Calipometrie an der medizinischen Fakultät der Universität Rostock, zum anderen wurden tierische Proben mittels Foodscan Lab [5] untersucht.

Für den Versuch wurden ein Stück magerer Schweinerücken und ein Stück Schweinebauchfett im Fleischwolf bzw. Häcksler getrennt homogenisiert. Ausgehend von 100% Schwei-

nerücken, wurde in den folgenden Schritten der Bauchfett-Anteil in der Probe um jeweils 5% erhöht bis ca. 30% Fettgehalt erreicht waren.

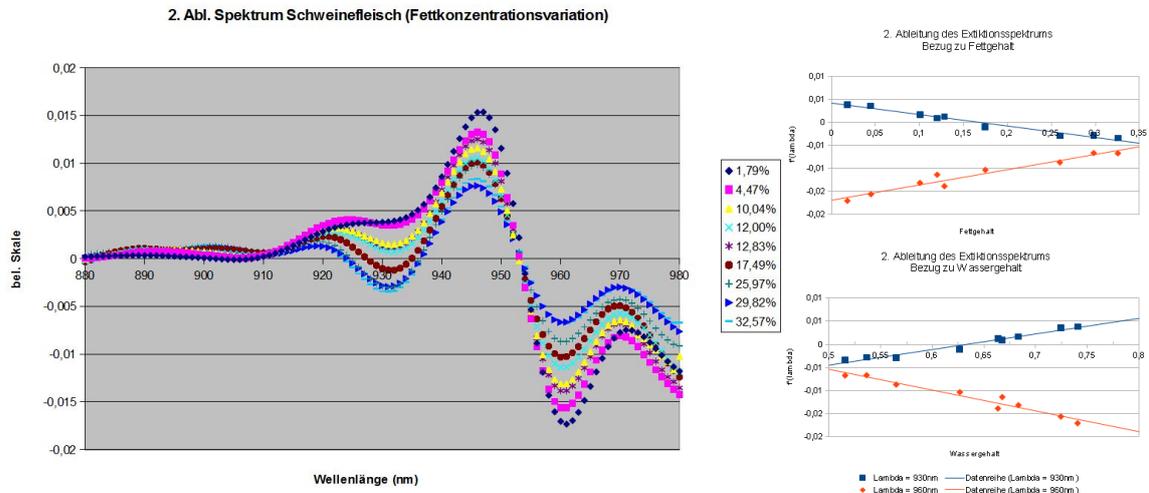


Abbildung 6: 2. Ableitungen für homogenisierte Proben und deren Korrelation für homogenisierte Proben mit Werten des Foodscan Lab

Während bei den Messungen am tierischen Gewebe die Spektrometernmessungen mit den Messungen des Foodscan Labs korrelieren, sind bei der Messung am Probanden keine Zusammenhänge der Werte an der Fettbande mit den Werten an der Wasserbande zu erkennen. Hier wird deutlich, dass das genaue Ausbreitungsverhalten des Lichts und somit die aufgenommenen Spektren an inhomogenem, humanem Gewebe weiterer Untersuchungen bedarf. Eine Begründung für den Kurvenverlauf könnte u.a. eine ungenügende Eindringtiefe des Lichts in das Gewebe, die intakte und durch Druckvariation veränderliche Blutversorgung des Unterhautgewebes oder allgemein der intakte Hautaufbau mit der Schichtung des Fettgewebes – im Gegensatz zum extrahierten und homogenisiertem Tiergewebe – sein. Diese Vermutungen werden auch durch die durchgeführten Simulationen nahegelegt.

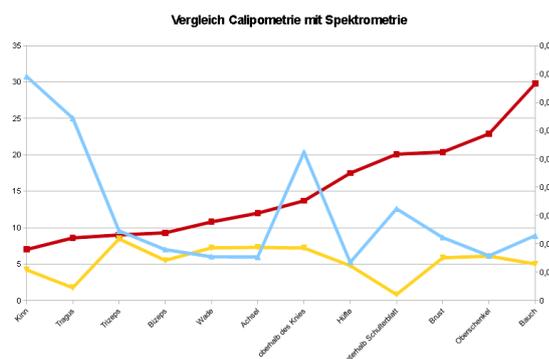


Abbildung 7: Vergleich Calipometrie vs. Spektroskopie an relevanten Körperstellen

5 Zusammenfassung

Es zeigt sich ein eindeutiger Zusammenhang zwischen den aufgenommenen Spektren und dem Fett- und Wassergehalt bei homogenisierten tierischen Gewebeproben. Bei den Messungen am Probanden war dies dagegen nicht der Fall. Dies lässt sich anhand der in den Simulationen gefundenen Lichtausbreitung erklären, da Fett in der Haut inhomogen in Form einer Schicht verteilt ist. Für eine direkte spektroskopische Erfassung des Fettanteils müsste diese Schicht vollständig durchdrungen werden, was in der Regel nur an dünnen Hautschichten (Bizeps) gelingt. Eine für dickere Hautschichten entwickelte Messstrategie konnte mit den vorhandenen Daten nicht untersucht werden und würde eine konstruktive Anpassung der Beleuchtungseinrichtung des Spektrometers erfordern. Aus den gleichen Überlegungen ergibt sich aber auch der grundsätzliche Vorteil orts aufgelöster spektroskopischer Methoden bei der Umsetzung der Messstrategie. Gegenüber anderen Verfahren zur lokalen Körperfettbestimmung hebt sich das spektroskopische Verfahren dadurch ab, dass die Möglichkeit besteht, auch andere, ggf. krankheitsanzeigende Substanzen in der Haut nachzuweisen bzw. zu quantifizieren. Somit konnte der Mehrwert der untersuchten Methode bestätigt werden.

6 Literatur

- [1] Stefan Hartmann, Oliver Schäfer, Matthias Moschall, Frank Stüpmann, Hartmut Ewald, "AiF Abschlussbericht - FettSpek", Universität Rostock, Institut für Allgemeine Elektrotechnik, Rostock, 2013.
- [2] Conway et al., "A new Approach for the estimation of Body Composition", The American Journal of Clinical Nutrition, Vol. 40, 1984, 1123-1130.
- [3] Weijia Cui, Naiguang Wang, and Britton Chance, "Study of photon migration depths with time-resolved spectroscopy," Opt. Lett. 16, 1991, 1632-1634.
- [4] Tuchin, Valery V.: „Tissue optics: “light scattering methods and instruments for medical diagnosis”, SPIE Press, Bellingham, Washington, USA, 2nd edition, 2007, pp. 145-191, 227-242.
- [5] Foss GmbH, <http://www.foss.de/industry-solution/products/foodscan-meat-analyzer>, 12.11.2012