Erste klinische Untersuchungen mit einem mechanischen Finite-Elemente-Modell des menschlichen Kopfes

Ulrich Hartmann, Frithjof Kruggel

Max-Planck-Institut für neuropsychologische Forschung
Inselstraße 22-26, 04103 Leipzig
Email: {hartmann, kruggel}@cns.mpg.de

Zusammenfassung. Das Verständnis der mechanischen Folgen externer und interner Krafteinwirkungen auf den Kopf ist von hoher klinischer Relevanz und kann Einfluß auf die Wahl der Therapieform nehmen. Wir benutzen die Finite-Elemente-Methode (FEM), um computerbasiert mechanische Einwirkungen auf das System Kopf zu modellieren. Mit unserem räumlich hochaufgelösten FE-Modell des menschlichen Kopfes sind wir in der Lage, Simulationsrechnungen durchzuführen, die auf individuellen dreidimensionalen MRT-Datensätzen basieren. Wir präsentieren zwei FE-Analysemethoden unterschiedlicher Zielrichtung, deren Ergebnisse mit experimentell ermittelten Daten verglichen werden. Mit der dynamischen FE-Analyse wird das Coup-Contrecoup-Phänomen untersucht; die Eigenschwingungsanalyse des Kopfes kann als Ansatz zur Erklärung von Verletzungsmechanismen wie z.B. der diffusen axonalen Gehirnschädigung (DAI) genutzt werden.

Schlüsselwörter: Finite Elemente, Biomechanik des Kopfes

1 Einleitung

Die Methode der finiten Elemente (FEM), die zur Lösung partieller Differentialgleichungen auf komplexen Geometrien dient, wird in letzter Zeit zunehmend zur Beantwortung medizinischer Fragestellungen auch im Bereich der Neurowissenschaften herangezogen. Die Methode der finiten Elemente wird angewandt um

- elektromagnetische Quellen im Gehirn zu lokalisieren [1],
- neurochirurgische Eingriffe zu planen [2] und
- die biomechanische Systemantwort infolge von externen Kräften (z.B. Unfallsituationen) [3] und intrakraniellen Massenveränderungen(z.B. Tumorwachstum) zu modellieren.

Eine kurze Zusammenstellung und kritische Würdigung der FE-Modelle, die zur Untersuchung neuromechanischer Fragestellungen erstellt wurden, findet man in [4]. Im Vergleich mit den dort zitierten Arbeiten weist unser Modell folgende Vorteile auf:

– Die Geometrie unseres Modells basiert auf *individuellen* MRT-Datensätzen des Kopfes. Dadurch werden Langzeitstudien am Patienten möglich, die dessen individuelle neuroanatomische Verhältnisse (z.B. Krankheitsprozesse) berücksichtigen. Im Gegensatz dazu basiert die Geometriebeschreibung bestehender Modelle auf einer Durchschnittsform des menschlichen Kopfes.
– Die Anzahl der finiten Elemente, mit denen unsere Simulationen durchgeführt werden, ist bis zu zehnmal so hoch wie die bisher verwendeten Elementanzahlen. Dadurch werden die der FE-Methode inhärenten Diskretisierungsfehler minimiert und die Finite-Elemente-Repräsentation anatomischer Objekte wird detailliert und realit"atsnäher.
– Mittels einer modalen FE-Analyse gewinnen wir wichtige Einblicke in das Schwingungsverhalten des mechanischen Systems. In Zusammenhang mit Kopfmodellen ist diese Analysemethode unseres Wissens bisher nur für ein Modell durchgeführt worden [5].

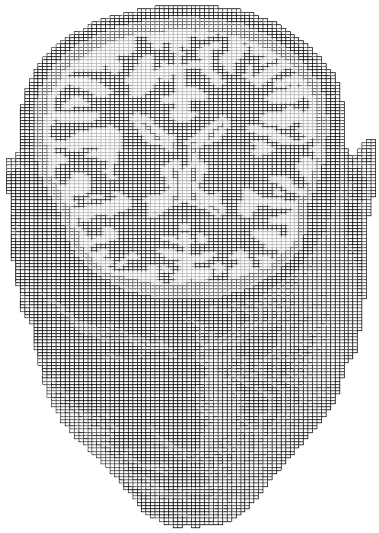

Abb. 1. Finite-Elemente-Repräsentation des Kopfes.

2 Modellierung

Grundlage der Geometriebeschreibung unseres Modells sind 3D MRT-Datensätze des Kopfes. Die Vorverarbeitung (Interpolation, Segmentation) dieser Datensätze dient dem Ziel, bestimmten neuroanatomischen Strukturen auf der Basis der Grauwerte ihrer Voxel Materialeigenschaften zuzuweisen. Diese Vorgehensweise ist ausführlich in [4] beschrieben. Ausgehend vom vorverarbeiteten Datensatz kann mithilfe unseres Netzgenerators [6] der Kopf als Verbund finiter Elemente dargestellt werden. Die in Kapitel 3 präsentierten Simulationsergebnisse sind alle mit Würfelnetzen von 2 mm und 3 mm Kantenlänge durchgeführt worden.

Einen Durchschnitt durch ein solches Würfelnetz mit 2 mm Kantenauflösung, das zwischen fünf Materialien unterscheidet, zeigt Abb. 1.

Das Materialverhalten wird mithilfe von zwei Parametern beschrieben, dem Elastizitätsmodul E und der Poissonschen Zahl ν. Tab. 1 gibt eine Übersicht über die verwendeten Materialparameter. Alle in unserem Modell auftretenden Gewebetypen werden als sogenannte St. Venant-Kirchhoff Materialien interpretiert, bei denen auch für relativ große Deformationen lineares Verhalten postuliert wird. Interessiert man sich für die zeitliche Entwicklung der Deformationen U

Struktur	E [MPa]	ν	ρ [kg/m^3]
Kopfhaut	16.70	0.42	1200
Schädel	6500.00	0.22	1420
Weisse Gehirnsubstanz	0.12	0.499	1040
Graue Gehirnsubstanz	0.075	0.499	1040
Ventrikel	0.075	0.4995	1045

Tabelle 1. Materialparameter

infolge einer Krafteinwirkung, ist eine dynamische FE-Analyse durchzuführen. Das Gleichungssystem

$$M\ddot{U}(t_i) + C\dot{U}(t_i) + KU(t_i) = F(t_i) \tag{1}$$

wird mit der Methode von Newmark für eine bestimmte Anzahl von Zeitschritten gelöst. In Gleichung (1) steht M für die Massenmatrix des Systems, C repräsentiert die Rayleigh-Dämpfungsmatrix und K ist die Steifigkeitsmatrix. Bei der modalen Analyse wird das generalisierte Eigenproblem

$$KU_i = \lambda_i MU_i \tag{2}$$

für den gewünschten Eigenwertbereich mit der Lanczos-Methode [7] gelöst. Ergebnis einer derartigen Analyse sind Eigenfrequenzen ($f_i = \sqrt{\lambda_i}/2\pi$) mit den zugehörigen Eigenvektoren U_i.

3 Erste klinisch-relevante Simulationen

In unserer ersten klinischen Simulation analysierten wir das Coup-Contrecoup-Phänomen. Ist der gesamte Kopf Gegenstand einer Beschleunigung infolge einer lokalisiert einwirkenden Kraft, stößt das Gehirn aufgrund seiner Trägheit gegen die Schädelkalotte. In der dem Stoßbereich gegenüberliegenden Kopfregion kommt es aufgrund des sich einstellenden Unterdrucks zu einer Saugwirkung. Mit der Durchführung einer dynamischen FE-Analyse können intrakranielle Druckänderungen, die sich infolge einer dem Kopf auferlegten Beschleunigung entwickeln, in hoher Zeitauflösung studiert werden. Von Experimenten mit Kadavern [8], deren Köpfe definierten Stößen ausgesetzt wurden, kennt man die daraus resultierenden Druckveränderungen an vier verschiedenen Orten des Gehirns. Wir modellierten eines dieser Experimente, indem wir einen der in [8] beschriebenen Kraftverläufe auf unser Modell übertrugen. Abb. 2 zeigt anhand eines Schnittes durch den Kopf die Entwicklung der berechneten Druckverteilung infolge eines im Stirnbereich applizierten Kraftverlaufs. Die weitgehende Übereinstimmung der experimentell bestimmten mit den berechneten Druckentwicklungen zeigt, daß unser Modell qualitativ und quanititativ gültige Aussagen liefert.

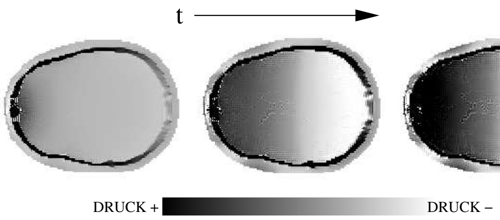

Abb. 2. Intrakranielle Druckveränderungen beim Coup-Contrecoup-Phänomen.

Als eine zweite Möglichkeit, die Eignung unseres Modells für klinische Studien zu prüfen, haben wir eine modale FE-Analyse durchgeführt, die Eigenfrequenzen f_i und zugehörige Eigenvektoren U_i des Kopfes liefert. Abb. 3 zeigt das Ergebnis einer modalen Analyse, bei der der Eigenvektor U_{min} zur niedrig-

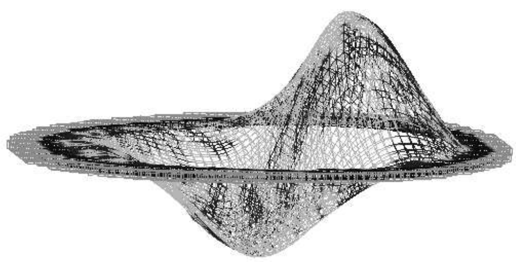

Abb. 3. Darstellung des Eigenvektors U_{min} zur niedrigsten Eigenfrequenz f_{min}=77 Hz.

sten Eigenfrequenz f_{min} bestimmt wurde. Aus Gründen der Anschaulichkeit ist nur ein Schnitt durch das FE-Kopfmodell (siehe Abb. 1) dargestellt und die entsprechenden Komponenten des Eigenvektors sind mit dem Faktor 50 multipliziert. Als zugehörige Eigenfrequenz liefert der Algorithmus einen Wert von f_{min} = 77 Hz. Untersuchungen mit Probanden [5] bestätigen die Existenz einer Eigenfrequenz des menschlichen Kopfes im Bereich von 100 Hz, bei der das Gehirn relativ zum Schädel schwingt.

Die modale Analyse dient uns über dieses erste Ergebnis hinaus als Konzept zum besseren Verständnis von Verletzungsmechanismen. Kommt es zu Anregungen des Kopfes, die im Frequenzbereich einer Eigenschwingung liegen, kann dies zu großen Schwingungsamplituden und damit zu schweren Gewebsverletzungen führen. Somit könnte die Kenntnis des Schwingungsverhaltens des Gehirns zum Verständnis des Pathomechanismus der diffusen axonalen Gehirnschädigung (DAI) beitragen, die die Folge eines abrupten Abbremsens des Kopfes (z.B. bei schweren Auffahrunfällen) ist. Hier treten regelmäßige Muster von Gewebszerreißungen im Gehirn auf, die einen Zusammenhang zwischen Orten von Schwingungsknoten und Gewebsverletzungen vermuten lassen. Wir präsentieren Eigenschwingungen aus dem mittleren Wertebereich des gesamten Frequenzspektrums mit einer Wellenlänge von ungefähr 5 cm, die als Ursache solcher Zerreißungsmuster in Frage kommen.

Die obigen Simulationsrechnungen zeigen, daß unser Modell mit klinischen Erfahrungen im Einklang steht und ermutigen uns, weitere Pathomechanismen wie z.B. das Wachstum von Tumoren, zu untersuchen.

Literatur

1. Yan Y, Nunez RL, Hart RT: Finite element model of the human head: scalp potentials due to dipole sources. Medical and Biological Engineering and Computing: 475-481, 1991.
2. Koch RM, Gross MH, Carls FR, von Buren DF, Fankhauser G, Parish YIH: Simulating facial surgery using finite element models. Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series: 412-428, 1996.
3. Hartmann U, Kruggel F: Ein virtueller Dummy zur Simulation des Schädel-Hirn-Traumas, Spektrum der Wissenschaft (9), 96-98, 1997.
4. Hartmann U, Kruggel F: Ein mechanisches dreidimensionales Finite-Elemente-Modell des menschlichen Gehirns, In: Arnolds B, Müller H, Saupe D und Tolxdorff T (Hrsg.): Digitale Bildverarbeitung in der Medizin: 219-224, 1997.
5. Willinger R, Taleb L, Kopp CM: Modal and temporal analysis of head mathematical models. Journal of Neurotrauma 12: 743-754, 1995.
6. Hartmann U, Kruggel F: A fast algorithm for generating large tetrahedral 3D finite element meshes from magnetic resonance tomograms Technical Report, MPI-CNS 1997.
7. Lehoucq RB, Sorensen DC, Yang C: Arpack's User Guide: Solution of large scale eigenvalue problems by implicitly restarted Arnoldi methods. *http://www.caam.rice.edu/kristyn/parpack_home.html*, 1996.
8. Nahum AM, Smith R, Ward CC: Intracranial pressure dynamics during head impact, Proc. of 21st Stapp Car Crash Conference: 339-366, 1977.