

# Zur Genauigkeit der Vermessung von Hartgewebe-Landmarken mittels Ultraschall

Steffen H. Tretbar<sup>1</sup>, Josef Kozak<sup>2</sup>, Peter Keppler<sup>3</sup>, Stefan Klein<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Fraunhofer Institut für Biomedizinische Technik, 66386 St. Ingbert

<sup>2</sup>Aesculap AG & CO. KG, 78532 Tuttlingen

<sup>3</sup>Universitätsklinikum Ulm, Chirurgische Klinik und Poliklinik, 89075 Ulm

<sup>4</sup>Universitätsklinikum Ulm, Radiologische Klinik und Poliklinik, 89075 Ulm  
Email: steffen.tretbar@ibmt.fraunhofer.de

**Zusammenfassung.** Zur prä-, intra- und postoperativen Vermessung von Körpergeometrien genügt es für bestimmte Applikationen nicht, eine Registrierung von Hartgewebestrukturen mittels Abtasten der Strukturen mit dem Pointer durchzuführen. Um die Anwendung nicht invasiv und damit patientenschonender zu gestalten, sollen zukünftig in Navigationssystemen Ultraschallsysteme integriert werden. Da die unterschiedlichen Schallausbreitungsgeschwindigkeiten die Genauigkeit einer Vermessung von Landmarken mittels Ultraschall limitieren, wird anhand dieser Studie der Einfluss der unterschiedlichen Schallgeschwindigkeiten in den verschiedenen Geweben auf die Genauigkeit einer Abstandsmessung mittels Ultraschall evaluiert.

## 1 Einleitung

Die Sonografie hat sich insbesondere in den letzten beiden Jahrzehnten zu einem diagnostischen Routineverfahren entwickelt, das für den niedergelassenen Arzt und für die klinischen Anwendungen gleichermaßen wichtig ist.

Aufgrund der starken Verbreitung von Ultraschallgeräten sollen die Bilddaten auch für die medizinische Navigation genutzt werden. Der intraoperative Informationszugewinn eines bildunterstützten Navigationssystems im Vergleich zur bildlosen Navigation ist nicht von der Hand zu weisen [1]. Der Vorteil des Einsatzes von Ultraschall für diese Bilddatengewinnung wird beim direkten Vergleich mit anderen bildgebenden Verfahren, wie der CT oder der NMR ersichtlich. Dieser Vorteil lässt sich durch den Einsatz eines navigierten Ultraschallgeräts auch für die therapeutische Anwendungen nutzen [2].

Bei diagnostischen Ultraschallgeräten wird System bedingt mit einer mittleren Schallgeschwindigkeit von 1540 m/s gearbeitet. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit des Ultraschalls ist allerdings vom Medium (d.h. Gewebe) abhängig. Dies hat zur Folge, dass bei einer Geometrievermessung im Ultraschallbild eines Gewebes mit abweichender Schallgeschwindigkeit Messfehler auftreten. Beispielsweise bei der Anwendung eines navigierten Ultraschallsystems zur Vermessung der Position eines Femurs werden unterschiedlich dicke Schichten von Fett und Muskelgewebe durchschallt. Hierbei zeigen die Literaturwerte schon

die grundsätzlichen Unterschiede der Schallgeschwindigkeit zwischen Fett- und Muskelgewebe. So beträgt der Unterschied bei Lehmann/Johnson [3] zwischen Schweinefett (1454 m/s) und Muskelfleisch vom Schwein (1558 m/s) 104 m/s. Bei Frucht [4], der bei 24°C gemessen hat, beträgt der Unterschied 136 m/s. Dieser Unterschied würde einen Messfehler bei einer Abstands-Messung, unter Nutzung der Schallgeschwindigkeit vom Muskel, von 8,6% ergeben. In diesem Beitrag werden die Gewebegeschwindigkeiten beispielhaft evaluiert, als signifikant für den Einsatz in der medizinischen Navigation eingestuft und mögliche Lösungsansätze aufgezeigt.

## 2 Material und Methode

Um die Problematik, eines zu erwartenden Messfehlers bei Nutzung einer mittleren Schallgeschwindigkeit von 1540 m/s genauer zu betrachten, wurde eine Messreihe zur Bestimmung dieser Unterschiede beispielhaft für Fett- und Muskelgewebe durchgeführt.

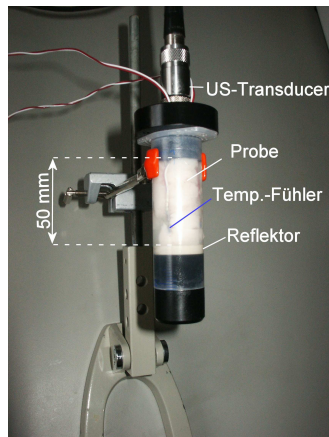
Um der späteren Messsituation mit den Messreihen sehr nahe zu kommen, wurden Messungen im Puls-Echo-Mode durchgeführt. Der Messaufbau wurde dahingehend vereinfacht, dass kein „klassischer“ diagnostischer Ultraschallkopf sondern Einzel-Element-Ultraschallwandler eingesetzt wurden. Um etwaige Einflüsse der Ultraschallfrequenz auszuschließen, wurden die Untersuchungen mit Ultraschallwandlern der Mittenfrequenzen von 1; 3,5; 5; 7,5 MHz (Fa. Panametrics) durchgeführt. Als Ultraschallsystem wurde das Einkanalige Labormesssystem SEM II des Fraunhofer IBMT eingesetzt, welches in einen PC integriert ist. Dieses vereint eine freiprogrammierbare Sendestufe und eine A/D –Wandlertarte, mit der die empfangenen Ultraschallsignale mit 100 MHz Samplerate digitalisiert und als HF-Daten gespeichert werden. Als Sendecode wurde eine Burst-1-Sequenz entsprechend der Mittenfrequenz der Ultraschallwandler genutzt. Zur Vereinfachung des Probenhandlings und um die Messstrecke konstant zu halten, wurden die Messungen in speziell entwickelten Probengefäßen (Abb. 1) durchgeführt. Die Messstrecke betrug 50 mm (100 mm Puls-Echo). Da die Schallgeschwindigkeit einer Temperaturabhängigkeit unterliegt, wurde zusätzlich von jeder Probe die Temperatur gemessen.

Ca. eine Stunde nach den Ultraschallmessungen wurden die Proben im CT bezüglich der Dichteverteilung auf der zentralen Ultraschall-Messachse und zur Bestimmung der genauen Messstrecke mit einem CT der Firma Philips vom Typ Brilliance 40 vermessen.

### 2.1 Proben

Die von Dussik und Fritch [5], Frucht [4], Lehmann und Johnson [3] und Schwan [6] ermittelten Schallgeschwindigkeitswerte von Fett- bzw. Muskelgewebe des Schweins und des Menschen zeigen, dass es auf Grund der geringen Unterschiede zwischen Schwein und Mensch, sowohl bei Fett- als auch bei Muskelgewebe, plausibel ist, Schweinefleisch als Probenmaterial zu nutzen. Es standen einmal

Abb. 1. Messaufbau



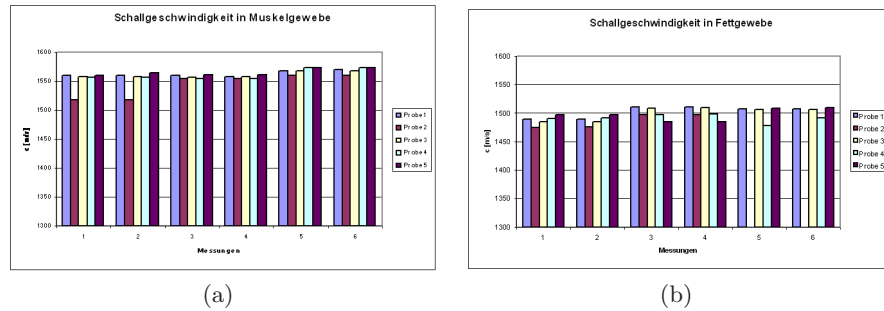
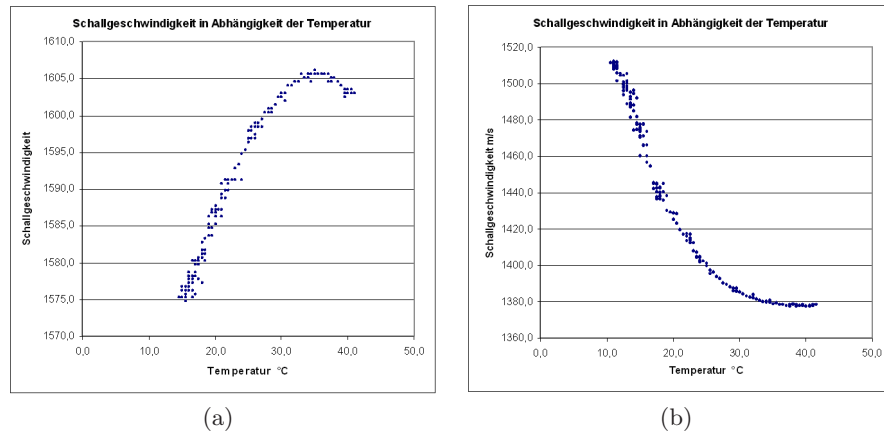
als Proben für Fett, Bauchspeck vom Schwein und als Proben für Muskelfleisch, Schweinerücken vom Schwein, zur Verfügung. Die Materialien waren nicht älter als ein Tag und wurden bei 8-10°C gelagert. Für die Messungen standen je 5 Proben mit Fett- und Muskelgewebe zur Verfügung.

### 3 Ergebnisse

Die durchgeführten Messungen ergaben im Mittel eine Schallgeschwindigkeit des Muskelgewebes von 1558 m/s (SD 12, 0,79%). Der Mittelwert der Schallgeschwindigkeit des Fettgewebes beträgt 1495 m/s (SD 12, 0,78%) (Abb. 2).

Da diese Messungen bei 17°C durchgeführt wurden und später am Patienten bei 37°C gemessen wird, wurden Messungen durchgeführt, die den Einfluss dieser Temperatursteigerung betrachten. Die Ergebnisse dieser Messungen sind in Abbildung 3 dargestellt. Es wird deutlich das Muskelgewebe und Fettgewebe gegenläufigen Effekten unterliegen. Im Muskelgewebe steigt die Schallgeschwindigkeit um 72 m/s und im Fettgewebe fällt sie um 37 m/s, bei einer Temperaturerhöhung auf 37°C.

Damit ergab sich eine korrigierte Schallgeschwindigkeit im Fettgewebe von 1458 m/s und in der Muskulatur von 1630 m/s. Die verschiedenen Ausbreitungsgeschwindigkeiten im Gewebe haben zur Folge, dass eine Geometrievermessung mit Standardultraschallgeräten ( $c=1540$  m/s) in Muskel- und Fettgewebe potentiell fehlerhaft durchgeführt wird. Für die Abstandsmessung ist bei Nutzung einer fehlerhaften Schallgeschwindigkeit mit einem maximalen Messfehler von  $\pm 15\%$  bei einer Temperatur von 37°C zu rechnen. Der Bereich des relativen Fehlers beim Fettgewebe beträgt -15% und bei der Muskulatur +15%. Dies bedeutet, dass bei einer mit einem Standardsystem gemessenen Gewebeschicht von 100 mm Dicke, die tatsächliche Schichtdicke im Fett nur 85 mm und in der Muskulatur 115 mm beträgt.

**Abb. 2.** Schallgeschwindigkeit in Muskelgewebe (a) in Fettgewebe (b)**Abb. 3.** Temperaturabhängigkeit der Schallgeschwindigkeit von Muskelgewebe (a) und Fettgewebe (b)

## 4 Diskussion und Ausblick

Die Evaluierung des Einflusses der unterschiedlichen Schallgeschwindigkeiten in den verschiedenen Geweben auf die Genauigkeit einer Abstandsmessung mittels Ultraschall hat einen Bereich des relativen Fehlers beim Fettgewebe -15% und bei der Muskulatur +15% gezeigt. Auf Grund der allgemeinen Anforderung an die Genauigkeit der Navigation, die bei einer Schichtdicke von 100 mm Länge maximal  $\pm 1$  mm betragen soll, ist die Ultraschall-Bildverzerrung alleine ein Faktor, der die Navigation unbrauchbar macht. Zur Kompensation dieses Messfehlers sind zwei Verfahren denkbar:

1. Es werden für bestimmte Applikationen (Condylen, Spina, Femur, etc.) bei denen eine Vermessung mittels Ultraschall eingesetzt werden soll, in eine durchzuführende Studie applikationsspezifische Schallgeschwindigkeitswerte bestimmt. Diese können dann mit entsprechender statistischer Sicherheit,

- welche sich aus der Studie ergibt; zur Korrektur des Messfehlers bei den unterschiedlichen Anwendungen genutzt werden.
2. Es werden für jede Messung patientenspezifischen Schallgeschwindigkeitswerte bestimmt und den Messungen entsprechend korrigiert.

Um diese patientenspezifischen Schallgeschwindigkeitswerte zu bestimmen, ist eine Differenzierung zwischen den unterschiedlichen Gewebearten nötig. Diese kann dadurch erfolgen, dass vor der eigentlichen Messung Ultraschall-HF-Daten von Zielbereich akquiriert werden. In diesen Daten werden nun gewebespezifische Parameter, wie die frequenzabhängige Dämpfung [7, 8, 9] oder die Rückstreuung [10, 11] in Abhängigkeit der Eindringtiefe betrachtet. An den Grenzschichten der unterschiedlichen Gewebe kommt es dann zu einer Änderung dieser Parameter. Diese können detektiert werden und lassen die Kalkulation einer angepassten Schallgeschwindigkeit entsprechend dem Verhältnis der Schichtdicken zu. Erfolgt nun eine Vermessung im Ultraschallbild mit der neu kalkulierten Schallgeschwindigkeit sollte es möglich sein, den Messfehler auf ca. 1 mm zu reduzieren.

## Literaturverzeichnis

1. Eisenmann U, Schneider J, Quintus K, Helbig M, Dickhaus H. Ultraschallgestützte Navigation für die minimalinvasive HNO Chirurgie. In: Biomedizinische Technik; 2004. 876–877.
2. Hassenpflug P, et al. Generation of attributed relational vessel graphs from three-dimensional freehand ultrasound for intraoperative registration in image-guided liver surgery. *Procs SPIE* 2003;5029:222–230.
3. Lehmann JF, Johnson EW. Some factors influencing the temperature distribution in thighs exposed to ultrasound. *Arch Phys Med Rehab* 1958;39:347–356.
4. Frucht AH. Die Schallgeschwindigkeit in menschlichen und tierischen Geweben. *Z Gesamte Exp Med* 1953;120:551–557.
5. Dussik KT, Fritch DJ. Determination of sound attenuation and sound velocity in the structure constituting the joints, and of the ultrasound field distribution within the joints on living tissues and anatomical preparations, both in normal and pathological conditions, Public Health Service. NIH; 1956.
6. Schwan HP, Carstensen EL, Li K. Heating of fat-muscle layers by electromagnetic and ultrasonic diathermy. *IEEE Trans Commun Electron Pt I* 1953;72:483–488.
7. Ophir J, Maklad NF, Bigelow RH. Ultrasonic attenuation measurement of in vivo human muscle. *Ultrason Imag* 1982;4:290–295.
8. Ophir J, Shawker TH, Maklad NF, et al. Attenuation estimation in reflection: progress and prospects. *Ultrason Imag* 1984;6:349–395.
9. Kuc R. Estimating the acoustic attenuation from reflected ultrasound signals: Comparison of spectral shift and spectral-difference approaches. *IEEE Trans Acoust ASSP* 1984;32:1–6.
10. Sehgal CM, Greenleaf JF. Scattering of ultrasound by tissues. *Ultrason Imag* 1984;6:60–80.
11. Roth SL, et al. Spectral analysis of demodulated ultrasound returns: Detection of scatterer periodicity and application to tissue classification. *Ultrason Imag* 1997;19:266–277.