



Deckblatt der OMT-Abschlussarbeit



AG Manuelle Therapie im ZVK
Bildungswerk Physio-Akademie des ZVK gGmbH

OMT

Weiterbildung in orthopädischer manueller Therapie
nach den Standards der IFOMPT

Facharbeit

Untersuchung zur Gewebedurchdringung von Niederfrequenz-Ultraschall am Pferd

eingereicht von

Martina Petz

entstanden am

Forschungszentrum für Medizintechnik und Biotechnologie GmbH

Kursgruppe 2000a

im Dezember 2012

1. Einleitung

Die therapeutische Anwendung von Ultraschall (US) existiert bereits seit 1939 (Pohlman, 1939). Heute ist die hochfrequente (HF) Ultraschall-Anwendung (0,75-4 MHz) ein weit verbreitetes Therapiemittel bei Erkrankungen und Beschwerden des Muskel- und Gelenkapparates (Walmsley, 1988; Knoch & Knauth, 1991; Kober & Kröling, 1993) und in diesem Bereich vorherrschend. Die Wirkung von hochfrequentem Ultraschall (HF-US) beruht dabei in hohem Maße auf der thermischen Wirkungskomponente, welche durch Absorption an Gewebegrenzschichten hervorgerufen wird (Robertson et al., 1997). Die mechanische Wirkungskomponente, hervorgerufen durch die Druckeinwirkung, die Teilchenauslenkung und die Teilchenbeschleunigung (Nussbaum, 1998), ist dieser nachgeordnet.

Die Wirkung des niederfrequenten Ultraschalls (NF-US) (<150 kHz) basiert hauptsächlich auf der, im Vergleich zum hochfrequenten Ultraschall, wesentlich größeren Teilchenauslenkung bei kleinerer Teilchenbeschleunigung (Dyson et al., 1999). Die damit verbundene geringere Absorption im Gewebe und wesentlich größere Eindringtiefe steht im Zusammenhang mit den, in der Literatur angegebenen, Vorzügen in der Anwendung des NF-US im Vergleich zum hochfrequenten Ultraschall. Weitere Vorzüge des NF-US wären die bessere analgetische Sofort- oder Kurzzeitwirkung, der frühere Wirkungseinsatz bei seriellen Anwendungen und die länger anhaltende Wirkung nach Behandlungsabschluss (Golubenko, 1991; Bradnock et al., 1996; Gorbunov et al., 1997; Basso & Pike, 1998).

Besonders durch die Möglichkeit, auch tiefe Gewebeschichten zu erreichen, ist die Anwendung des NF-US für die Pferdemedizin interessant, da hier besonders Erkrankungen des Bewegungs- und Stützsystems der Pferde auf Grund der sportlichen Nutzung durch den Menschen eine große Bedeutung haben.

2. Zielstellung

Ziel der Untersuchung ist

1. die Erhebung der NF-US-Energieverteilung im Gewebe
 - a) durch Messung des Schallwechseldrucks
 - im Muskelgewebe bei gleich bleibender US-Intensität und verschiedenen Abständen zwischen Schallkopf und Hydrofon
 - an der gestreckten und gebeugten Sehne
 - im Gelenk zur Feststellung des Einflusses unterschiedlicher Gewebestrukturen wie Kapsel, Knorpel
 - b) durch Messung der Teilchenbeschleunigung
2. die Ermittlung des Verlaufs der Gewebetemperatur bei gleich bleibender NF-US-Intensität und verschiedenen Abständen zwischen Schallkopf und Temperaturfühler.
3. die Überprüfung der Reaktion des Versuchstieres auf die NF-US-Einwirkung.

3. Methodik

Bei einem Pferd, welches aus nicht mit der Studie in Zusammenhang stehenden Gründen narkotisiert wurde, erfolgte die Anwendung von NF-US vor und während der Narkose. Als Schallgeber wurde für die Versuche ein, auf Gleichschall eingestelltes, Niederfrequenz-Ultraschalltherapiegerät ultraPuls® mit Schallkopf TSK 45 (Bandelin electronic GmbH & Co. KG) verwendet. Für alle Messungen wurde Gleichschall mit einer Schallfrequenz von 45 kHz und einer Schallintensität von 0,55 W/cm² (= 3,5 W HF) appliziert.

3.1. Zu Zielstellung 1 – Erhebung der Energieverteilung

3.1.1. Schalldruckmessungen in Muskelgewebe

Der Nachweis der Energieverteilung des NF-US in Muskelgewebe erfolgte mittels Messung des Schallkopfwechseldrucks durch Einbringung eines Hydrofons in die Muskulatur. Hierfür kam ein Miniaturhydrofon zum Einsatz, das in vorbereitete Einschnitte im Gewebe in Abständen von 2,5, 5, 10, 15, 20, 25 und 30 cm zur Schallquelle eingesteckt wurde (Abb. 1). Als Referenz erfolgte die Messung des Schallkopfwechseldrucks in denselben Abständen in einem Wassertank, um ideale Schallleitungsverhältnisse darzustellen. Schallkopf und Hydrofon mussten auf Grund der Dimension des Versuchstieres manuell positioniert und fixiert werden. Die Dauer der Beschallung betrug jeweils 3 Minuten und der Messbereich am Tier wurde mittels Rasur von Fell befreit.

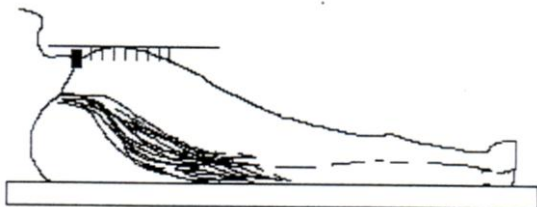


Abb. 1. Prinzip der Messung des Schalldruckverlaufes in Abhängigkeit von der Entfernung an der Muskulatur

3.1.2. Schalldruckmessungen durch Knochen (Femur)

Die Schalldruckmessung durch den Knochen erfolgte am Femur des Pferdes. Hydrofon und Schalldruckkopf waren axial zueinander ausgerichtet. Der Abstand zueinander betrug 25 cm.

3.1.3. Schalldruckmessungen an der Sehne

Die Messung des Schalldruckes an der Sehne erfolgte am Beugesehnenstrang der Vorderextremität etwa handbreit distal des Vorderfußwurzelgelenks (Carpus). Der Schallkopf wurde zwischen Beugesehnenstrang und Knochen platziert, das Hydrofon an der freipräparierten Sehne angesetzt. Durch den Blutfluss war die akustische Ankoppelung gesichert. Hydrofon und Schalldruckkopf waren auch hier axial zueinander ausgerichtet und der Messabstand zueinander betrug etwa 2,5 cm.

3.1.4. Schalldruckmessungen im Gelenk

Im Sprunggelenk (Talokruralgelenk) wurde das Hydrofon unter arthroskopischer Kontrolle platziert. Die Beschallung erfolgte aus einem 45° Winkel in axialer Richtung zum Hydrofon. Die Druckmessungen erfolgten in Höhe der Gelenkhöhle, der Gelenkkapsel und des Gelenksknorpels in Abständen von 1, 1,5 sowie 2,5 cm zur Schallquelle.

3.1.5. Vergleich verschiedener Anwendungsarten

Des Weiteren wurde die US-Applikation an der Gluteamusculatur auf verschiedene Anwendungsarten – Beschallung auf unrasierter und rasierter Haut, auf unrasierter Haut mit und ohne Ultraschallgel (US-Gel), sowie auf unrasierter Haut mit normalem oder starkem Anpressdruck des Schallkopfes – durchgeführt.

3.1.6. Teilchenbeschleunigungsmessungen

Die Bestimmung der NF-US-Energieverteilung anhand der Teilchenbeschleunigung erfolgte mittels Beschleunigungsaufnehmer im Muskelgewebe und an der Sehne nach Beschallung mit NF-US für jeweils 3 Minuten. Der Beschleunigungsaufnehmer war im Durchmesser größer als das Hydrofon und hatte eine ausgeprägte Richtcharakteristik. Aus diesem Grund war eine axiale Ausrichtung zum Schallkopf erforderlich und der Messfühler musste für den jeweiligen Messort in einen größeren Hauteinschnitt eingelegt werden.

3.2. Zu Zielstellung 2 – Ermittlung des Temperaturverlaufs

Zum Nachweis der Wärmeentwicklung im Gewebe, wurde die Gewebetemperatur mittels Einstichsonde in unterschiedlichen Abständen zur Schallquelle bei Beschallung für jeweils 3 Minuten mit gleichbleibender Schallintensität gemessen. Begonnen wurde mit dem größten Abstand von 30 cm, welcher im Verlauf der Messungen auf den geringsten Abstand von 2,5 cm reduziert wurde. Als Referenz wurde die Gewebetemperatur unmittelbar nach der Narkotisierung des Pferdes und vor der Beschallung an denselben Abständen gemessen. Für den Fall, dass eine Gewebeerwärmung stattfindet, müsste mit Verringerung des Abstandes zur Schallquelle eine zunehmende Gewebeerwärmung messbar sein, da diese Bereiche schon eine entsprechend längere Zeit durchschallt wurden.

3.3. Zu Zielstellung 3 – Überprüfung der Verhaltensreaktion

Am nicht-narkotisierten Pferd wurde der Schallkopf an unterschiedlichen Lokalisationen (Gluteamusculatur, Knochen) über einen Zeitraum von jeweils 3 Minuten angewendet und die Reaktionen des Tieres auf die Behandlung beobachtet.

4. Ergebnisse

4.1. Erhebung der Energieverteilung

4.1.1. Schalldruckmessungen in Muskelgewebe

Tab. 1. Energiedurchdringung in Gewebe und Wasser.

Abstand [cm]	Referenz [kPa]	Gewebe [kPa]
2,5	134	134
5,0	128	132
10,0	122	117
15,0	115	110
20,0	113	105
25,0	112	102
30,0	111	101

Schalldruckwerte im Muskelgewebe sowie im Wasser (Referenz) in unterschiedlichen Abständen zur Schallquelle bei Beschallung mit NF-US. Die Messwerte im Gewebe wurden anhand der Referenzmessungen im Wassertank normiert. Nicht-normierter Schalldruck im Gewebe bei einem Abstand von 2,5 cm: 115 kPa.

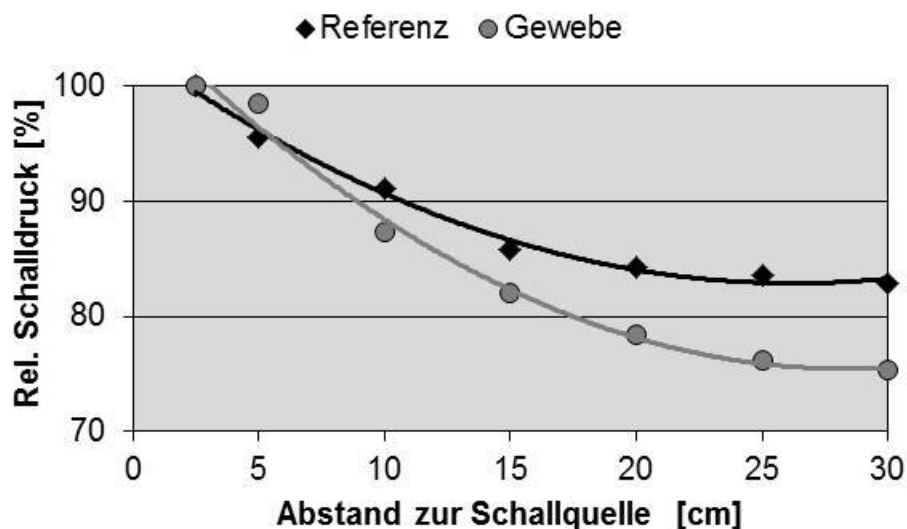


Abb. 2. Energiedurchdringung in Gewebe und Wasser. Relativer Schalldruck im Muskelgewebe (grau) sowie im Wasser (Referenz, schwarz) in Abhängigkeit vom Abstand zur Schallquelle bei Beschallung mit NF-US. Die Messwerte wurden auf Basis des Referenzwertes im Wasser bei 2,5 cm Abstand zur Schallquelle relativiert (100 % = 134 kPa). Linien zeigen den Trendverlauf der Energieverteilung im Gewebe ($R^2 = 0,9889$) sowie im Wasser ($R^2 = 0,9918$).

4.1.2. Schalldruckmessungen durch Knochen

Bei der Messung der Energieverteilung durch Knochen (Femur) wurde bei Beschallung mit NF-US in einer Distanz von etwa 25 cm ein Schalldruck von 69 kPa gemessen. Gegenüber dem Schalldruck in Muskelgewebe (102 kPa; siehe Tab. 1) ist das ein Abfall auf 67,6 %.

4.1.3. Schalldruckmessungen an der Sehne

Im gestreckten Zustand (belastet) der Sehne wurde bei Beschallung mit NF-US ein Schalldruck von 45 kPa und im gebeugten Zustand (entlastet) von 40 kPa gemessen, was einem Abfall auf 33,6 % und 29,9 %, bezogen auf den Vergleichswert im Muskel bei einem Abstand von 2,5 cm zur Schallquelle (134 kPa; siehe Tab. 1), entspricht.

4.1.4. Schalldruckmessungen im Gelenk

Die Messungen des Schalldruckpegels im Bereich des Gelenkes ergaben bei Beschallung mit NF-US im Bereich der Gelenkhöhle 51 kPa, der Gelenkkapsel 52 kPa und des Knorpels 44 kPa, bzw. in Relativwerten 38,1 %, 38,8 % und 32,8 % des Schalldrucks im Muskelgewebe bei einem Abstand von 2,5 cm zur Schallquelle (134 kPa; siehe Tab. 1).

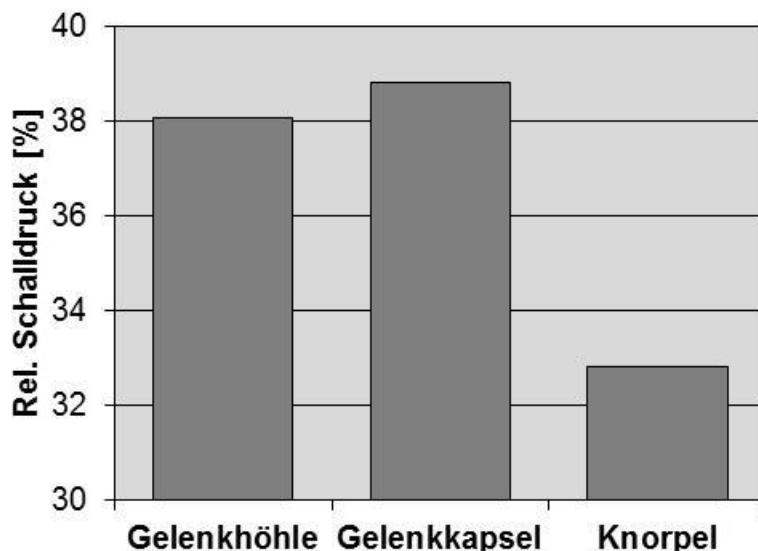


Abb. 3. Energiedurchdringung im Gelenk. Relativer Schalldruck in verschiedenen Bereichen des Pferde-Gelenks verglichen zum Schalldruck in Muskelgewebe in einem Abstand von 2,5 cm zur Schallquelle (100 % = 134 kPa) bei Beschallung mit NF-US.

4.1.5. Vergleich verschiedener Anwendungsarten

Tab. 2. Energiedurchdringung bei verschiedenen Anwendungsarten.

Anwendungsart	Schalldruck [kPa]
1 Fell mit US-Gel	96
2 Rasiert mit US-Gel	109
3 Fell ohne US-Gel, normaler Anpressdruck	25
4 Fell ohne US-Gel, starker Anpressdruck	54

Schalldruckwerte im Muskelgewebe bei unterschiedlichen NF-US-Anwendungsarten.

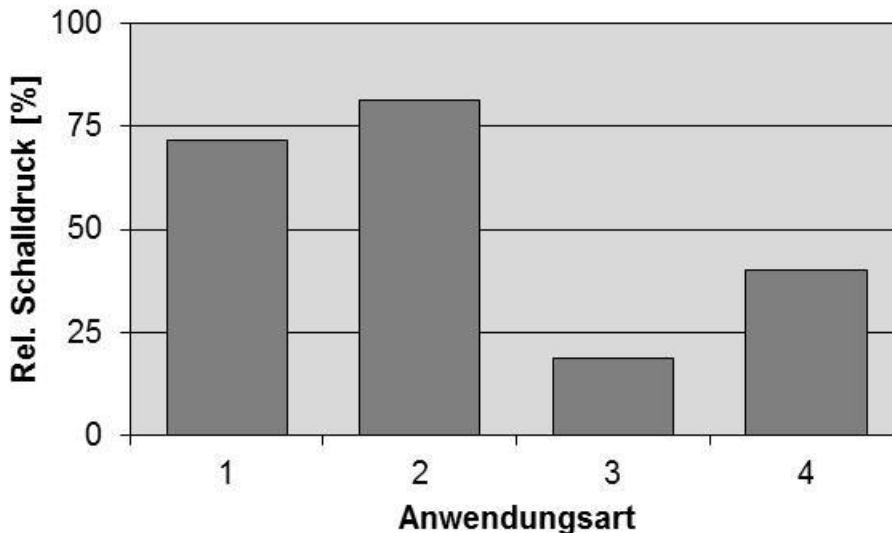


Abb. 4. Energiedurchdringung bei verschiedenen Anwendungsarten. Relativer Schalldruck im Muskelgewebe bei Beschallung mit NF-US auf Fell mit US-Gel (1), auf rasierter Haut mit US-Gel (2), auf Fell ohne US-Gel mit normalem Anpressdruck (3) sowie auf Fell ohne US-Gel mit starkem Anpressdruck (4). Die Messwerte wurden auf Basis des Schalldrucks im Gewebe bei einem Abstand von 2,5 cm zur Schallquelle relativiert (100 % = 134 kPa).

4.1.6. Teilchenbeschleunigungsmessung im Gewebe

Tab. 4. Teilchenbeschleunigung im Muskelgewebe.

Abstand [cm]	Beschleunigung [m/s ²]
2,5	25,66
5,0	25,66
10,0	21,38
15,0	21,38
20,0	17,11
25,0	29,94
30,0	25,66

Teilchenbeschleunigung in unterschiedlichen Abständen zur Schallquelle nach Beschallung mit NF-US.

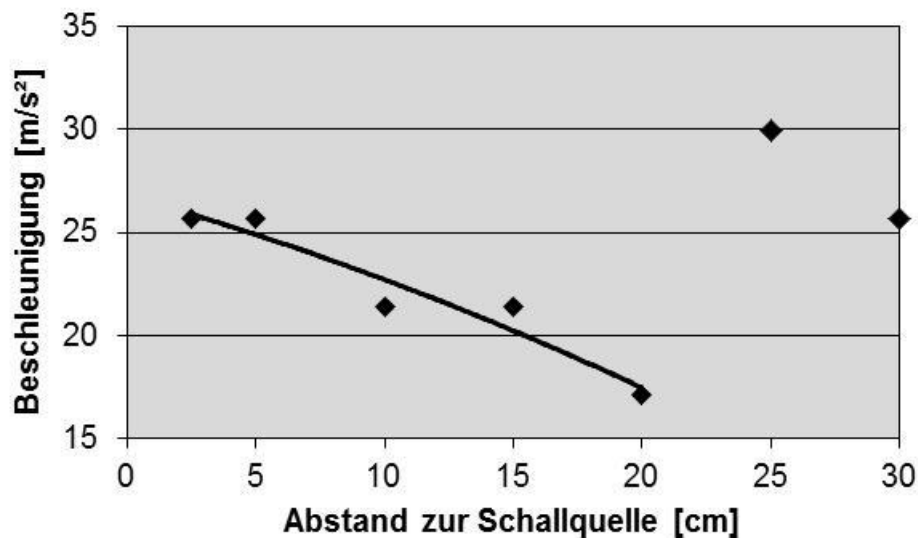


Abb. 6. Teilchenbeschleunigung im Muskelgewebe. Teilchenbeschleunigung in Abhängigkeit vom Abstand zur Schallquelle nach Beschallung mit NF-US. Die Linie zeigt den Trendverlauf der Messdaten in einem Abstand von 2,5-20 cm von der Schallquelle ($R^2 = 0,9249$).

4.1.7. Teilchenbeschleunigungsmessung an der Sehne

Die Messwerte der Teilchenbeschleunigung nach Beschallung mit NF-US ergaben an der gespannten Sehne 269 m/s², an der entspannten Sehne 419 m/s².

4.1.8. Teilchenbeschleunigungsmessung im Knochen

Im Knochen wurde bei Beschallung mit NF-US eine Teilchenbeschleunigung von 74 m/s² gemessen.

4.2. Ermittlung des Temperaturverlaufs

Tab. 3. Temperaturverteilung im Gewebe.

Abstand [cm]	Referenz [°C]	Gewebe [°C]
2,5	36,0	34,3
5,0	36,1	34,8
10,0	36,4	34,8
15,0	36,6	35,6
20,0	36,7	35,2
25,0	37,2	35,7
30,0	36,9	35,7

Temperaturwerte im Muskelgewebe vor Beschallung (Referenz) und nach Beschallung mit NF-US in unterschiedlichen Abständen zur Schallquelle.

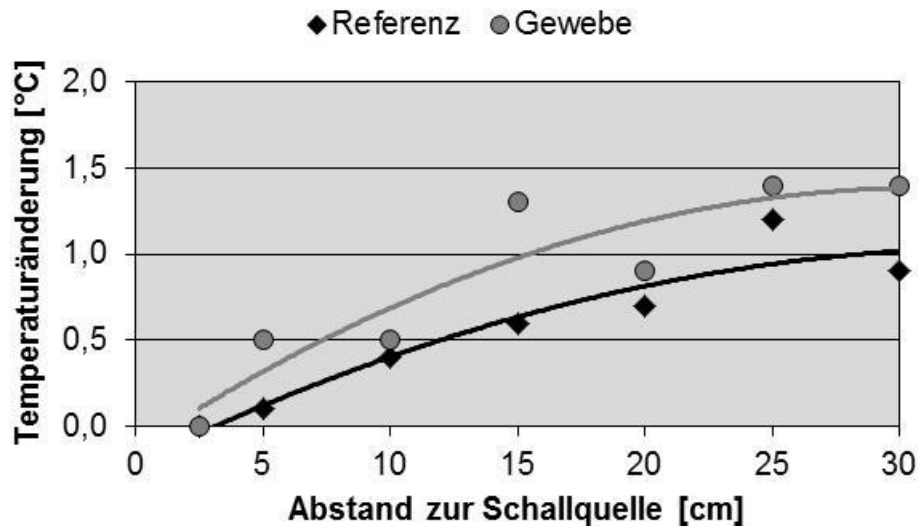


Abb. 5. Temperaturverteilung im Gewebe. Temperaturänderung im Muskelgewebe nach Beschallung mit NF-US (grau) sowie vor der Beschallung (Referenz, schwarz) in Abhängigkeit vom Abstand zur Schallquelle. Die Messwerte wurden anhand der Referenzmessungen vor der Beschallung normiert. Linien zeigen den Trendverlauf der Temperaturverteilung im Gewebe vor der Beschallung (Referenz; $R^2 = 0,9118$) sowie nach der Beschallung ($R^2 = 0,8463$).

5. Diskussion

5.1. Zu Zielstellung 1 – Erhebung der Energieverteilung

5.1.1. Schalldruckmessungen

Im Vergleich zu den, quasi idealen, Schalleitungsverhältnissen im Wasser konnte auch im Muskelgewebe eine, wie erwartet, gute Schalldurchdringung festgestellt werden (Ergebnis 4.1.1, Tab. 1, Abb. 2). Die Dämpfung gegenüber Wasser ist nur gering und entspricht den, aus der Literatur bekannten, Aussagen. Der theoretische Erwartungswert von ca. 140 kPa in Wasser bzw. in Schallkopfnähe (Radandt 2002) stimmt gut mit den tatsächlichen Messwerten im Wasser sowie im Muskelgewebe von 134 kPa (Ergebnis 4.1.1, Tab. 1) überein. Auch der nicht-normierte Schalldruckwert für Muskelgewebe bei 2,5 cm ist mit 115 kPa plausibel.

Bei der Knochendurchschallung wurde eine Abdämpfung des Schalldrucks um etwa 1/3 (Ergebnis 4.1.2) in Bezug auf die Muskeldurchschallung (siehe Ergebnis 4.1.1) gefunden und die Erwartungen wurden damit ebenfalls bestätigt. Es kann davon ausgegangen werden, dass NF-US den Knochen gut durchdringt und damit nur eine geringfügige Reflexion und Beugung sowie Erwärmung auftritt. Eine andere Erklärung kann darin bestehen, dass durch ausreichend vorhandenes und umgebendes Muskelgewebe NF-US Umwege mit geringer Dämpfung laufen kann.

Die Messungen an der Sehne (Ergebnis 4.1.3) belegen eindrucksvoll den Einfluss der akustischen Gewebeimpedanz auf die Schallfortleitung. In belastetem Zustand ist die Sehne schallhärter und hat deshalb auch eine geringere Dämpfungswirkung als im entlasteten Zustand. Dennoch fällt der Schalldruck gegenüber dem Muskelgewebe (siehe Ergebnis 4.1.1) um mehr als 60 % ab. Das erklärt sich möglicherweise daraus, dass hier keine akustischen Umwege wie beim Femur möglich sind.

Im Gelenk (siehe Ergebnis 4.1.4, Abb. 3) liegen die Verhältnisse ähnlich wie bei der Sehne. Die Messwerte für die Gelenkhöhle und die Gelenkkapsel liegen geringfügig höher, während der Messwert am Knorpel in etwa dem der Sehne entspricht. Offensichtlich hat die Gelenkflüssigkeit keinen so großen Einfluss auf die akustische Impedanz des Gesamtbereiches.

Nach diesen Ergebnissen können Gelenk- und Sehnenbereiche, und somit wahrscheinlich auch Bänder, als akustisch ähnlich angesehen werden.

5.1.2. Teilchenbeschleunigungsmessungen

Mit sinkender Ultraschallintensität müsste theoretisch auch die Teilchenbeschleunigung abnehmen, die außerdem noch abhängig ist von der Ultraschallfrequenz, der Dichte und der Schallgeschwindigkeit im Medium. Werden nur die Messwerte (Ergebnis 4.1.6, Tab. 4, Abb. 6) bis 20 cm betrachtet, stimmt der Zusammenhang „Verringerung der Teilchenbeschleunigung mit zunehmendem Abstand vom der Schallquelle“ mit den theoretischen Erwartungen überein. Die Messwerte bei 25 und 30 cm werden als Messfehler gewertet. Die Dimension der Messergebnisse stimmt allerdings nicht mit der Theorie überein. Erwartet wird im Muskelgewebe ein Messwert von etwa 20.000 m/s² (Radandt, 2002), also ein 1000-fach höherer Wert.

Die Messwerte an der Sehne (Ergebnis 4.1.7) sind deutlich größer als die im Muskel gewonnenen. Da die Sehne schallhärter als der Muskel ist, müssten die Messwerte eigentlich kleiner ausfallen, also unter 25 m/s² liegen. Das Verhältnis gespannt zu entspannt ist aber sinnfällig, d.h. der Messwert im gespannten Muskel ist kleiner als der bei entspannter Sehne gemessene. Hingegen die Teilchenbeschleunigung im Knochen (Ergebnis 4.1.8) müsste gegenüber dem Muskelgewebe kleiner sein, was hier jedoch nicht zutrifft.

Für die Bewertung der Ergebnisse gelten die gleichen Einschränkungen wie für den Schallwechseldruck und es ist nur der qualitative Verlauf nutzbar. Es kann auch nicht sicher bestimmt werden, welche Beschleunigung eigentlich gemessen wurde. Ist es die, im betrachteten Gewebe, oder die, des umgebenden Sekrets? Auch die Dimension ist unklar.

5.2. Zu Zielstellung 2 – Ermittlung des Temperaturverlaufs

Die Absorption von US im beschallten Medium ist in etwa proportional zur US-Frequenz und tritt vorwiegend als Wärmewirkung in Erscheinung (Radandt 2002). Ein merklicher Effekt ist lt. Literatur (Radandt 2002) erst oberhalb von etwa 150 kHz nachweisbar, so dass die Wärmewirkung im biologischen Gewebe bei den betrachteten US-Frequenzen im Bereich von 20-70 kHz vernachlässigbar ist. Das gilt nicht nur für gleichartige Gewebereiche, sondern auch für Grenzschichten. Beim Menschen liegt der Grenzwert, bis die Haut eine maximal zulässige Temperatur von 42°C erreicht, bei einer Beschallungsdauer von 10 Minuten mit einer US-Intensität von 2,5 W/cm² und einer US-Frequenz von 20 kHz (Radandt, 2002).

Auf Basis der erhobenen Temperaturmessergebnisse (Ergebnis 4.2, Tab. 3, Abb. 5) war an keinem Messort eine Erwärmung nachweisbar und damit entspricht das Ergebnis den Erwartungen. Auch unter der Annahme, dass die Erwärmung nur geringfügig ausfällt und durch die Blutzirkulation sofort wieder kompensiert wird, konnte keine Gewebeerwärmung gefunden werden. In dem Fall hätte zumindest nach dem Ende der Vitalfunktion eine Erwärmung nachweisbar sein müssen. Auch die Grenzschicht des metallischen Messfühlers zum Gewebe blieb offensichtlich ohne Einfluss.

Der Befund, dass sogar eine Abkühlung stattgefunden hat (Ergebnis 4.2, Abb. 5), ist darauf zurückzuführen, dass durch die Hauteinschnitte und den Blutverlust, sowie die Narkose, die Thermoregulation des Versuchstieres reduziert war und der untersuchte Gewebereich zunehmend abkühlte.

Es kann mit großer Sicherheit davon ausgegangen werden, dass NF-US keine therapeutisch bedeutsame Erwärmung des Gewebes oder der tiefer liegenden Grenzschichten bewirkt. Eine Erwärmung findet nur in der Hauptschicht durch Grenzschichterwärmung und Eigenerwärmung des Schallkopfes statt. Die Grenzschichterwärmung kann durch ein geeignetes Koppelmittel, wie Ultraschallgel, oder Schallkopfdesign (Kunststoffcoating) deutlich reduziert werden.

5.3. Zu Zielstellung 3 – Überprüfung der Verhaltensreaktion

Aus den Humananwendungen ist das so genannte Ultraschallpfeifen als Nebenwirkung bekannt, welches von einigen Patienten als stark unangenehm empfunden wird und, wenn auch nur in sehr seltenen Fällen, eine Behandlung verhindert. Für die Tiermedizin ist hierbei interessant, ob das Tier Abwehrreaktionen bei der Ultraschallbehandlung zeigt.

Es konnte festgestellt werden, dass das Versuchstier keine besondere Reaktion beim Aufsetzen des Ultraschallkopfes und der Behandlung mit NF-US bei einer Frequenz von 45 kHz und einer Intensität von 0,5 W/cm² gezeigt hat. Das galt sowohl für die Beschallung von Muskulatur als auch unmittelbar am Knochen.

5.4. Schlussfolgerung

Gemessen wurde die Schalldruckänderung beim Durchgang der Materiewelle am Messort bei Beschallung mit NF-US. Der Schallwechseldruck ist abhängig von Ultraschallfrequenz, Dichte, Schallgeschwindigkeit und Amplitude. Das bedeutet, er ist beim Durchschallen des Gewebes ständigen Änderungen unterworfen, da das untersuchte Gewebavolumen nicht homogen strukturiert ist. Das Hydrofon misst nur die Druckänderungen am Messort selbst. Bei der Bewertung der Daten muss daher berücksichtigt werden, dass neben der Hauptwelle auch, durch Superposition, gebeugte und reflektierte Wellenanteile Einfluss auf das Messergebnis nehmen.

Für die Dämpfungsmessung des Schalldrucks bei Beschallung mit NF-US wurde die Schallkopfposition so gewählt, dass die Schallwelle im Gluteamuskel möglichst parallel zur Hautoberfläche läuft. Das Hydrofon für die Messwerterfassung wurde deshalb senkrecht zur Hautoberfläche in vorbereitete Hauteinschnitte platziert. Es muss aber davon ausgegangen werden, dass durch die, bei dieser Messanordnung nicht vermeidbaren, Beugungen und Reflexionen an der Hautgrenzschicht sowie tiefer liegender Sehnen und Knochen, die Messergebnisse stark beeinflusst werden. Die Messwerte können dadurch z.B. größer ausfallen als tatsächlich vorhanden und erwartet, so dass hier letztlich nur eine qualitative Aussage möglich sein wird. Eindeutiger sind die Verhältnisse, wenn sich Schallkopf und Hydrofon direkt gegenüber stehen, z.B. bei der Durchschallung des Femurbereichs.

Generell muss festgestellt werden, dass die Messwerterfassung auf Grund der nicht einfachen zu handhabenden Messsituation, d.h. die manuelle Positionierung und Fixierung von Schallkopf, Hydrofon und Temperatursonden, sowie der Gewährleistung reproduzierbarer Messbedingungen und Messorte, nicht fehlerfrei durchführbar war und ist.

Mögliche Unsicherheiten bei der Messwertgewinnung:

- Messfehler durch Inhomogenitäten im durchschallten Gewebe und Superposition bei Beugungen, Reflexion, etc.
- Messfehler durch unzureichende Ankopplung des Hydrofons
- Messfehler durch unterschiedliche Empfangscharakteristika für Muskel-, Hautgewebe, etc.
- Messfehler durch kapazitive Einstreuungen in den Hydrofonzweig durch HF-Abstrahlungen über den Ultraschallgenerator und den Schallkopf oder andere elektronische Geräte, z.B. Fernsehmonitore.

Hinzu kommen auch beim lebenden Tier zeitlich abhängige Zustandsänderungen, z.B. durch Abkühlung. Zusammen mit den schon genannten messtechnischen Einschränkungen können die Messergebnisse deshalb vorwiegend nur für eine qualitative Bewertung herangezogen werden.

So ist zwar eine gute Bewertung der Schalldurchdringung möglich, aber keine oder nur bedingte Rückschlüsse auf die am Messort tatsächlich vorliegende Schallintensität, da diese nicht wegen der eingangs genannten Einschränkungen aus den gemessenen Schallwechseldrücken abgeleitet werden kann bzw. zu sinnvollen Ergebnissen führt.

Literatur

1. Basso O., Pike J.M. (1998). The effect of low frequency, long-wave ultrasound therapy on joint mobility and rehabilitation after wrist fracture. *J Hand Surg (Br)*, 23: 136-139.
2. Bradnock B., Law H.A.T., Roscoe K. (1996). A quantitative comparative assessment of the immediate response to high frequency ultrasound and low frequency ultrasound ("longwave therapy") in the treatment of acute ankle sprains. *Physiotherapy*, 82 (2): 78-84.
3. Dyson M., Preston R., Woledge R., Kitchen S. (1999). Longwave ultrasound. *Physiotherapy*, 85 (1): 40-49.
4. Golubenko T.A. (1991). Low-frequency ultrasound in the treatment of osteoarthritis patients (russ.). *Vopr Kurortol Fizio-ter Lech Fiz Kult*, 2: 36-39.
5. Gorbunov F.E., Ryazantsova I.V., Konchugova T.V. (1997). The use of ultrasound at different frequencies in the treatment of patients with the neurological manifestations of osteochondrosis of the lumbar spine (russ). *Vopr Kurortol Fizio-ter Lech Fiz Kult*, 6: 30-32.
6. Knoch H.-G., Knauth K. (1991). *Therapie mit Ultraschall*. Jena: Gustav Fischer Verlage, 4. Auflage.
7. Kober I., Kröling P. (1993). Therapeutische Wirkung von Ultraschall. Eine Literaturübersicht. *Phys Rehab Kurort Med*, 3 (1): 22-29.
8. Nussbaum E. (1998). The influence of ultrasound on healing tissues. *J Hand Ther*, 11 (2): 140-147.
9. Pohlman R. (1939). Lassen sich durch Ultraschall therapeutische Wirkungen erzielen? *Forsch & Fortschr*, 15: 187.
10. Radandt R.R. (2002). Niederfrequente Ultraschalltherapie bei muskuloskelettalen Beschwerden. *Phys Med Rehab Kurort*, 12: 9-14.
11. Robertson J.V., Ward A.R. (1997). Longwave ultrasound reviewed and reconsidered. *Physiotherapy*, 83 (3): 123-130.
12. Walmsley A.D. (1988). Applications of ultrasound in dentistry. *Ultrasound Med Biol*, 14 (1): 7-14.