

Chirurgie mit Fokussiertem Ultraschall

Diplomanden



Pascal Meyer



Alexander Dür

Einleitung: In der Medizin wird Ultraschall (US) neben zahlreichen, bereits etablierten diagnostischen Anwendung seit einigen Jahren auch für nicht-invasive (keine Operationswunde) chirurgische Anwendungen eingesetzt. Dabei wird seine Wellennatur genutzt, um Ultraschallenergie aus zahlreichen, separat ansteuerbaren Emittlern (Phased Array Transducer) mittels kontrollierter Interferenz im gewünschten Zielpunkt zu bündeln. Dieser fokussierte Ultraschall (FUS) erlaubt durch innere Reibung im Fokuspunkt eine punktgenaue Erhitzung mit resultierender lokaler Zerstörung (thermische Ablation) von Gewebe (z.B. Tumor, Zyste) tief im Körperinneren. Allerdings ist die durch Wärmeleitung verursachte sekundäre Schädigung von umliegendem Gewebe bei der Operationsplanung zu berücksichtigen. Diese Arbeit verfolgt das Ziel, die phasengekoppelte Ansteuerung des Ultraschallsystems so zu berechnen, dass die Gewebeablation durch fokussierten Ultraschall trotz lokal variierender Gewebeparameter möglichst punktgenau im Zielgebiet erfolgt und durch Setzen mehrerer Zielpunkte eine ausgedehnte Region behandelt werden kann.

Vorgehen: Zu diesem Zweck wurde eine Simulationsumgebung zur Untersuchung der Genauigkeit der Gewebeablation durch FUS erstellt. Hierfür musste die Ausbreitung von Ultraschallwellen in heterogenem Gewebe, die lokale US-Energiedeposition und die daraus folgende Wärmeausbreitung in Gewebe gekoppelt modelliert werden. Mit Hilfe des Modells können verschiedene chirurgische Eingriffe mittels FUS simuliert werden. Ein passende Plattform dafür stellt die auf MATLAB basierende Toolbox k-Wave dar, welche die Simulation von 2- und 3-dimensionalen heterogenen Strukturen unter Ausnutzung der Rechenleistung von GPUs erlaubt. Bogenförmig angeordnete Ultraschall-Transducer wurden mit Signalen unterschiedlicher Phasenlage angeregt, um die Bündelung der Ultraschallwellen in verschiedenen Zielpunkten ausserhalb des geometrischen Fokus zu untersuchen. Die Bestimmung der Phaseinstellung der Transducer-Elemente für eine optimale Fokussierung in einem vorgegebenen Zielpunkt erfolgt mithilfe einer vorangehenden Time-Reversal Simulation. Dabei wird die hypothetische Ausbreitung des Ultraschallsignals rückwärts in der Zeit vom Fokuspunkt zum Transducer simuliert und die dabei registrierte Phase an der Position des Ultraschall-Elements für das Anregungssignal verwendet. Des Weiteren wird die Gewebeerhitzung durch den fokussierten Ultraschall modelliert, indem die Temperatur basierend auf dem Wärmeeintrag im Gewebe über die Zeit berechnet wird. Dabei werden auch die lokal unterschiedlichen thermischen Eigenschaften der heterogenen Gewebestruktur (Abb. 1) sowie die thermische Diffusion berücksichtigt. Die lokale Gewebeschädigung wird

durch die über die Zeit kumulierte thermische Dosis CEM43 (Abb. 2) berechnet. Bei Überschreiten eines für jede Gewebeart individuellen, bekannten CEM43-Schwellwerts ist die thermische Schädigung so gross, dass das betroffene Gewebe abstirbt (Abb. 3).

Fazit: Die entwickelte Simulationsumgebung ermöglicht Simulationen der punktuellen Erhitzung und resultierenden Gewebeablation durch fokussierten Ultraschall in heterogenen Gewebestrukturen. Eine korrekte Strahlbündelung mittels Time-Reversal Simulation konnte in geometrisch komplexen Strukturen nachgewiesen werden. Die Nutzung der GPU-Fähigkeit von Matlab k-Wave ermöglichte kurze Rechenzeiten und erlaubte die Ausweitung auf ein 3D-Simulationsgebiet.

Abbildung 1: Aufbau des zu behandelnden Gebiets
Eigene Darstellung

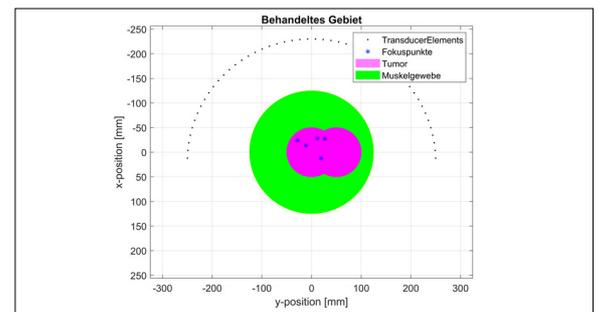


Abbildung 2: Thermische Dosis CEM43
Eigene Darstellung

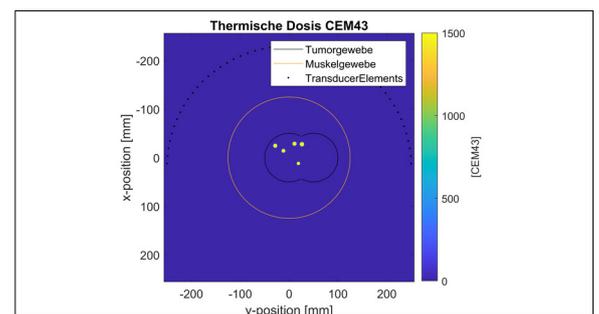
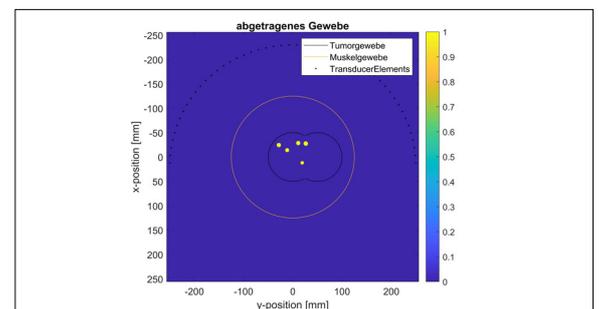


Abbildung 3: Abgetragenes Gewebe
Eigene Darstellung



Referent
Prof. Dr. Wolfgang
Wiedemair

Korreferent
Prof. Dr. Christoph
Würsch

Themengebiet
Computational
Engineering