

Ein elastisches und hyperelastisches Materialmodell von Gelenkknorpel – Berechnung des belastungsabhängigen Elastizitätsmoduls aus Vergleich von Simulation und Experiment

Th. Reuter*, M. Hoffmann

fzmb GmbH – Forschungszentrum für Medizintechnik und Biotechnologie, 99947 Bad Langensalza, Germany

*Th. Reuter: Geranienweg 7, 99947 Bad Langensalza, treuter@fzmb.de

1. Einleitung

Die biomechanischen Eigenschaften haben für die funktionelle Charakterisierung von Knorpelgewebe einen hohen Aussagewert [1]. Dabei wird typischerweise der Elastizitätsmodul E für einen definierten Belastungszustand bewertet. Diese statische Betrachtung vernachlässigt die Abhängigkeit der biomechanischen Eigenschaften von der Belastungssituation. In diesem Beitrag wird der belastungsabhängige E-Modul $E = f(s)$ anhand experimenteller Kraft - Weg - Indentationsdaten mittels einem elastischen und einem hyperelastischen Materialmodell bestimmt. Die Eignung dieser Modelle wird durch den Vergleich von Experiment und Simulation bewertet.

2. Experimentelle Untersuchungen

Experimentell wurden die Kraft - Weg - Diagramme bei Belastung von Knorpelgewebe mittels Indentor (Eindruckkörper) bestimmt. Geometrie und Abmaße des abgerundeten Indentors entsprachen mit 1 mm Durchmesser dem eines chirurgischen Tasthakens. Die Untersuchungen erfolgten an Kniegelenken von Schweinen (Schlachttiere, Alter: 0.5 a, weiblich). In Abbildung 1 sind die Femurkondylen eines Schweinekniegelenkes dargestellt.



Abbildung 1. Femurkondylen eines Schweinekniegelenkes.

Über einen Linearantrieb (Beschleunigung von 4 mm/s^2 , Maximalgeschwindigkeit 3 mm/s) wurde der Indentor $0,4 \text{ mm}$ in das Gewebe eingedrückt. Die resultierende Andruckkraft wurde von einem Kraftsensor aufgezeichnet. In Abbildung 2 ist der Aufbau zur Bestimmung der biomechanischen Knorpel­eigenschaften schematisch dargestellt

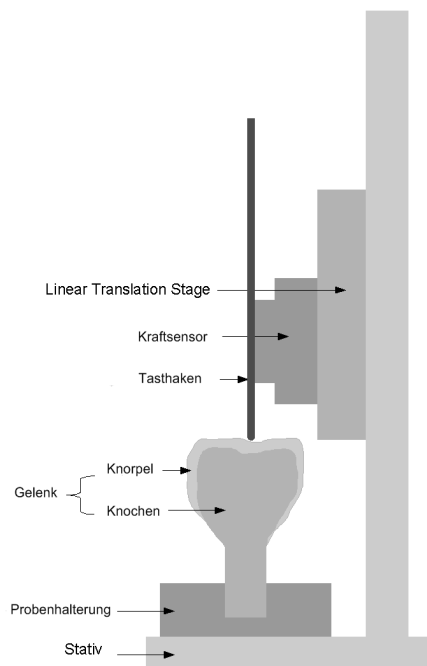


Abbildung 2. Experimenteller Aufbau zur Bestimmung der biomechanischen Eigenschaften von Knorpel.

3. Modellierung

Für die Modellierung wurden die Simulationsumgebung COMSOL Multiphysics 3.5a verwendet. Es wurde ein elastisches und ein hyperelastisches Materialmodell erstellt [2, 3]. Das Modell wurde analog zum Experiment derart konfiguriert, dass der Indentor auf den Knorpel mit angrenzender Knochenschicht aufsetzt und in Y - Richtung verschoben wird. Die Andruckkraft F in Y - Richtung ergibt sich durch Integration die Spannung σ über die

Kontaktzone zwischen Indentor und Knorpel. Für die Erstellung der Modelle wurden der Indentor sowie die Knorpel- und Knochenschicht schematisch in der Zeichnungsebene modelliert (Abb. 3).

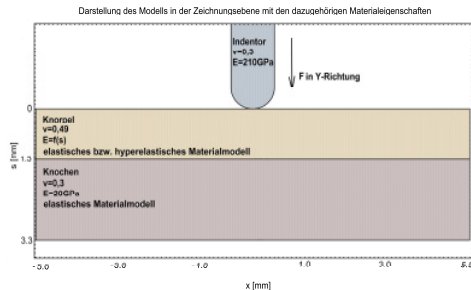


Abbildung 3. Geometrie des Modells und Materialeigenschaften.

Danach erfolgte die Zuordnung der Materialeigenschaften Poissonzahl, E-Modul und Schichtdicke für den Knorpel ($\nu = 0.49$, $E = f(s)$, $d_C = 1.3$ mm) mit angrenzender Knochenschicht ($\nu = 0.3$, $E = 20$ GPa [4], $d_B = 2$ mm) sowie für den Indentor ($\nu = 0.3$, $E = 210$ GPa). Die Berechnung des belastungsabhängigen Elastizitätsmoduls erfolgte aus dem Vergleich und der iterativen Annäherung zwischen der experimentellen und der simulierten Kraft – Weg – Funktion über ein Polynom 4. Grades. Aufgrund der großen Unterschiede zwischen dem E-Modul des Indentors und des Knorpels wurden so genannte Kontaktpaare erstellt, bei dem der Indentor als Master und der Knorpel als Slave definiert werden. Aufgrund dieser Kontaktbedingung wurde der Knorpel feiner als der Indentor vernetzt (Abb. 4).

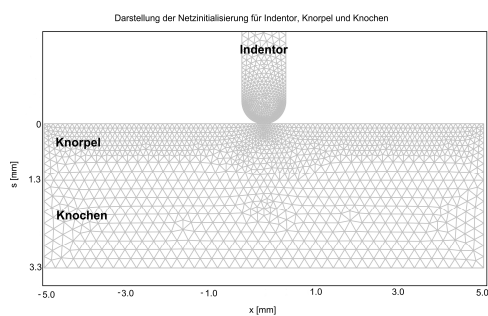


Abbildung 4. Netzinitialisierung für Indentor (Master), Knorpel (Slave) und Knochen.

4. Ergebnisse

In Abb. 5 ist der experimentelle Zusammenhang $F = f(s)$ im Vergleich zur Simulation für beide Materialmodelle dargestellt. Die Funktion $F = f(s)$ ist nicht linear. Die simulierten Werte liegen im Streubereich des Experiments. Die hier betrachteten einfachen Modelle zeigen eine sehr gute Übereinstimmung zwischen Simulation und Experiment.

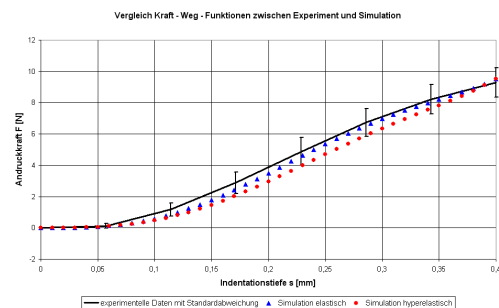


Abbildung 5. Simulationsergebnis für das elastische und hyperelastische Modell im Vergleich zum Experiment.

Die Funktion $E = f(s)$ ist für beide Materialmodelle in Abb. 6 dargestellt. Der E-Modul variiert zwischen 0 – 2.9 MPa für das elastische und zwischen 0 – 2.2 MPa für das hyperelastische Materialmodell. Bei $s = 0.11$ mm ist der Anstieg $(dE/ds)_{\text{elastisch}} = 16$ MPa/mm und $(dE/ds)_{\text{hyperelastisch}} = 12$ MPa/mm maximal. Ab $s = 0.34$ mm gilt $dE/ds \approx 0$ MPa/mm.

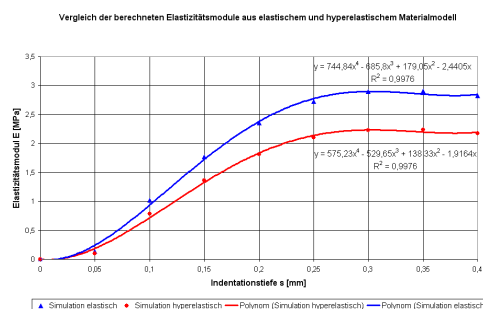


Abbildung 6. Berechnung des belastungsabhängigen E-Moduls für elastisches und hyperelastisches Materialmodell.

5. Zusammenfassung

Anhand der elastischen und hyperelastischen Materialmodelle wurde unter Nutzung experimenteller Daten ein belastungsabhängiger E-Modul $E = f(s)$ bestimmt. Für das gewählte Belastungsprofil liefern beide Materialmodelle vergleichbare Ergebnisse. Die Kenntnis des belastungsabhängigen E-Moduls erlaubt Simulationen von Gewebedeformation [5] sowie der Spannungsverteilung im Gelenkknorpel für dynamische Belastungen, bei denen die elastischen Eigenschaften gegenüber viskosen Eigenschaften überwiegen. Zukünftige Arbeiten werden sich mit der Erweiterung der Materialmodelle zum Beispiel mit der Biphasic oder Triphasic Theorie [6] beschäftigen sowie mit der Auswertung und Charakterisierung der Relaxationsphase von Gelenkknorpel. In diesen Materialmodellen werden auch die viskosen Eigenschaften mit berücksichtigt.

6. Literatur

1. Mankin HJ, Dorfman L, Lippiello H, Zarins A, Biochemical and metabolic abnormalities in articular cartilage from osteoarthritic human hips. II. Correlation of morphology with biochemical and metabolic data, J Bone Joint Surg Am, 53, pp.523-537 (1971)
2. COMSOL Multiphysics, Structural Mechanics Module, User's Guide, pp.171-204 (2008)
3. Thomas Reuter, Martin Hoffmann: A Elastic and Hyperelastic Material Model of Joint Cartilage - Calculation of the Pressure Dependent Modulus of Elasticity by Comparison with Experiments and Simulations, COMSOL Konferenz, 26.10. – 28.10.2011, Ludwigsburg, Tagungs-CD, Indexnummer 11752.
4. Goldsmith AAJ, Hayes A, Cliff SE, Application of finite elements to the stress analysis of articular cartilage, Med Eng Pys, Vol.18, pp.89-98 (1996)
5. Thomas Reuter, Martin Hoffmann: A Elastic and Hyperelastic Material Model of Joint Cartilage - Calculation of the Pressure Dependent Material Stress in Joint Cartilage, COMSOL Konferenz, 26.10. – 28.10.2011, Ludwigsburg, Tagungs-CD, , Indexnummer 11755.
6. Lai WM, Hou JS, Mow VC, A triphasic Theory for the Swelling and Deformation

Behaviors of Articular Cartilage, J Biomechanical Eng, Vol.113, pp.245-258 (1991)

7. Danksagung

Diese Arbeiten wurden unterstützt durch das Bundesministerium für Wirtschaft und Technologie im Rahmen der Technologieförderung: INNO-KOM-OST unter der Reg. Nr.: VF090058.