

KARLSRUHER INSTITUT FÜR TECHNOLOGIE

PROSEMINAR

INFORMATIK IN DER MEDIZIN

Mechanische Eigenschaften von Weichgewebe

Gliederung

Autor:
Lena Winter

Betreuer:
Jan Hergenhan

9. Januar 2015

1 Motivation:

Durch die Entwicklungen in den Gebieten der Robotik, Mechanik und Medizin konnte in den letzten Jahren erreicht werden, dass weltweit in den Operationssäle vermehrt rechnergestützte Operationssysteme zum Einsatz kommen. Diese dienen dazu menschliche Chirurgen zu unterstützen und ihnen zu größerer Genauigkeit bei Operationen zu verhelfen. Allerdings fehlen diesen Systemen wichtige Modelle die menschliche Chirurgen verinnerlicht haben, so zum Beispiel wie sich Weichgewebe wie Organe bei Krafteinwirkung durch Instrumente verhält. Um den Chirurgen, die das System steuern ein umfassendes Bild der vorliegenden Situation und bessere Planbarkeit bei Operationsschritten zu bieten, ist es deshalb wichtig auch die mechanischen Eigenschaften der verschiedenen Gewebearten in geeigneten Modellen zu beschreiben und die zugehörigen Parameter zu bestimmen. Dadurch wird es möglich diese Modelle in die Operationssysteme einzugliedern um dadurch ihre Handhabung zu vereinfachen.

2 Grundlagen:

Weichgewebe haben im Allgemeinen viskoelastische Eigenschaften. Diese setzen sich aus drei wesentlichen Effekten zusammen, der Hysterese, der Relaxion und des Kriechens. Das Verhalten, das man bei Be- und Entlastung, verschiedenes Spannung-Dehnungsverhalten beobachten kann nennt man Hysterese. Als Relaxation bezeichnet man das Verhalten, dass sich unter konstanter Spannung in einem Körper, eine konstante Dehnung einstellt. Wenn sich bei einem Körper unter konstanter Spannung eine fortschreitende Deformation zeigt nennt man dieses Verhalten Kriechen.

Um diese drei Effekte der Viskoelastizität darzustellen gibt es verschiedene mechanische Modelle. Die drei gängigsten dieser Modelle sind der MAXWELL-, der VOIGT- und der KELVIN- Körper. Diese Modelle bestehen aus verschiedenen Zusammenstellungen von Federn und Dämpfern. In Abbildung 1 werden alle drei Modelle mit Zeit-Kraft- bzw. Zeit-Deformations-Diagrammen dargestellt.

3 Messverfahren: Oszillationsversuch

Zu den Parametern die bestimmt werden müssen gehört auch die Impedanz des Gewebes. Dabei handelt es sich um den Widerstand den das Gewebe Welle bietet die sich darin ausbreiten. Um einen solchen Parametern

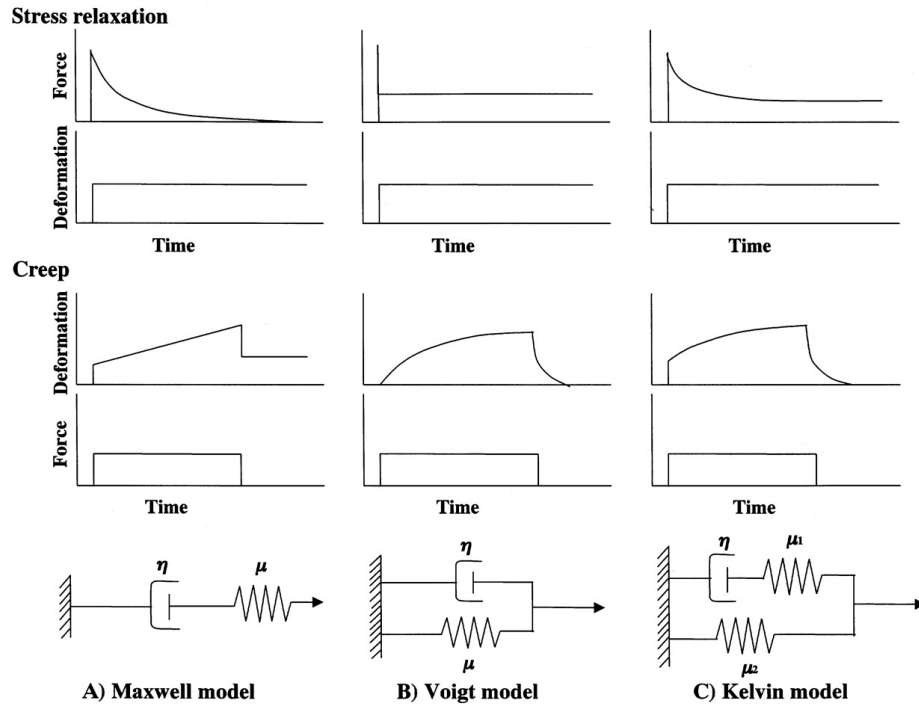


Abbildung 1: Mechanische Modelle für viskoelastisches Verhalten für Relaxation und Kriechen.

korrekt zu bestimmen sind mehrere Versuche nötig die mit Wellen verschiedener Amplituden und Frequenzen arbeiten. Exemplarisch soll hier der Versuchsaufbau eines Messplatzes im Frequenzbereich bis 50 Hz mit maximaler Wegamplitude von 15 mm erläutert werden. Dieser Messplatz dient dazu, die Impedanz des Gewebes bei niederfrequenter kinästhetischer Manipulation zu messen.

Die mechanische Stimulation des Gewebes erfolgt dabei über ein Seil-Rollengetriebe, das die rotorische Oszillation eines Elektromotors in eine translatorische Oszillation überführt, die dann durch einen Ströbel mit Durchmesser 8mm auf das Gewebe übertragen wird. Es wird während des Versuches durch Lasertriangulation die Geschwindigkeitsantwort des Messobjektes gemessen. Die auf das Messobjekt angewandte Kraft wird durch einen Kraftsensor aufgezeichnet. Als Messobjekt dient in diesem Versuch eine Schweineleber, die sich sehr ähnlich zu menschlichem Gewebe verhält. Um über mehrere Stunden die gleichen Voraussetzungen bieten zu können

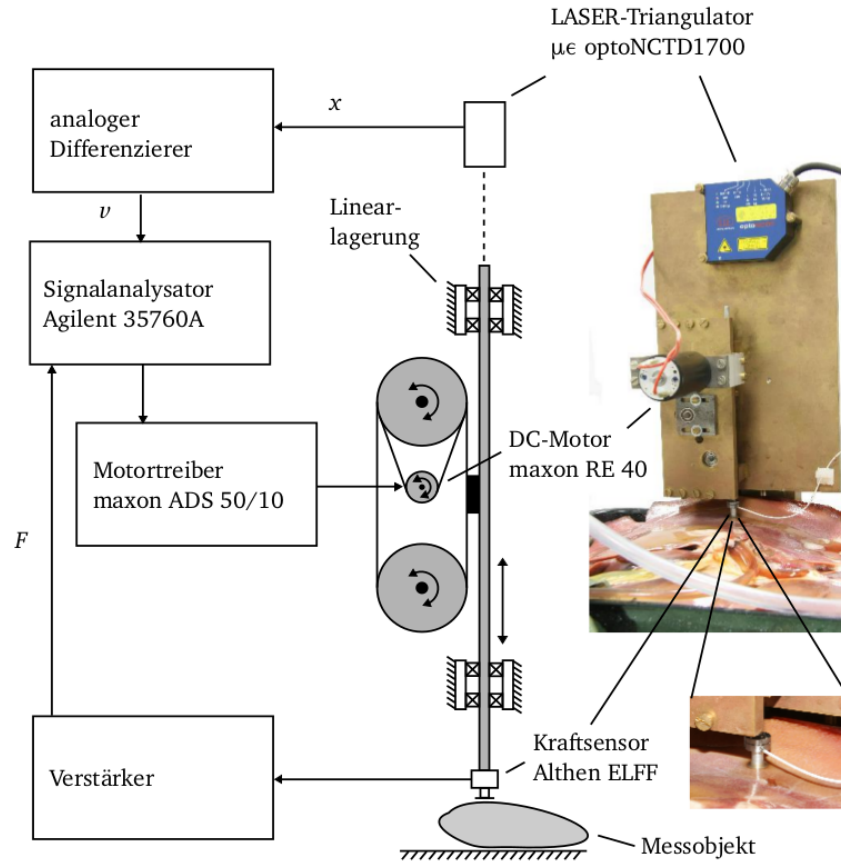


Abbildung 2: Schematischer Aufbau des Messplatzes.

und um die Ergebnisse der Messung so nah wie möglich an den Werten von lebenden Organen zu halten, wird das Versuchsobjekt während des Versuches mit einer NaCl-Lösung künstlich durchblutet.

Die Messung an einer Leber dauert in etwa sechs Stunden. Von den dabei erhaltenen Messwerten wird anschließend der Messplatzfehler abgezogen der im Leerlauf des Messplatzes ermittelt wird. Bei der Messung ergeben sich dann die in Abb 3 sichtbaren Ergebnisse. Bei dieser Messung wurde im Frequenzbereich von 0 bis 50 Hz aufgezeichnet. Dabei ist bei in Abbildung 3 gut erkennbar das sich das Verhalten für kleine Frequenzen bis ca. 10 bis 20 Hz von dem für höhere Frequenzen unterscheidet.

Aus diesen experimentell gewonnenen Daten lassen sich nun Modelle für das Verhalten bestimmen. Als besonders geeignet haben sich hierfür elektrische Schaltungen mit verschiedenen Schaltungen von Kondensatoren und Widerständen erwiesen deren Schaltung und Werte durch Erfahrung und den Messwerten des Experimentes bestimmt werden können.

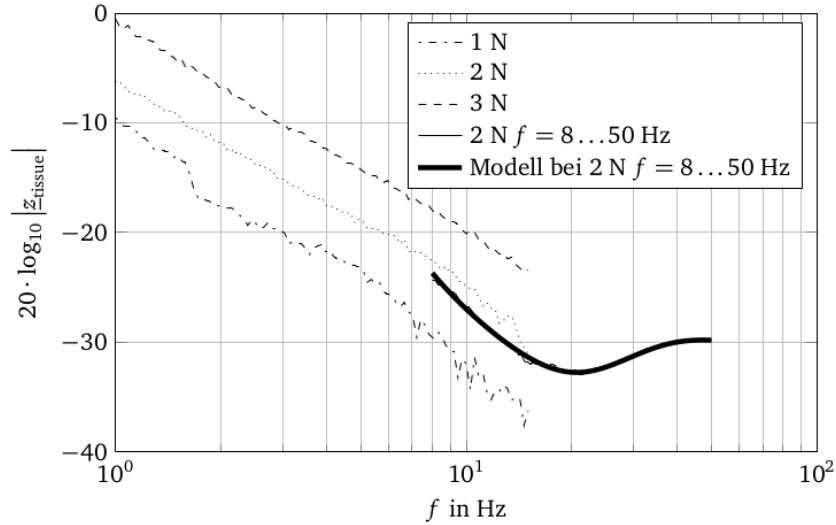


Abbildung 3: Messergebnisse: in y-Richtung ist die Impedanz in x-Richtung Frequenz aufgetragen.

4 Anwendung

Die so bestimmten Modelle für das mechanische Verhalten von Weichgewebe finden in verschiedenen Bereichen Anwendung. Dazu gehören Trainingsprogramme für robotergetstützte Chirurgie, die den Chirurgen den Umgang eines solchen Programmes in sicherer Umgebung lehren. Auf diese Anwendungsfälle soll hier nicht näher eingegangen werden. Stattdessen soll die Entwicklung eines haptischen Bedienelementes bei dem das gewonnene Modell von äußerster Wichtigkeit ist erläutert werden.

4.1 Entwicklung haptischer Bedienelemente:

Besonderes Augenmerk soll dabei auf die Entwicklung von Bedienelementen für Operationsroboter, die in der minimal invasiven Chirurgie eingesetzt

werden, die ein haptisches Feedback für den Chirugen liefern.

5 Fazit:

Es sollen die Ergebnisse der bisherigen Betrachtungen noch einmal aufbereitet und zusammengefasst dargelegt werden. Zusätzlich soll ein Ausblick gegeben werden was mit dieser und ähnlicher Forschung in dem Gebiet der minimal invasiven Chirurgie erreicht werden kann.

6 Glossar:

- Impedanz: Die Impedanz fasst alle Widerstände zusammen die Schwingungen entgegenwirken.