

## Ultraschall systematisch anwenden und dosieren – geht das?

### Auf einer Literaturrecherche basierender Vorschlag einer Dosierungsmatrix für therapeutischen kontinuierlichen Ultraschall

#### Systematically Applying and Dosing Ultrasound – Does it Work?

#### Proposal for a Dosage Matrix for Continuous Therapeutic Ultrasound Based on a Literature Research

Autor

P. van Kerkhof

#### Schlüsselwörter

- therapeutischer Ultraschall
- Dosierungsmatrix

#### Key words

- therapeutic ultrasound
- dosage matrix

eingereicht 3.11.2010  
angenommen 29.4.2011

#### Bibliografie

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0031-1281644>  
physioscience 2011; 7:  
112 – 119 © Georg Thieme  
Verlag KG Stuttgart · New York ·  
ISSN 1860-3092

#### Korrespondenzadresse

##### Pieter van Kerkhof

PT M.Sc. Phys.  
Burggrabenstr. 25a  
8266 Steckborn  
Schweiz  
pvankerkhof@yahoo.de

#### Zusammenfassung



**Hintergrund:** Ultraschall kommt seit vielen Jahrzehnten ohne die Verwendung einer systematischen Dosierungsmatrix therapeutisch zur Anwendung. Bei der Wahl der Behandlungsparameter werden weder das Behandlungsziel noch die zu behandelnde Struktur berücksichtigt. Die Parameter lassen sich jedoch anhand der Ergebnisse von In-vitro-Untersuchungen schrittweise erarbeiten. Dabei können und sollten sie an das Zielgewebe und das jeweilige Therapieziel angepasst werden.

**Ziel:** Diese Arbeit stellt erstmals eine systematische Dosierungsmatrix für therapeutischen kontinuierlichen Ultraschall unter Berücksichtigung der Therapieziele und des Zielgewebes vor.

**Methode:** Die Ergebnisse einer Literaturrecherche zur systematischen Dosierung therapeutischen Ultraschalls führten zur Entwicklung einer Dosierungsmatrix.

**Ergebnisse:** Kontinuierlicher Ultraschall erwärmt Muskel- und Kollagengewebe bis zu einer Tiefe von 2,5 cm (3 MHz) bis 5 cm (1 MHz). Zur Anregung der Stoffwechselaktivität muss die lokale Temperatur um etwa 1° C, zur Schmerzlinderung und Durchblutungsverbesserung um 2 – 3° C und zur Verbesserung der Dehnbarkeit von Kollagen auf mindestens 4° C angehoben werden. Diese Temperaturen sind mindestens 5 Minuten auf diesem erhöhten Niveau zu halten, damit die gewünschte Effekte auftreten. Die vorgestellte Matrix ermöglicht die Berechnung der Behandlungsparameter unter Berücksichtigung des zu behandelnden Gewebes und des therapeutischen Ziels.

**Schlussfolgerung:** Therapeutischer Ultraschall lässt sich zielorientiert dosieren. Diese Matrix ist trotz ihrer Schwächen ein Instrument, das den Einsatz von Ultraschall auf einer wissenschaftlich fundierten Basis zielorientiert ermöglicht.

#### Abstract



**Background:** Ultrasound has been used therapeutically without the application of a systematic dosage matrix for many decades. Neither therapeutic intention nor the affected tissues are considered in determination of treatment parameters. These parameters can, however, be gleaned from in vitro research results. They can and should be adapted to the affected tissue and particular therapeutic purpose.

**Objective:** This article portrays for the first time a systematic dosage matrix for continuous therapeutic ultrasound considering therapeutic aims and affected tissues.

**Method:** Results of a literature research on systematic application of therapeutic ultrasound led to the development of a dosage matrix.

**Results:** Continuous therapeutic ultrasound heats muscle and collagen tissue as deep as 2.5 cm (3 MHz) to 5 cm (1 MHz). For metabolic stimulation local temperature should be raised by 1° C, for pain treatment or stimulation of blood circulation by 2 – 3° C and for improved collagen extensibility by at least 4° C. In order to produce these effects temperature should be kept on these higher levels for at least 5 minutes. The portrayed dosage matrix provides the calculation of dosage parameters in relation to therapeutic aims and the affected tissues.

**Conclusion:** Therapeutic ultrasound can be applied target-oriented. Despite its limitations this matrix is a tool which allows the target-oriented and science-based use of ultrasound.

Bezeichnung	Temperaturanstieg	Effekt
leichte Erwärmung (mild heating)	1° C	Anregung Stoffwechselprozesse
mäßige Erwärmung (moderate heating)	2 – 3° C	Schmerzlinderung, Durchblutungsverbesserung
starke Erwärmung (vigorous heating)	>4° C	bessere Dehnbarkeit des Kollagens

**Tab. 1** Wärmeeffekte nach Lehmann [20].

## Einleitung

Trotz der Tatsache, dass Ultraschall seit den 30er-Jahren des letzten Jahrhunderts therapeutisch eingesetzt wird, herrscht Unklarheit über die Dosierung dieser Anwendung. Dosierungsvorschläge in aktuellen deutschsprachigen Elektrotherapiebüchern beziehen sich lediglich auf die Intensität (niedrige, mittlere und hohe Intensitäten) und auf die Behandlungsdauer (niedrige, mittlere und höhere Dosierung; [3, 4, 31, 35]). Die Vorschläge gehen – mit geringfügigen Variationen – ausnahmslos auf Vorschläge von Edel [14] aus der Zeit vor den in der vorliegenden Arbeit aufgeführten Publikationen zurück. Ob mit diesen Einstellungen eine Pathologie in einer bestimmten Gewebeart behandelt werden soll, wird ebenso wenig berücksichtigt wie mit welchem therapeutischen Ziel Ultraschall angewendet wird, z.B. zur Schmerzlinderung oder zur Verbesserung der Dehnbarkeit von Kollagen.

Aktuelle Lehrbücher aus dem angelsächsischen Sprachraum erwähnen die biologischen Auswirkungen unterschiedlicher Temperaturanstiege im Gewebe, beschreiben aber nicht, wie diese erreicht werden sollen [23, 28, 34]. Wie die Erfahrung zeigt, führen die Unklarheiten bei der Dosierung häufig dazu, dass sie intuitiv und unsystematisch erfolgt und Behandlungserfolge in der Folge eher zufällig auftreten.

## Thermische Anwendung

Die thermische Wirkung von Ultraschall im Gewebe wurde erstmals im Jahre 1930 nachgewiesen [17] und in unzähligen Untersuchungen mit unterschiedlichen Methoden bestätigt, in neuerer Zeit z.B. mit implantierten Messsonden [2, 6, 8, 9, 12, 24], Wärmekameras [7] oder oberflächlichen Thermokopel [36]. Die Autoren sind sich einig, dass Ultraschall eine effiziente Methode ist, Areale bis zu einer Größe von etwa 10 cm<sup>2</sup> und bis zu einer Tiefe von maximal 5 cm zu erwärmen.

Die Auswirkungen thermischer Reize unterschiedlicher Dosierung sind bekannt und vielfach belegt ([20, 23]; ▶ **Tab. 1**). So muss z.B. für eine verbesserte Dehnbarkeit von Kollagen im Zielgewebe eine Temperatur von 40–45 °C erreicht werden [20]. Wie dieser Wärmereiz appliziert wird, ist egal. Damit der Effekt gezielt eingesetzt werden kann und reproduzierbar ist, müssen die Dosierungsparameter kontrollierbar sein. Dies ist bei Ultraschall – im Gegensatz zu z.B. Fango – größtenteils der Fall.

Die Ergebnisse mehrerer Autoren [6, 8–10, 12, 15, 18, 29] ermöglichen die Einschätzung, bei welchen Einstellungen mit Ultraschall diese Temperaturanstiege erreicht werden. Ebenso lassen sich die Behandlungsparameter danach ausrichten, ob ein muskuläres Problem vorliegt oder Kollagengewebe beeinflusst werden soll.

## Athermische Anwendung

Zur Reduzierung der thermischen Effekte im Gewebe kommt pulsierender Ultraschall zur Anwendung. Dazu wird die Schallabgabe regelmäßig unterbrochen, was die abgegebene Schallenergie über eine bestimmte Zeitdauer reduziert. Auf diese Weise sollen nur die mechanischen Effekte von Ultraschall auf-

treten. Die therapeutischen Konsequenzen der Anwendung sind unklar. Es scheint, dass pulsierender Ultraschall die Zellpermeabilität und das Knochenwachstum effektiver verbessert als kontinuierlicher Ultraschall [5, 27, 30, 33]. Die verwendeten Behandlungsparameter variieren aber sehr stark, sodass derzeit keine verbindlichen Aussagen zur Dosisabhängigkeit der Behandlungsergebnisse möglich sind. Aus diesem Grund wird im Folgenden nur auf die thermische Anwendung von Ultraschall eingegangen.

## Methode

Für diese Studie wurde bei PubMed, EMBASE, Cochrane Library und PEDro ohne zeitliche Eingrenzung nach Publikationen im Zusammenhang mit Temperaturmessungen mit therapeutischem Ultraschall und genauen Angaben zu Dosierungsparametern für verschiedene Gewebearten unter Verwendung folgender Suchbegriffe gesucht: bone, collagen, dosage, frequency, half-value layer, heat, muscle, pain, permeability, phonophoresis, physical therapy, temperature, therapeutic ultrasound, thermal, tissue, sonophoresis.

Messungen an Gewebephantom und Zellkulturen, Publikationen ohne klare Angaben zu den Behandlungsparametern, ohne technische Daten der verwendeten Geräte, ohne Messung der Temperaturanstiege im Zielgewebe und Reviews zum Wirksamkeitsnachweis ohne Behandlungsparameterangaben fanden keine Berücksichtigung.

## Ergebnisse

Fundierter Dosierungsvorschläge lassen sich nur dann formulieren, wenn bekannt ist, mit welchen Parametern ein bestimmter Temperaturanstieg im Zielgewebe erreicht wird. Deshalb wurde gezielt nach entsprechenden Publikationen gesucht. Von 363 gefundenen Publikationen entsprachen 10 diesen Kriterien (▶ **Tab. 2**).

### Temperaturanstieg im Muskelgewebe

Draper und Sunderland [8] untersuchten, ob die Dicke der subkutanen Fettschicht Einfluss auf die Erwärmung der Wadenmuskulatur auf 3 cm Tiefe hat. Dazu beschallten sie bei 20 gesunden Probanden mit 1 MHz Ultraschall, 1,5 W/cm<sup>2</sup> ein Areal von 10 cm<sup>2</sup> über dem medialen Kopf des M. gastrocnemius. Die Dicke der lokalen Fettschicht variierte von 4–30 mm. Auf 3 cm Tiefe war nach 10 Minuten eine einheitliche Erwärmung von 4,9 ± 1,43 °C festzustellen. Die Fettschichtdicke hatte auf die Erwärmungsrate keinen Einfluss [8].

Während einer Ultraschallanwendung führten Draper et al. [10] bei 24 gesunden Probanden in der Wadenmuskulatur Temperaturmessungen in verschiedenen Tiefen durch (▶ **Tab. 3**). Beschallung mit Intensitäten von 0,5–2,0 W/cm<sup>2</sup>, 1 MHz und 3 MHz zeigten, dass sich das Gewebe wie erwartet bei 3 MHz rascher erwärmte als bei 1 MHz Ultraschall. Außerdem war die Erwärmung unerwartet homogen. Auf doppelter – theoretischer –

**Tab. 2 Berücksichtigte Publikationen** (ERA = Effective radiation area bezeichnet die Fläche, die vom Schallkopf den Schall emittiert; sie ist kleiner als die tatsächliche Schallkopffläche. Muss am Schallkopf vermerkt werden).

Autor	Gewebe	Frequenz (MHz)	ERA (cm <sup>2</sup> )	Messtiefe (cm)	Areal	Intensität (W/cm <sup>2</sup> )	Erwärmungsrate (°C/min)	n
Bishop [2]	dorsolateral oberes Schultergelenk	3	4	1	2 × ERA	1	0,7	18
Draper u. Sunderland [8]	Wade	1	4,5	3	2 × ERA	1,5	0,49	20
Draper et al. [10]	Wade	1 u. 3	4,5	0,8 u. 1,6 2,5 u. 5	2 × ERA	0,5 1,0 1,5 2,0	s. <b>Tab. 3</b>	24
Chan et al. [6]	Patellarsehne	3	4,5	1,2	2 × ERA	1,0	2,1	16
Draper et al. [12]	Achillessehne	3	4,5	1	2 × ERA	1	1,33	48
Gallo et al. [15]	Wade	3	3,8	2	2 × ERA	1,0/50% Puls 0,5/Kont	0,28	16
Miller et al. [24]	Wade	1 u. 3	5	1 MHz: 2,5 3 MHz: 1	2 × ERA	1,0	1 MHz: 0,26 3 MHz: 0,59	10
Merrick et al. [22]	Wade	1	4	3	2 × ERA	1,5	0,6	13
Hayes et al. [18]	Wade	3	4,5	2,5	2 × ERA	1,5	1,19	18
Draper u. Ricard [9]	Wade	3	4,5	1,2	2 × ERA	1,5	0,9	20

Halbwerttiefe (HWT; die Tiefe, bei der noch die Hälfte der am Gerät eingestellten Intensität messbar ist; nimmt ab bei Zunahme der Frequenz.) erwärmte sich das Muskelgewebe gleich schnell und stark wie auf der einfachen HWT. Die Autoren erklären diese Homogenität dadurch, dass der Schall dorsal an der Tibia reflektiert wurde und aufgrund der starken Reflexionen Interferenzen mit Intensitätsschwankungen auftraten.

Hayes et al. [18] verglichen die Erwärmungsrate im M. triceps surae beim Einsatz von Ultraschall mit 1,5 W/cm<sup>2</sup>, 3 MHz und 1 MHz in 2,5 cm Tiefe bei 18 gesunden Probanden. Überraschenderweise erwärmte sich das Gewebe in dieser Tiefe bei 3 MHz deutlich rascher als bei 1 MHz. Nach 3,4 Minuten wurde mit 3 MHz ein Temperaturanstieg von 4,5° C erreicht im Vergleich zu lediglich 1,3° C nach 10 Minuten mit 1 MHz bei gleicher Intensität. Dies entspricht einer Erwärmungsrate von 1,3° C/min bei 3 MHz. Der Wert liegt höher als bei Draper et al. ([10]; 0,89° C/min). Die Autoren erwähnen, dass der Schallkopf bei 1 MHz womöglich defekt war.

Gallo et al. [15] wiesen bei 16 gesunden Probanden nach, dass die gesamte Dosis Schallenergie für die Erwärmung verantwortlich ist. Kontinuierlicher Schall (3 MHz, 0,5 W/cm<sup>2</sup>, 10 min) erwärmte das Gewebe des M. triceps surae in 2 cm Tiefe um bis zu 2,8° C, dem genau gleichen Wert wie mit pulsierendem Ultraschall bei gleicher Energiemenge (3 MHz, 1,0 W/cm<sup>2</sup>, 10 min, 50% Puls). Die Erwärmung wird vom sogenannten *Spacial average temporal average* (SATA) bestimmt, und nicht davon, ob der Schall gepulst oder kontinuierlich abgegeben wird. Erstaunlich war die starke Erwärmung in dieser Tiefe. Der Temperaturanstieg in 2 cm Tiefe entspricht dem bei Draper et al. (0,3° C/min in 1,6 cm Tiefe; [10]).

Merrick et al. [22] verglichen an 13 gesunden Probanden die Erwärmungsraten bei der Verwendung von normalem Ankopplungsgel und Gelpads und stellten bei 1 MHz, 1,5 W/cm<sup>2</sup> in 3 cm Tiefe keinen Unterschied fest. Die Erwärmungsrate betrug 0,5 – 0,6° C/min.

Miller et al. [24] untersuchten bei 10 gesunden Probanden am M. triceps surae die Energieverteilung im Schallbündel. Sie verglichen die Schallabgabe im ERA-Zentrum mit der Abgabe am Rand und fanden erhebliche Unterschiede in der Temperaturzunahme im Muskelgewebe. Die Werte bei 1 MHz waren et-

**Tab. 3** Ergebnisse Draper et al. [10]: Erwärmungsrate in der Muskulatur.

Frequenz	Intensität (W/cm <sup>2</sup> )	Erwärmungsrate (°C/min)
1 MHz	0,5	0,04
	1,0	0,16
	1,5	0,33
	2,0	0,38
3 MHz	0,5	0,30
	1,0	0,58
	1,5	0,89
	2,0	1,40

was niedriger als bei Draper et al. [10]. Die Autoren erklären dies mit der unterschiedlichen Gewebezusammensetzung (vgl. [7]). Die Messwerte bei 3 MHz entsprachen denen von Draper et al. [10].

### Temperaturanstieg im Kollagen

Chan et al. [6] stellten bei 16 gesunden Probanden fest, dass sich dichteres Gewebe (Patellarsehne) 3,4-mal schneller erwärmt als Muskelgewebe. Bei 3 MHz kontinuierlichem Ultraschall und 1,0 W/cm<sup>2</sup> erwärmte sich das Kollagengewebe mit einer Geschwindigkeit von 2,1° C/min (8,3° C nach 4 Minuten) im Vergleich zu 2,3° C nach 4 Minuten beim Muskelgewebe (Rate = 0,58° C/min).

Draper et al. [10] maßen bei 48 gesunden Probanden an der Achillessehne mit 3 MHz kontinuierlichem Ultraschall und 1 W/cm<sup>2</sup> in 1 cm Tiefe eine Anstiegsrate von 1,33° C/min.

### Temperaturanstieg in Mischgewebe

Bishop et al. [2] untersuchten an 18 gesunden Probanden die Erwärmungsrate in 1 cm Tiefe dorsolateral am oberen Schultergelenk. Sie verwendeten 3 MHz Ultraschall mit einer Intensität von 1 W/cm<sup>2</sup>. In diesem Mischgewebe stieg die Temperatur um 0,7° C/min an.

## Diskussion



Alle berücksichtigten Studien erwähnten sämtliche relevanten Parameter und technischen Angaben (Größe des Behandlungsareals, Schallfrequenz, Schallintensität, Behandlungsdauer, Bewegungsgeschwindigkeit des Schallkopfs, Gerätetyp, Hersteller, ERA, BNR [Beam nonuniformity ratio; Bündelinhomogenitätsverhältnis=Quotient aus Spitzen- und Durchschnittsintensität; gibt an, wie hoch die normal auftretenden Energiespitzen im Nahfeld des Schallbündels sind; darf nicht >8 betragen, muss am Schallkopf vermerkt werden; Synonyme: Bündelinhomogenitätsverhältnis, Strahlungsungleichheitsverhältnis], Temperaturmessmethode, Messtiefe, Ankopplungsart, Zielgewebe, statistische Auswertung) sowie die behandelten Areale in einer Größe der doppelten ERA (8–10 cm<sup>2</sup>). Die Behandlung größerer Areale mit Ultraschall gilt als nicht sinnvoll [16].

In-vivo- und In-vitro-Messungen der Temperaturanstiegsraten im Gewebe zeigen teilweise unterschiedliche Werte. Laut Demmink et al. [7] und Miller et al. [24] liegt die Ursache unter anderem darin, dass nicht nur die verwendete Schallfrequenz, sondern die Zusammensetzung der zu behandelnden Gewebe und die Intensitätsverteilung im Schallbündel für die Energieabgabe relevant sind. Insbesondere die Nähe zu knöchernen Strukturen kann zu erheblichen Reflexionen mit konsekutiven Interferenzen und Hotspotbildung führen [6, 7, 10, 24].

Ein Ultraschallbündel ist nicht homogen. Aufgrund von Interferenzen im Nahfeld (Fresnel-Zone) kommt es unabhängig von den Reflexionen im Gewebe im Bündel zu mehr oder weniger stark ausgeprägten Energieschwankungen, wobei die Energiemaxima als Hotspots bezeichnet werden. In diesen Bereichen ist die Schallenergie um einen bestimmten Faktor (BNR) höher als der am Gerät eingestellte Wert. Die BNR ist das Maß dafür, wie hoch die Energiespitzen sind. So bedeutet eine BNR von 4, dass im Nahfeld Energiespitzen von einer 4-mal höheren als der am Gerät eingestellten Intensität auftreten. Dies ist konstruktionsbedingt und völlig normal. Eine BNR >8 ist für therapeutische Geräte nicht erlaubt [19].

In einem homogenen Medium wie Wasser oder einem Gewebephantom befinden sich diese Minima und Maxima immer etwa im selben räumlichen Bereich. Im inhomogenen biologischen Gewebe wandern sie im Schallbündel aufgrund der Reflexionen an und zwischen den Gewebeschichten (Reverberationen). Dies führt dazu, dass im ganzen Schallbündel zu einem bestimmten Zeitpunkt Hotspots auftreten und das Gewebe stärker und homogener erwärmt werden kann als rechnerisch erwartet.

### Wirkungstiefe von 3 MHz Ultraschall

Die Behauptung, dass 1 MHz Ultraschall das Gewebe in der Tiefe erwärmt und 3 MHz nur für sehr oberflächliche Pathologien verwendet werden soll, wird in Frage gestellt. In einem homogenen Gewebephantom mag dies stimmen, im inhomogenen menschlichen Körper liegen andere Bedingungen vor. Hayes et al. [18] und Gallo et al. [15] wiesen mit 3 MHz Ultraschall in 2,5 cm – unerwartet großer Tiefe – eine effizientere Erwärmung der Muskulatur nach als mit 1 MHz (1,19° C/min, 2,5 cm, 1,5 W/cm<sup>2</sup>; Draper et al. [10]: 0,89° C/min, 1,6 cm, 1,5 W/cm<sup>2</sup>).

Demmink et al. [7] stellten fest, dass die Erwärmung nicht nur von der Frequenz abhängt: 0,86, 2 und 3 MHz erwärmten das Gewebe im gleichen Ausmaß. Die Autoren folgern, dass die

Frequenz alleine nicht für die Tiefenwirkung verantwortlich ist, sondern vor allem die Intensitätsverteilung im Schallbündel und die Beschaffenheit des behandelten Gewebes die Penetrationstiefe beeinflussen.

Die Ergebnisse führen zu dem Schluss, dass Ultraschall mit einer Frequenz von 3 MHz – entgegen der verbreiteten Ansicht – zur Behandlung einer Vielzahl von Pathologien bis zu einer Tiefe von mindestens 2,5 cm effizienter ist als Ultraschall mit einer Frequenz von 1 MHz.

### Zielgewebe

Chan et al. [6] und Draper et al. [10] zeigten, dass es von großer Bedeutung ist zu berücksichtigen, welche Gewebart behandelt werden soll. Dichtes Gewebe wie Sehnen und Narben erwärmt sich laut Chan et al. 3,4-mal schneller als Muskelgewebe. Wird dies nicht beachtet, kann es in derartig dichten Strukturen zu erheblichen Temperaturanstiegen mit konsekutiven thermischen Schädigungen kommen.

### Therapeutische Ziele

Lehmann [20] beschreibt als dosisabhängige therapeutische Effekte der Thermotherapie unter anderem folgende:

- ▶ Anregung von Stoffwechselprozessen;
- ▶ Schmerzlinderung;
- ▶ Durchblutungsverbesserung;
- ▶ Verbesserung der Dehnbarkeit von Kollagen.

Die behandelnden Physiotherapeuten legen das jeweilige Therapieziel aufgrund ihrer Untersuchung fest und passen es im Verlauf einer Behandlungsreihe an den pathologischen Zustand an. Wird z.B. primär eine Schmerzlinderung angestrebt, kann später der Schwerpunkt auf die Mobilisationsvorbereitung gelegt werden. Die Behandlungsparameter sind dann entsprechend zu wählen.

Die Gewebetemperaturen, bei denen diese Effekte auftreten, unterscheiden sich (● **Tab. 1**). Laut Lehmann [20] sowie Michlovitz und Nolan [23] muss die Zieltemperatur für mindestens 5 Minuten auf diesem Niveau gehalten werden, damit die gewünschten biologischen Effekte auftreten.

### Dosierungen

Mit den herkömmlichen Dosierungsvorschlägen ist es nicht möglich, die Behandlungsparameter zu bestimmen, mit der sich diese Ziele unter Berücksichtigung der betroffenen Gewebart erreichen lassen. Dies ist nur durch die Beantwortung folgender Fragen im Anschluss an die Indikationsstellung zu realisieren (● **Abb. 1**):

- ▶ Worin besteht das Therapieziel?
- ▶ Welches Gewebe wird behandelt?
- ▶ Wie groß ist das Behandlungsareal?
- ▶ Auf welcher Tiefe liegt das Zielgewebe?

Mithilfe der oben erwähnten Arbeiten lässt sich zumindest annähernd berechnen, mit welcher Dosis eine bestimmte Temperatur im Gewebe erreicht werden kann. Die unterschiedlichen Untersuchungsergebnisse zeigen, dass „Kommarechnungen“ nicht anwendbar sind. Damit wäre eine Schwachstelle dieser Dosierungsmatrix angesprochen.

Eine weitere Schwachstelle steht im Zusammenhang mit der Tiefe des zu behandelnden Gewebes. Draper et al. [10] stellten bei der Beschallung der Wadenmuskulatur eine gleichmäßige Erwärmung fest. Die Autoren machen die relative Nähe zur dorsalen Tibia für die Reflexionen und die damit verbundenen Interferenzen verantwortlich. Je nach Gewebeschaffenheit

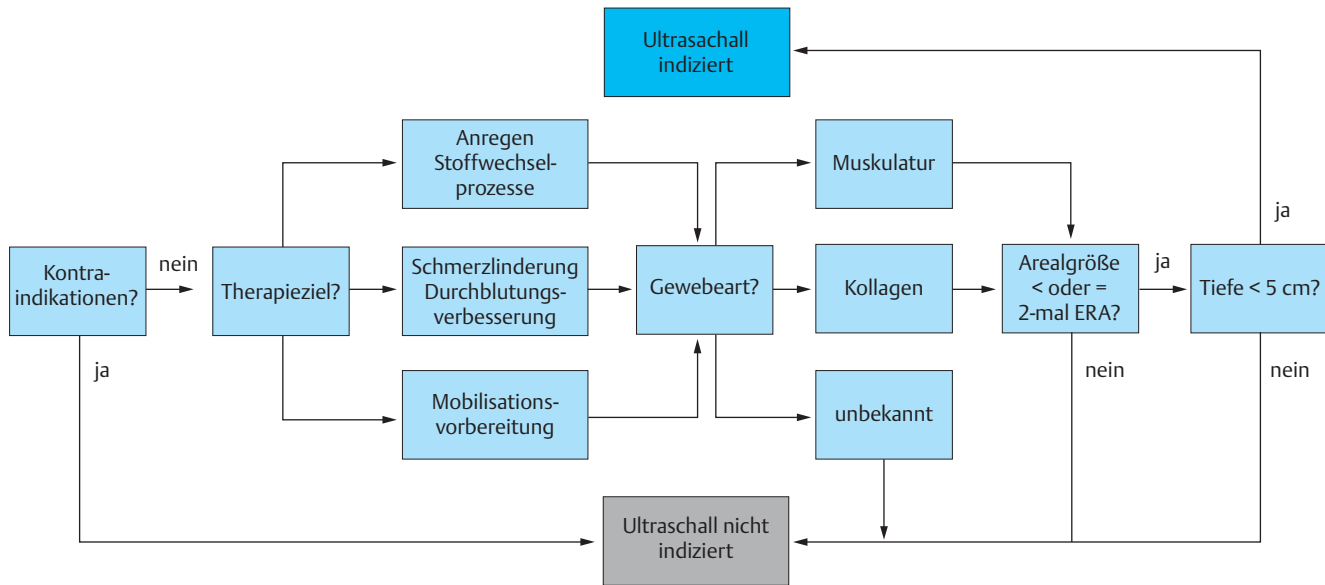


Abb. 1 Entscheidungsschema (ERA = Effective radiation area).

kann die Erwärmung demnach unerwartet homogen sein. Berechnungen im Zusammenhang mit der sogenannten Halbwerttiefe sind deshalb unmöglich und möglicherweise unnötig. Da sich zur Halbwerttiefe keine genauen Angaben machen lassen, wird sie in der vorgeschlagenen Dosierungsmatrix nicht berücksichtigt.

Nachfolgend werden Dosierungsbeispiele für muskuläre Probleme und für solche im Kollagenewebe beschrieben. Bei der Behandlung von Mischgewebe (Muskel-Sehnen-Übergang) muss sich die Dosierung an dem sich rascher erwärmenden Kollagen orientieren, da es sonst zu thermischen Schädigungen kommen könnte.

### Vorschlag für eine Dosierungsmatrix für therapeutischen kontinuierlichen Ultraschall

Die Dosierungsbeispiele basieren auf den Messungen von Draper et al. [10], da nur diese Autoren in verschiedenen Tiefen 2 Frequenzen einsetzen und unterschiedliche Intensitäten miteinander verglichen. Ihre Ergebnisse wurden größtenteils bestätigt [2, 10, 22, 24].

Die abweichende Messergebnisse anderer Autoren [15, 18] zeigen, dass beim Temperaturanstieg im Gewebe Variationen auftreten können. Deshalb sollte immer die niedrigste, noch zu einem Erfolg führende Dosierung gewählt werden (ALARP: as low as reasonably practicable).

Die Beschreibungen beziehen sich auf Behandlungsareale mit einer Fläche von 8–10 cm<sup>2</sup>. Die ERA des verwendeten Schallkopfes sollte 4–5 cm<sup>2</sup>, die BNR etwa 4 betragen. Auch bei der Behandlung von kleineren Problembereichen wird in der Regel aufgrund der dynamischen Beschallung eine Fläche dieser Größenordnung beschallt. Größere Flächen sollten nach dieser Matrix nicht behandelt werden.

Die Erwärmungsrate bei der Beschallung mit Schallköpfen mit einer kleinen ERA (1,0–2,5 cm<sup>2</sup>) wurde nie untersucht. Da das Schallbündel bei einer kleineren ERA andere Eigenschaften besitzt (kürzeres Nahfeld), sind zu deren Einsatz keine verbindlichen Aussagen möglich.

Wie bereits erwähnt, findet die HWT in der Dosierungsmatrix keine Berücksichtigung. Als maximale Wirkungstiefe wird bei

3 MHz Ultraschall von 2,5 cm und bei 1 MHz von 5 cm ausgegangen.

### Dosierungsbeispiele

#### Narbenbehandlung, Mobilisationsvorbereitung

Zur Mobilisationsvorbereitung muss die Temperatur im Zielgewebe auf 40–45° C erhöht werden [20]. Narbengewebe ist im Vergleich zu Muskelgewebe sehr dicht. Mit einer Schallfrequenz von 3 MHz und einer Intensität von 1 W/cm<sup>2</sup> lässt sich die gewünschte Temperatur nach etwa 3–4 Minuten erreichen ([10; Temperaturanstiegsrate in Muskulatur in 1,6 cm Tiefe, bei 3 MHz und 1 W/cm<sup>2</sup>: 0,58°/min, Kollagen wird aber 3-mal schneller erwärmt). Danach muss diese Temperatur anschließend mindestens 5 Minuten gehalten werden [20, 23]. Würde mit der gleichen Intensität weiterbehandelt, stiege die Temperatur zu stark an. Deshalb muss nach Erreichen der Zieltemperatur zur Verhinderung eines weiteren Anstiegs bei unveränderter Intensität am Gerät die Einstellung von „kontinuierlich“ auf 20% „pulsierend“ umgestellt werden (Pulsratio=1:5). Bei dieser Einstellung steigt die Temperatur in 5 Minuten um etwa 0,35° C an und bleibt im Zielgewebe im therapeutischen Bereich.

Dabei gilt es zu beachten, dass die verbesserte Dehnbarkeit nicht lange anhält. Je nach Temperaturanstieg bleibt das sogenannte *therapeutische Fenster* 3–5 Minuten geöffnet [10, 29]. Es ist sinnvoll, direkt anschließend oder sogar während der Ultraschallanwendung mit der Mobilisation zu beginnen.

#### Stimulation von Stoffwechselprozessen

Nach dem van't-Hoff-Gesetz werden chemische Prozesse aufgrund einer Temperaturzunahme bis zu einer gewissen Grenze stimuliert. Dabei bewirkt jedes Grad Temperaturanstieg eine etwa 13%ige Zunahme der Stoffwechselaktivität. Diese Tatsache wird bei der Behandlung leicht entzündlicher Prozessen genutzt. Dazu muss die lokale Temperatur um etwa 1° C angehoben werden [20].

Kontinuierlicher Ultraschall mit einer Frequenz von 1 MHz und einer Intensität von 1,5 W/cm<sup>2</sup> führt nach etwa 3 Minuten zum erwünschten Temperaturanstieg im Muskelgewebe. Damit die Temperatur nicht weiter ansteigt, muss nach dieser Zeit



		Anregung Stoffwechsel- prozesse	Schmerzlinderung	Vorbereitung Mobilisation
1 MHz	Muskulatur Areal = 2 × ERA	3 Min 1,5 W/cm <sup>2</sup> 5 Min 0,5 W/cm <sup>2</sup> oder 1:5 Puls		
	Kollagen Areal = 2 × ERA	2 Min 1,0 W/cm <sup>2</sup> 5 Min 0,5 W/cm <sup>2</sup> oder 1:5 Puls	5 Min 1,0 W/cm <sup>2</sup> 5 Min 0,5 W/cm <sup>2</sup> oder 1:5 Puls	4 Min 1,5 W/cm <sup>2</sup> 5 Min 0,5 W/cm <sup>2</sup> oder 1:5 Puls
3 MHz	Muskulatur Areal = 2 × ERA	3-4 Min 0,5 W/cm <sup>2</sup> 5 Min 1:5 Puls	4 Min 1,0 W/cm <sup>2</sup> 5 Min 1:5 Puls	5 Min 1,5 W/cm <sup>2</sup> 5 Min 0,5 W/cm <sup>2</sup> oder 1:5 Puls
	Kollagen Areal = 2 × ERA	2 Min 0,5 W/cm <sup>2</sup> 5 Min 1:5 Puls	3 Min 0,5 W/cm <sup>2</sup> 5 Min 1:5 Puls	2 Min 1,0 W/cm <sup>2</sup> 5 Min 1:5 Puls

Abb. 2 Dosierungsbeispiele (ERA = Effective radiation area).

entweder die Intensität auf 0,5 W/cm<sup>2</sup> heruntergeregelt (Anstiegsrate: 0,04° C/min) oder bei gleicher Intensität auf eine Pulsrate von 1:5 (20%) umgeschaltet werden (Anstiegsrate: 20% von 0,33° C/min = 0,06° C/min).

Bei der Beschallung mit 3 MHz wird bei 1 W/cm<sup>2</sup> der erwünschte Anstieg nach knapp 2 Minuten erreicht. Das Umstellen auf 20% Pulsmodus bei gleicher Intensität bewirkt nun einen Temperaturanstieg von etwa 0,5° C zusätzlich, was immer noch im gewünschten therapeutischen Bereich liegt.

### Schmerzlinderung und Durchblutungsverbesserung

Wärme wirkt schmerzlindernd und durchblutungsverbessernd [20, 21, 36]. Dazu muss die lokale Temperatur um 2–3° C angehoben [20] und mindestens 5 Minuten gehalten werden [20, 23]. Laut Draper et al. [10] lässt sich diese Temperatur in der Muskulatur unter Verwendung von Ultraschall mit einer Frequenz von 1 MHz und einer Intensität von 1,5 W/cm<sup>2</sup> nach etwa 9 Minuten erreichen. Damit sie in den nachfolgenden 5 Minuten nicht weiter ansteigt, gilt es – wie oben beschrieben – die Intensität auf 0,5 W/cm<sup>2</sup> herunterzuregulieren oder auf 20% Pulsleistung umzuschalten. Dabei ist zu beachten, dass Patienten eine Intensität von 1,5 W/cm<sup>2</sup> aufgrund der lokal erhöhten Empfindlichkeit oft nicht tolerieren. Eine geringere Intensität ist aber bei 1 MHz Ultraschall wegen der langen Behandlungsdauer nicht effizient. Deshalb ist es vorzuziehen, mit 3 MHz Ultraschall zu behandeln. Im Muskelgewebe wird bei einer Intensität von 1 W/cm<sup>2</sup> nach etwa 5 Minuten die Zieltemperatur erreicht. Danach sollte wie beschrieben auf 20% Pulsmodus umgeschaltet werden, um die Temperatur auf dem gewünschten Niveau zu halten.

Bei der Behandlung von schmerzhaftem Kollagengewebe ist unbedingt zu beachten, dass hierbei die Erwärmungsrate 3-mal höher liegt. Ultraschall mit einer Frequenz von 1 MHz erwärmt bei einer Intensität von 1 W/cm<sup>2</sup> das Kollagengewebe mit einer Geschwindigkeit von etwa 0,5° C/min. Die Zieltemperatur ist demnach bereits nach etwa 5 Minuten erreicht. Ultra-

schall mit 3 MHz und 1 W/cm<sup>2</sup> hebt die Temperatur bereits nach etwa 2 Minuten auf das gewünschte Niveau an. Weitere Dosierungsvorschläge finden sich in **Abb. 2**.

### Schlussfolgerungen

Das Ziel dieser Arbeit bestand darin erstmals zu beschreiben, ob die Ultraschalldosierung nach wissenschaftlichen Erkenntnissen zielorientiert und gewebeabhängig erarbeitet und begründet werden kann. Da die Wirkungsmechanismen und die Dosierung von pulsierendem Ultraschall zurzeit noch zu viele Fragen aufwerfen, wurde explizit nur auf die thermischen Wirkungen von Ultraschall eingegangen. Die thermische Wirkung ist nachweisbar und die damit verbundenen dosisabhängigen therapeutischen Effekte wurden ausführlich beschrieben sowie vielfach belegt [20, 23].

Die traditionell verwendeten Dosierungsvorschläge für therapeutischen Ultraschall eignen sich nicht dazu, die relevanten Behandlungsparameter zu ermitteln. Die hier beschriebene Vorgehensweise stellt einen 1. Versuch dar, Erkenntnisse aus In-vitro-Untersuchungen in den klinischen Alltag zu übertragen.

Ausgangslage für die Dosisberechnungen waren die qualitativ hochstehende Publikationen von Chan et al. [6], Draper und Sunderland [8], Draper und Ricard [9], Draper et al. [10, 11] sowie Hayes et al. [18], deren Untersuchungsergebnisse die dosisabhängig Einschätzung des Temperaturanstiegs im Zielgewebe ermöglichen. Die umfangreiche Arbeit von Lehmann et al. [20] bildete die Basis für die Verknüpfung der therapeutischen Ziele mit dem gewünschten Temperaturanstieg. Abweichende Messresultate anderer Autoren [7, 15, 18] zeigen, dass die Gewebeerwärmung von vielen verschiedenen Faktoren, wie z.B. Gewebeschaffenheit, insbesondere die Nähe zu knöchernen Strukturen und die Beschaffenheit des Schallbündels abhängt.

Erschwerend kommt hinzu, dass die tatsächliche Leistung eines Ultraschallgeräts nicht immer bekannt ist. So stellten Pye und Milford [25] fest, dass bei 60% der 85 getesteten Ultraschallgeräte die tatsächliche Leistung mehr als 30% von der am Gerät eingestellten Leistung abweichen kann. Artho et al. [1] kamen zu einem ebenso beunruhigenden Ergebnis: von 83 geprüften Ultraschallgeräten wiesen 32 erhebliche Abweichungen auf und 3 täglich benutzte Geräte funktionierten gar nicht (!). Die Autoren empfehlen deshalb dringend, die Leistung der verwendeten Geräte jährlich überprüfen zu lassen. In Deutschland, Österreich und der Schweiz verpflichten entsprechende Medizinprodukte-Verordnungen die Betreiber von Elektrotherapiegeräten zu derartigen Messungen.

Die hier beschriebene Dosierungsmatrix weist Schwächen auf. So lässt sich die Frage nach dem Stellenwert der Halbwerttiefe nicht abschließend beantworten. Möglicherweise wird ihre Bedeutung im menschlichen Gewebe überschätzt, zumindest in der Nähe von knöchernen Strukturen. Dabei ist „Nähe“ ein dehnbare Begriff. Draper et al. [10] behandelten die dorsale Seite des Unterschenkels. Der Abstand zwischen der Haut und der Rückseite der Tibia beträgt etwa 5–8 cm; d.h. er ist relativ groß, in Anbetracht der angeblichen HWT der verwendeten Schallfrequenzen. Dies bedeutet, dass bei einer Vielzahl von Pathologien mit solchen Reflexionen und deren Konsequenzen zu rechnen ist.

Chan et al. [6] stellten eine sehr rasche Erwärmung der Patellarsehne fest und machten dafür die hohe Gewebedichte der Sehne verantwortlich. Die Sehne liegt nahezu direkt auf der Tibia. Auch hier könnten Reflexionen zu einer verstärkten Erwärmung geführt haben. Draper et al. [10] konnten eine ähnlich rasche Erwärmung der Achillessehne nachweisen.

Aufgrund dieser Unklarheiten wird die HWT in der vorliegenden Matrix nicht berücksichtigt. Die behandelnden Therapeuten müssen ihre Parameter wie oben beschrieben bestimmen, danach wie bei jeder anderen Anwendung den Verlauf beobachten und die Einstellungen gegebenenfalls anpassen.

Damit die gewünschten biologischen Wirkungen überhaupt eintreten, muss die anvisierte Temperatur eine bestimmte Zeit auf dem gewünschten Niveau gehalten werden; wie lange genau, ist jedoch nicht geklärt. Michlovitz und Nolan [23] sprechen von mindestens 5 Minuten, Lehmann [23] von 5–30 Minuten. Hier müssen die behandelnden Therapeuten wie üblich die klinischen Zeichen und Symptome beobachten und falls notwendig die Behandlungsparameter anpassen.

Es ist nicht klar, ob die Dosierungsmatrix bei kleineren Ultraschallbehandlungsköpfen eingesetzt werden kann. Aufgrund der kleineren ERA besitzt das Schallbündel andere akustische Eigenschaften. Alle hier erwähnten Studien beschallten übereinstimmend eine Fläche von 2-mal der ERA. Es scheint legitim, dies bei Verwendung eines 2,5 cm<sup>2</sup> großen Schallkopfes ebenso zu halten. Das bedeutet, dass mit einem solchen Schallkopf mit den oben beschriebenen Dosisangaben ein Areal von maximal 5 cm<sup>2</sup> behandelt werden könnte. Zur eindeutigen Begründung fehlen aber die notwendigen Daten.

Die noch offenen Fragen lassen sich nur mittels klinischer Studien beantworten. Die Untersucher sollten bei Wirksamkeitsnachweisen von Ultraschall genaue Angaben zu den Behandlungsparametern und den Gerätedaten machen. Außerdem sollten Zielgewebe, therapeutisches Ziel und anvisierte lokale Temperatur definiert und falls möglich gemessen werden. Solche Studien waren im Rahmen dieser Arbeit nicht auffindbar.

## Quintessenz

Therapeutischer Ultraschall kann und sollte nach wissenschaftlichen Grundlagen dosiert werden. Dabei sind die therapeutischen Ziele (Stimulation von Stoffwechselprozessen, Schmerzlinderung, Durchblutungsverbesserung, Verbesserung der Dehnbarkeit) und die zu behandelnde Gewebeart (Muskulatur oder Kollagen) zu berücksichtigen.

Je nach Zielsetzung muss die Gewebetemperatur um 1–3° C oder >4° C angehoben und mindestens 5 Minuten gehalten werden, damit die gewünschten Effekte eintreten. Ultraschall mit einer Frequenz von 3 MHz erwärmt das Gewebe effizienter und tiefer als bisher angenommen.

Die beschriebene Dosierungsmatrix weist Mängel auf. Die Frage, ob Ultraschall systematisch angewendet und dosiert werden kann, lässt sich unter Vorbehalt mit ja beantworten. Unter sonst gleichen Bedingungen ist eine teilweise begründbare systematische Dosierungsmatrix einer nicht begründbaren, intuitiv und planlos angewendeten Empfehlung vorzuziehen.

## Literatur

- 1 Artho PA, Thyne JG, Warring BP et al. A calibration study of therapeutic ultrasound units. *Physical Therapy* 2002; 82: 257–263
- 2 Bishop S, Draper DO, Knight KL et al. Human Tissue-Temperature Rise during Ultrasound Treatments with the Aquaflex Gel Pad. *J Athl Train* 2004; 39: 126–131
- 3 Bossert FP, Jenrich W, Vogedes K. Leitfaden Elektrotherapie. München: Urban & Fischer, 2006
- 4 Bossert FP, Vogedes K. Elektrotherapie, Licht- und Strahlentherapie. Grundlagen für Physiotherapeuten und Masseur. München: Urban & Fischer, 2007
- 5 Cagnie B, Vinck E, Rimbaut S et al. Phonophoresis versus topical application of Ketoprofen: comparison between tissue and plasma levels. *Physical Therapy* 2003; 83: 707–712
- 6 Chan AK, Myrer JW, Measom GJ et al. Temperature changes in human patellar tendon in response to therapeutic ultrasound. *Journal of Athletic Training* 1998; 33: 130–135
- 7 Demmink JH, Helders PJM, Bobaek H et al. The variation of heating depth with therapeutic ultrasound frequency in physiotherapy. *Ultrasound in Med & Biol* 2003; 29: 113–118
- 8 Draper DO, Sunderland S. Examination of the law of Grotthus-Draper: Does ultrasound penetrate subcutaneous fat in humans? *Journal of Athletic Training* 1993; 28: 246–250
- 9 Draper DO, Ricard MD. Rate of temperature decay in human muscle following 3 MHz ultrasound: the stretching window revealed. *Journal of Athletic Training* 1995; 30: 304–307
- 10 Draper DO, Castel JC, Castel D. Rate of temperature increase in human muscle during 1 MHz and 3 MHz continuous ultrasound. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995; 22: 142–150
- 11 Draper DO, Andersen C, Schulthies SS et al. Immediate and residual changes in dorsiflexion range of motion using an ultrasound heat and stretch routine. *Journal of Athletic Training* 1998; 33: 141–144
- 12 Draper DO, Edvalson CG, Knight KL et al. Temperature increases in the human Achilles tendon during ultrasound treatments with commercial ultrasound gel and full-thickness and half-thickness gel pads. *J Athl Train* 2010; 45: 333–337
- 13 Drury JC. *Ultrasonic Flaw Detection for Technicians*. Swansea: Silverwing, 2004
- 14 Edel H. *Fibel der Elektrodiagnostik und Elektrotherapie*. Dresden: Steinkopf, 1977
- 15 Gallo JA, Draper DO, Brody LT et al. A comparison of human muscle temperature increase during 3-MHz continuous and pulsed ultrasound with equivalent temporal average intensities. *J Orthop Sports Phys Ther* 2004; 34: 395–401
- 16 Garrett CL, Draper DO, Knight KL. Heat distribution in the lower leg from pulsed short-wave diathermy and ultrasound treatments. *Journal of Athletic Training* 2000; 35: 50–55
- 17 Harvey EN. Biological aspects of ultrasonic waves, a general survey. *Biol Bull* 1930; 59: 306–325

- 18 Hayes BT, Merrick MA, Sandrey MA et al. Three-MHz ultrasound heats deeper into the tissues than originally theorized. *Journal of Athletic Training* 2004; 39: 230–234
- 19 Hekkenberg RT, Reibold R, Zeqiri B. Development of standard measurement methods for essential properties of ultrasound therapy equipment. *Ultrasound in Med & Biol* 1994; 20: 83–98
- 20 Lehmann JF. *Therapeutic heat and cold*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1990
- 21 Mardimann S, Wessel J, Fisher B. The effect of ultrasound on the mechanical pain threshold of healthy subjects. *Physiotherapy* 1995; 81: 718–723
- 22 Merrick MA, Mihalyov MR, Roethemeier JL et al. A comparison of intramuscular temperatures during ultrasound treatments with coupling gel or gel pads. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32: 216–220
- 23 Michlovitz SL, Nolan TP. *Modalities for therapeutic intervention*. Philadelphia: Davis, 2005
- 24 Miller MG, Longoria JR, Cheatham CC et al. Intramuscular temperature differences between the mid-point and peripheral radiating area with ultrasound. *Journal of Sports Science and Medicine* 2008; 7: 286–291
- 25 Pye S, Milford C. The performance of ultrasound physiotherapy machines in Lothian Region, Scotland, 1992. *Ultrasound in Med & Biol* 1994; 20: 347–359
- 26 Pye S. *Ultrasound Therapy Equipment. Does it Perform?* *Physiotherapy* 1996; 82: 39–44
- 27 Reher P, Elbeshir NL, Harvey W et al. The stimulation of bone formation in vitro by therapeutic ultrasound. *Ultrasound in Med & Biol* 1997; 23: 1251–1285
- 28 Robertson V, Ward A, Low J et al. *Electrotherapy Explained*. Oxford: Butterworth-Heinemann/Elsevier, 2006
- 29 Rose S, Draper DO, Schulthies SS et al. The stretching window part two: rate of thermal decay in deep muscle following 1-MHz ultrasound. *Journal of Athletic Training* 1996; 31: 139–143
- 30 Rosim GC, Barbieri CH, Lanças FM et al. Diclofenac phonophoresis in human volunteers. *Ultrasound Med Biol* 2005; 31: 337–343
- 31 Rostalski W, Hemrich N. *Elektrotherapie*. In: Hüter-Becker A, (Hrsg). *Physikalische Therapie, Massage, Elektrotherapie und Lymphdrainage*. Stuttgart: Thieme, 2007
- 32 Ter Haar G, Dyson M, Oakley EM. The use of ultrasound by physiotherapists in Britain. *Ultrasound Med Biol* 1985; 13: 659–663
- 33 Warden SJ, Fuchs RK, Kessler CK et al. Ultrasound produced by a conventional therapeutic ultrasound unit accelerates fracture repair. *Physical Therapy* 2006; 86: 1118–1127
- 34 Watson T. *Electrotherapy. Evidence-based Practice*. Edinburgh: Churchill Livingstone, Elsevier, 2008
- 35 Wenk W. *Elektrotherapie*. Berlin: Springer, 2004
- 36 Williams AR, McHale J, Bowditch M. Effects of MHz ultrasound on electrical pain threshold perception in humans. *Ultrasound in Med & Biol* 1987; 13: 249–258