Globale und regionale Krümmungsanalyse menschlicher Gelenke aus MRT-Schichtbildern

[1,2]Jan Hohe, [2]Karl-Hans Englmeier, [1]Felix Eckstein

[1]Forschungsgruppe Muskuloskelettales System, Anatomische Anstalt München, Ludwig-Maximilians-Universität München, Pettenkoferstr. 11, 80336 München
[2]Institut für Medizinische Informatik und Systemforschung, GSF Forschungszentrum Neuherberg, Oberschleißheim
Email: hohe@writeme.com

Zusammenfassung. Die Verbesserung der Diagnose, Therapie und Prognose der Osteoarthrose erfordert eine exakte In-vivo-Analyse morphometrischer und struktureller Knorpeleigenschaften. Neben morphologischen Eigenschaften, dem Knorpelvolumen, der Knorpeldicke und der Gelenkflächengröße stellt auch die Gelenkflächenkrümmung einen wichtigen Parameter dar. Es wurden zwei Techniken zur Berechnung globaler und lokaler Krümmungseigenschaften des Gelenkknorpels entwickelt. Bei der Gaußschen Krümmungsanalyse wird eine B-Spline Fläche durch die Stützpunkte der Knorpelfläche gelegt und deren Krümmung berechnet. Bei der Krümmungsbestimmung durch Oberflächenexpansion wird aus dem Maß der Flächenzunahme bei Expansion auf die Krümmung geschlossen. Beide Verfahren wurden auf Testkörper und die MRT Datensätze 28 gesunder Probanden angewendet. Erste Ergebnisse deuten darauf hin, dass es beim Patellaknorpel eine relativ konstante mittlere Krümmung gibt, die unabhängig von der Gelenkflächengröße ist.

1 Einleitung

Degenerative Gelenkerkrankungen (Osteoarthrose) stellen eine der am weitesten verbreiteten chronischen Erkrankungen der älteren Bevölkerung dar. Nahezu 190 Mio. Menschen sind weltweit betroffen. Aus diesem Grund werden große Anstrengungen unternommen, die Diagnose- und Therapiemöglichkeiten der Osteoarthrose sowie ihre Prognose zu verbessern. Die Magnetresonanztomographie (MRT) bietet als nicht-invasives, bildgebendes Verfahren die Möglichkeit, Knorpelgewebe direkt und dreidimensional darzustellen. Aus den 3D Schichtdatensätzen lässt sich der Knorpel segmentieren [1] und daraus sowohl morphometrische (Volumen, Dicke, Oberfläche)[2] als auch strukturelle (Knorpelzusammensetzung) Eigenschaften ermitteln. Auch in der Form der überknorpelten Gelenkfläche (Krümmung) wird ein wichtiger Faktor bei der frühzeitigen Erkennung eines Osteoarthroserisikos gesehen, da sich aus ihr Aussagen über die Lastverteilung und somit physikalische Beanspruchung des Knorpels ergeben. Auch kann eine detailierte Krümmungsanalyse Hinweise auf eine regionale Knorpeldegeneration liefern, da hierdurch fokale Defekte sichtbar gemacht werden können. Aus diesem Grund wurde ein Verfahren entwickelt, welches, auf Basis des aus segmentierten MRT-Schichtbildern rekonstruierten Knorpels, Aussagen über das regionale und globale Krümmungsverhalten liefern soll.

2 Methoden

Als Basis für die Knorpelkrümmungsanalyse wurde ein trianguliertes 3D Modell des Knorpels aus den segmentierten Schichtbildern [1] erzeugt. Es wurden zwei verschiedene Verfahren implementiert, mit der die regionale und globale Krümmung der Knorpelplatten mit Hilfe ihres Dreieckmodells berechnet wurde:

- Gaußsche Krümmungsanalyse
- Krümmungsanalyse durch Oberflächenexpansion

2.1 Gaußsche Krümmungsanalyse

Die Gaußsche Krümmungsanalyse stellt ein genaues Verfahren zur Berechnung lokaler Flächenkrümmungen dar, aus welchen sich dann gemittelte Werte für die gesamte Fläche berechnen lassen. Auf diese Weise erhält man eine sehr genaue Beschreibung sowohl lokaler als auch globaler Krümmungseigenschaften der Fläche. Für den Knorpel wurde diese Vorgehensweise erstmals von Ateshian et al. [3] für stereophotogrammetrisch gewonnenen Datensätze vorgestellt. Es wird zunächst eine kontinuierliche B-Spline Fläche durch die diskreten Oberflächenpunkte des Knorpelmodells gelegt. Von dieser wird dann lokal die Gaußsche Krümmung berechnet wird. Ein wichtiger Arbeitsschritt bei dieser Methode liegt darin, die ursprünglich nur approximativen B-Spline Flächen durch die Berechnung neuer, virtueller Oberflächenpunkte (parametrische Knoten) den Originalpunkten anzupassen [4]. Die B-Spline Fläche durch den Punkt $P_{i,j}$ wird dann beschrieben durch:

$$\begin{aligned} P(\frac{i}{N}, \frac{j}{M}) = & \frac{1}{36}(A_{i-1,j-1} + A_{i-1,j+1} + A_{i+1,j-1} + A_{i+1,j+1}) + \\ & \frac{1}{9}(A_{i-1,j} + A_{i+1,j} + A_{i,j-1} + A_{i,j+1}) + \frac{4}{9}A_{i,j} \end{aligned} \tag{1}$$

Die Punkte $A_{i,j}$ stellen die aus den Originalpunkten berechneten parametrischen Knoten dar. Mittels der kontinuierlichen Flächenbeschreibung aus Formel 1 war es möglich [5], an jedem Oberflächenpunkt die mittlere Krümmung sowie die minimale und maximale Hauptkrümmung abzuleiten und diese farb- oder grauwertkodiert auf der Knorpelfläche darzustellen.

Eine entscheidende Rolle spielt dabei die Wahl der Oberflächenpunkte, die für die Berechnung der B-Spline Fläche herangezogen werden. Werden diese Punkte in zu dichtem Abstand voneinander gewählt, bestimmen die Sprünge zwischen den diskreten Datenpunkten die lokalen Krümmungseigenschaften. Dieser Effekt tritt sowohl innerhalb der Schicht als auch, in abgeschwächter Form, zwischen den Schichten auf (Abb. 1a). In Abbildung 1b ist die lokale, grauwertkodierte

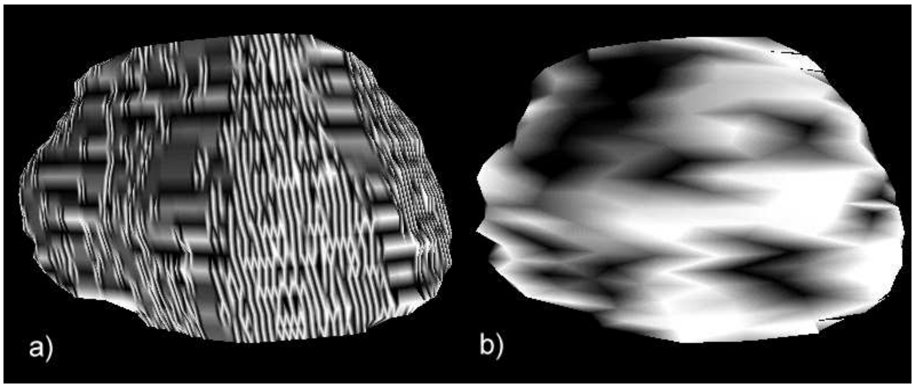

Abb. 1. Krümmungsdarstellung mit kleiner a) und grober b) Auflösung. Je dunkler der Grauwert, desto konkaver ist die Oberfläche an dieser Stelle.

mittlere Krümmung der patellaren Gelenkfläche bei gröberer Auflösung innerhalb und über die Schichten dargestellt.

Dass eine B-Spline Fläche in der Lage ist, trotz weniger gegebener Stützpunkte die Originalfläche zu reproduzieren und deren Krümmung zu berechnen, wurde anhand verschiedener Testflächen (Kugel, Zylinder, Paraboloid, hyperbolisches Paraboloid) validiert.

Als erster Anwendungsfall wurde die mittlere Krümmung der Gelenkfläche des patellaren Knorpels von 28 Probanden (14 weibl., 14 männlich, Alter > 50 Jahre) berechnet. Um Unabhängigkeit von der jeweiligen Flächengröße des Knorpels zu erzielen, wurden in einem zweiten Schritt alle Flächen auf eine einheitliche Größe normiert und deren mittlere Krümmung nochmals berechnet.

2.2 Krümmungsanalyse über Oberflächenexpansion

Basis der Krümmungsanalyse über Oberflächenexpansion war die Annahme, dass die Änderung der Oberfläche eines Objektes durch Expansion bzw. Kontraktion entlang seiner Oberflächennormalenvektoren im Zusammenhang mit seiner Krümmung steht. Dieser Ansatz wurde in Arbeiten von Hahn et al. [6] verwendet, um einen "Trabecular Bone Pattern factor" (TBPf) vom trabekulären Knochen zu berechnen. Die Grundidee basiert darauf, dass schwach gekrümmte Flächen bei Expansion bzw. Kontraktion eine geringere Oberflächenveränderung erfahren als stärker gekrümmte. Für eine Ebene wird z.B. gar keine Flächenveränderung zu detektieren sein, während ein singulärer Punkt eine unendlich große Flächenveränderung aufweist. Dies wurde genutzt, um eine Aussage über die allgemeine Krümmung der Gelenkfläche treffen zu können. Es wurde zu jedem Oberflächenpunkt des 3D Knorpelmodells ein Flächenormalenvektor berechnet und die Fläche entlang dieser Normalenvektoren expandiert. Die relative Größenänderung Q der Fläche wurde als Quotient aus der Flächengröße vor und nach der Expansion angegeben. Die Krümmung einer Kugel, die bei Expansion dieselbe Flächenveränderung aufweist wie die Knorpelfläche stellte das Krümmungsmaß dieser Fläche dar.

$$Q = Q_{Kugel} = \frac{A_{Kugel,nach}}{A_{Kugel,vor}} = \frac{4\pi r_1^2}{4\pi r_0^2} = \frac{4\pi(r_0 + \Delta r)^2}{4\pi r_0^2} \rightarrow r_0 = \frac{\Delta r}{1 - Q}(\pm\sqrt{Q} - 1)$$

Auf diese Weise erhält man einen Gesamtkrümmungswert ($\frac{1}{r_0}$) für die zu analysierende Knorpelfläche, wobei anzumerken ist, dass dieser genaugenommen nicht der mittleren Krümmung der Fläche, sondern der der korrespondierenden Kugel entspricht. Auch diese Methode wurde an Testflächen (Kugel, Zylinder) und den patellaren Knorpelflächen der 28 Probanden erprobt.

3 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Gaußschen Krümmungsanalyse für die Testflächen zeigte eine sehr genaue Übereinstimmung mit den theoretischen Werten. Selbst eine aus lediglich 5 Oberflächenpunkten rekonstruierte Halbkugel zeigte maximal 2% Abweichung von der tatsächlichen mittleren Kugelkrümmung. Alle anderen Testflächen lieferten noch bessere Übereinstimmung (± 0.2%) mit dem theoretischen Krümmungswert. Der Zylinder und das hyperbolische Paraboloid zeigten, dass auch die beiden Hauptkrümmungen exakt (±0.2%) berechnet werden. Die über alle 14 Frauen gemittelte patellare Knorpelkrümmung lag bei 33.4/m und die der 14 Männer bei 33/m. Für die normierten Flächen ergaben sich für die Frauen Werte von 32.8/m und für die Männer 35.4/m. Männliche und weibliche Probanden zeigten also vor der Normierung im Mittel sehr ähnliche Krümmungswerte (1.2% Differenz) und nach der Normierung einen wesentlich größeren Unterschied (7.8%). Eine typische Visualisierung der lokalen Krümmungswerte ist in Abbildung 1b zu sehen.

Die Krümmungsanalyse über Oberflächenexpansion zeigte bei den Testflächen eine weniger exakte Übereinstimmung mit den theoretischen Werten. Schon bei der Kugel traten Abweichungen von ca. 5% auf, beim Zylinder sogar von bis zu 42%. Die Krümmungswerte der 28 Probanden lieferten vergleichbare Ergebnisse wie die Gaußschen Krümmungsanalyse. Die Werte betrugen bei Frauen und Männern unnormiert 45.8/m bzw. 41,1/m und nach Normierung 45,9/m bzw. 44,8/m. Bei dieser Analysemethode erreichten die Männer erst nach der Normierung ähnliche Krümmungswerte wie die Frauen.

4 Diskussion

Die Gaußsche Krümmungsanalyse ließ sich sehr genau validieren und lieferte für die gemessenen patellaren Gelenkflächen bei 28 Probanden Ergebnisse, die sich in ihrer Größenordnung mit Literaturangaben aus stereophotogrammetrischen Untersuchungen deckten [3][7]. Obwohl die patellare Gelenkfläche der Männer im Schnitt größer ist, zeigen sie im Mittel eine sehr ähnliche Krümmung wie die weiblichen Probanden. Das lässt darauf schließen, dass ein größerer Knorpel nicht eine maßstabsgetreue Vergrößerung derselben Knorpelform darstellt, denn unter diesen Umständen müsste die Krümmung abnehmen. Es stellt sich damit die Frage, ob eine optimale mittlere Krümmung der Gelenkfläche existiert, die unabhängig von der Knorpelgröße ist. Auch die regionale Analyse zeigt, dass die eher konkave laterale Seite des Knorpels auch als solche identifiziert wird, während im zentralen und medialen Bereich, wie erwartet, eher konvexe Krümmungen auftreten (Abb. 1b). Die Flächenrekonstruktion mittels B-Splines präsentiert sich damit als geeignete Methode, aus MRT Datensätzen die regionale und gemittelte Knorpelkrümmung zu berechnen.

Die Vorteile der Krümmungsanalyse über Oberflächenexpansion liegen nicht in der exakten Berechnung der Oberflächenkrümmung. Sie kann aber helfen, die Gaußsche Krümmungsanalyse qualitativ zu überprüfen. Eine weitere Anwendung könnte sich aus der Formabhängigkeit ihrer Krümmungsergebnisse ergeben. So könnten beispielsweise die Expansionseigenschaften der zu analysierenden Fläche mit den Expansionseigenschaften verschiedener Kontrollformen (Kugel, Zylinder, Paraboloid, usw.) verglichen werden. Die Kontrollform, die dieselbe oder eine ähnliche Flächenexpansion zeigt, kommt dann der analysierten Fläche am nächsten. Auf diese Weise wäre eine automatische Klassifizierung in verschiedener Knorpelflächengrundformen möglich.

Durch die hier vorgestellten Krümmungsanalysemethoden ergibt sich ein breites Spektrum möglicher Anwendungen. So können z.B. Krümmungseigenschaften von gesundem und arthrotischem Knorpelgewebe verglichen werden. Eine besondere Bedeutung kommt der Gelenkflächenkrümmung als prognostischer Faktor bei der Initiation und Progression von Knorpelschäden in epidemiologischen Studien zu.

Literatur

1. Stammberger T, Eckstein F, Michaelis M, Englmeier K-H, Reiser M. Interobserver reproducibility of quantitative cartilage measurements: comparison of B-spline snakes and manual segmentation. Magn Reson Imaging, 64:1033–42, 1999.
2. Eckstein F, Schnier M, Haubner M, Priebsch J, Glaser C, Englmeier K-H, Reiser M. Accuracy of cartilage volume and tickness measurements with magnetic resonance imaging. Clin Orthop, 352:137–148, 1998.
3. Ateshian GA. A b-spline least-squares surface-fitting method for articular surfaces of diarthrodial joints. J Biomechanical Engineering, 115:366–373, 1993.
4. Burger P, Gillies DF. *Interactive Computer Graphics*. Addison Wesley, 1989.
5. Bronstein I, Semendjajew KA, Grosche G, Ziegler V, Ziegler D. *Teubner Taschenbuch der Mathematik*. BG Teubner, 1996.
6. Hahn M, Vogel M, Pompesius-Kempa M, Delling G. Trabecular bone pattern factor–a new parameter for simple quantification of bone mircoarchitecture. Bone, 13:327–330, 1992.
7. Kwak SD, Colman WW, Ateshian GA, Grelsamer RP, Henry JH, Mow VC. Anatomy of the human patellofemoral joint articular cartilage: surface curvature analysis. J Orthop Res, 15:468–472, 1997.