

Quantifizierung und Visualisierung der Struktur des trabekulären Knochens in Wirbelkörpern

Stefan Wesarg¹, Marius Erdt², Konstantinos Kafchitsas³, M. Fawad Khan⁴

¹Graphisch-Interaktive Systeme (GRIS), TU Darmstadt

²Cognitive Computing & Medical Imaging, Fraunhofer IGD, Darmstadt

³Orthopädische Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Mainz

⁴Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Goethe Universität, Frankfurt/M.

`stefan.wesarg@gris.informatik.tu-darmstadt.de`

Kurzfassung. Dual-Energy CT (DECT) ist seit einigen Jahren im klinischen Einsatz. Wir stellen eine Methode vor, wie mittels DECT die räumliche Verteilung der Knochendichte in Wirbeln bestimmt und für die Diagnose von Osteoporose verwendet werden kann. Des weiteren beschreiben wir einen neuen Ansatz für die Bestimmung der Zusammensetzung des trabekulären Knochens. Unsere Methoden wurden erfolgreich an DECT-Daten von 29 Wirbeln getestet und bedeuten einen Informationsgewinn für den Bereich der Orthopädie.

1 Einleitung

Osteoporose ist eine speziell in älteren Patienten häufig auftretende Erkrankung, die durch eine Abnahme der Knochendichte charakterisiert ist. Damit einher geht ein entsprechendes Risiko für durch Osteoporose verursachte Brüche [1]. Im Gegensatz zu der bisher als Standard-Bildgebungsverfahren geltenden, auf 2D-Projektionen basierenden Dual-Energy-Absorptiometrie (DXA) [2] bietet die Dual-Energy-Computertomographie (DECT) [3] die Möglichkeit der dreidimensionalen Vermessung der Knochendichte und die Beschränkung auf den Bereich des trabekulären Knochens. Dieser ist der sich im Innern von Knochen befindende schwammartige Anteil, der umgeben ist vom kompakten kortikalen Knochen. Die gesonderte Betrachtung des trabekulären Knochens ist notwendig, da es dieser Knochenanteil ist, der von einer Abnahme der Knochendichte im Falle von Osteoporose betroffen ist.

Durch die Verfügbarkeit von CT-Scannern mit jeweils zwei Quellen und Detektoren [4] ist es möglich, in der klinischen Routine DECT-Bilddaten zu akquirieren. Bisher werden diese vor allem zur Generierung von Bildern mit verbessertem Kontrast [5] verwendet, um z.B. die Diagnose von Atherosklerose zu unterstützen [6]. In dieser Arbeit verwenden wir DECT-Bilddaten von Wirbeln und stellen eine Methode vor, wie daraus die trabekuläre Knochendichte bestimmt werden kann.

2 Material und Methoden

2.1 Biophysikalisches Modell

Die hier verwendete Methode zur Berechnung der Knochenmineraldichte der trabekulären Region beruht auf der Arbeit von Nickoloff et al. [7]. Dieses biophysikalische Modell drückt das normierte Gesamtvolumen der trabekulären Region als Summe der Teilvolumina des trabekulären Knochens V_{TB} und des trabekulären Raums – fetthaltiges Gewebe V_F und nicht-adiposes Gewebe V_T – aus

$$V_{TB} + V_F + V_T = 1 \quad (1)$$

Zwischen den Hounsfield-Werten χ_{HU}^{80} und χ_{HU}^{140} in den bei 80 bzw. 140 kV Röhrenspannung aufgenommenen CT-Datensätzen und den Teilvolumina V_{TB} und V_F besteht der folgende (herstellerunabhängige) Zusammenhang

$$\chi_{HU}^{80/140} = (\mu^{80/140} - \gamma^{80/140} g) \cdot V_{TB} + (\beta^{80/140} t - \gamma^{80/140} g) \cdot V_F + \gamma^{80/140} g + \delta + \epsilon \quad (2)$$

Damit liegen drei Gleichungen für drei Unbekannte vor, aus denen die Teilvolumina berechnet werden können. Die Knochenmineraldichte ρ_{BM} ist proportional zu V_{TB} und gegeben durch $\rho_{BM} = \frac{t \cdot V_{TB}}{1 + \lambda}$. Die in den Gleichungen auftretenden Variablen sind (energieabhängige) Konstanten und in [7, 8] nachzulesen.

2.2 Bestimmung der Dichteverteilung

Die Hounsfield-Werte χ_{HU}^{80} und χ_{HU}^{140} in Gleichung (2) sind aus den CT-Bilddaten zu bestimmende, über mehrere Voxel gemittelte Intensitätswerte für die trabekuläre Region. Letztere muss zunächst in den Bilddaten definiert werden, wofür wir einen in [9] und [8] vorgestellten interaktiven Ansatz verwenden. Bei diesem können verschiedene Template-Meshes verwendet und vom Anwender deformiert werden, um die gewünschte Region-of-Interest (ROI) zu beranden. Auf Grund der simultanen Akquisition von 80 kV und 140 kV-Datensatz sind beide bereits registriert, und die ROI braucht nur in einem der beiden definiert werden.

Die innerhalb der ROI befindlichen Voxel sind diejenigen, deren Intensitätswerte für die Berechnung der Teilvolumina berücksichtigt werden. In [8] haben wir eine Methode vorgestellt, wo diese ROI in ein regelmäßiges Gitter unterteilt wird und dann für jedes Gitterelement ein über die darin befindlichen Voxel gemittelter Intensitätswert berechnet wird. Hier stellen wir einen verbesserten Ansatz vor, der ohne die Gitter-Unterteilung auskommt, da diese eine blockige Verteilung und Visualisierung der Knochendichtewerte bedingt.

Zunächst werden beide Datensätze in z -Richtung um einen Faktor 4 hochgesampelt, um annähernd isotropische Voxel zu erhalten. Dann wird für jeden Voxel der ROI ein Gauss-gewichteter Intensitätswert berechnet, der des Voxels direkte 3D-Nachbarschaft im Bereich von je zwei Pixeln in alle drei Raumrichtungen berücksichtigt. Diese Gauss-gewichtete Berechnung erfolgt sowohl für den 80 kV als auch den 140 kV-Datensatz, in dessen Ergebnis für jeden Voxel die beiden Werte χ_{HU}^{80} und χ_{HU}^{140} vorliegen. Entsprechend den oben gegebenen Gleichungen werden dann die Werte für die Teilvolumina und die Knochenmineraldichte berechnet und zusätzlich für alle Voxel der ROI gespeichert.

Tabelle 1. Wertebereiche für das Farbmapping für die drei Wirbeltypen (nach [10]).

	Halswirbel	Brustwirbel	Lendenwirbel
Minimum	160 mg/cm^3	106 mg/cm^3	116 mg/cm^3
Maximum	352 mg/cm^3	282 mg/cm^3	228 mg/cm^3

2.3 Baryzentrischer Raum

Die drei Volumenanteile der trabekulären Region V_{TB} , V_F und V_T haben je Werte im Intervall $(0, \dots, 1)$ und summieren sich zu 1. Damit bilden sie einen baryzentrischen Raum, der durch ein Dreieck repräsentiert werden kann (Abb. 1(a)). Zu jeder Voxelposition der ROI gehört ein 3-Tupel (V_{TB}, V_F, V_T) und damit eine Position innerhalb des Dreiecks. Durch ein Mapping dieser Position auf einen Farbwert lässt sich damit die räumliche Verteilung der Volumenanteile und damit der Knochenzusammensetzung visualisieren.

2.4 Farbmapping

Für die Visualisierung der berechneten Werte werden zwei neue Datensätze – I_{BM} die Knochenmineraldichte und I_{comp} die Knochenzusammensetzung repräsentierend – generiert. In beiden werden die Voxelpositionen außerhalb der ROI auf die Werte des 80 kV-Datensatzes gesetzt. Diese sind unsigned short-Werte im Bereich $(0, \dots, 4095)$. Die Werte für ρ_{BM} (gegeben in g/cm^3 und zwischen 0.1 und 0.3 liegend) werden kodiert als $4096 + 1000 * \rho_{BM}$, die Position im baryzentrischen Raum über einen horizontal verlaufenden ganzzahligen Positionsindex $p \in (0, \dots, 4095)$ (Abb. 1, links) als $4096 + p$.

Dies ermöglicht eine einfache Definition einer Farb-Transferfunktion, bei der den Intensitätswerten im Bereich $(0, \dots, 4095)$ Grauwerte und denen ab 4096 Farbwerte zugeordnet werden. Für letztere verwenden wir für den Datensatz I_{BM} einen Rot/Blau-Farbverlauf für divergierende Daten (Abb. 2, links), bei dem die Min/Max-Werte für das Mapping pro Wirbeltyp unterschiedlich sind (Tab. 1) und durch Messungen an großen Patientenkollektiven [10] gegeben sind. Für den Datensatz I_{comp} kommt ein qualitatives Farbschema zur Anwendung, bei dem den Eckpunkten des baryzentrischen Dreiecks die Farben blau, gelb und braun zugeordnet werden (Abb. 1, rechts).

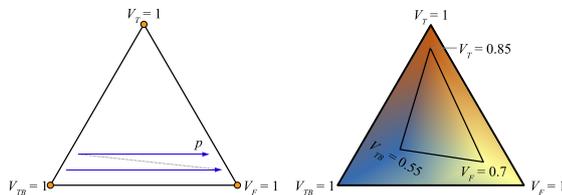


Abb. 1. Jedem Voxel der ROI ist ein 3-Tupel (V_{TB}, V_F, V_T) im baryzentrischen Raum zugeordnet, dem eine Position innerhalb oder am Rand des Dreiecks entspricht (links). Farbzuordnung für die visuelle Repräsentation (rechts).

Auf Grund dessen, dass im Normalfall keine Bereiche der trabekulären Region ausschließlich einen einzigen Volumenanteil enthalten [7], werden diese Farben den Eckpunkten des markierten inneren Dreiecks zugewiesen, um hier maximale Farbunterschiede in der Visualisierung zur Verfügung zu haben.

2.5 Verwendete Bilddaten

Für die Evaluation der beschriebenen Methoden standen uns mit einem Siemens SOMATOM Sensation aufgenommene DECT-Daten mit einer Auflösung von $0.49 \times 0.49 \times 2 \text{ mm}^3$ zur Verfügung. Diese beinhalteten 29 je mit 80 und 140 kV gescannte Wirbel von drei Osteoporosepatienten (71 bis 78 Jahre), die nach deren Ableben herauspräpariert und untersucht wurden.

3 Ergebnisse

Für alle 29 Wirbel wurde mit der oben beschriebenen Methode interaktiv die trabekuläre Region definiert, die in dieser Arbeit den gesamten Wirbelkörper umfasste. Dafür wurde pro Wirbel eine Zeit von ca. 2 bis 4 min benötigt. Die sich daran anschließenden Berechnungen von Knochenmineraldichte und Volumenanteilen dauerte ca. 2 s auf einem PC mit Intel Core i5 mit 2.4 GHz.

Die beiden generierten Datensätze I_{BM} und I_{comp} wurden unter Verwendung der beschriebenen Farb-Transferfunktionen mittels eines interaktiven 3D-Schichtbild-Widgets, das die drei orthogonalen Standard-2D-Ansichten repräsentiert, visualisiert. Dies erwies sich als praktische Methode, um detailliert die Ergebnisse der Knochenanalyse untersuchen zu können.

In Abb. 2 sind die korrespondierenden Ansichten für Knochenmineraldichte und Volumenanteile für einen Brustwirbel dargestellt. Dabei zeigt sich, dass unsere neue Methode der Visualisierung der trabekulären Struktur über den baryzentrischen Raum der Volumenanteile neue, klinisch relevante Informationen

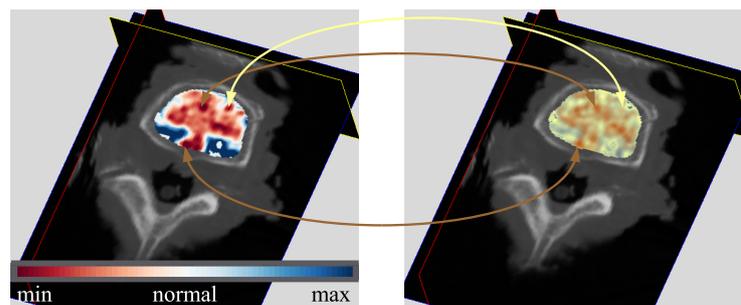


Abb. 2. Schicht-basierte Visualisierung der Knochenmineraldichte und -zusammensetzung. Die vorgestellte Methode ermöglicht eine genauere Analyse z.B. der Bereiche verringerter Dichte (rot). In manchen dieser Regionen ist nicht-adiposes Gewebe vorherrschend (braune Pfeile), in anderen eher Fettgewebe (gelber Pfeil).

liefert. Im gezeigten Beispiel lassen sich rote Bereiche geringer Knochenmineraldichte ausmachen (links). Unsere neue Methode zur Analyse der Knochenzusammensetzung liefert die Zusatzinformation, wie stark diese Bereiche von nicht-adiposem Gewebe oder Fettgewebe dominiert sind (rechts).

4 Diskussion

Der hier präsentierte Ansatz stellt unseres Wissens nach die erste auf aktuellen DECT-Daten basierende Methode zur Bestimmung der Struktur des trabekulären Wirbelknochens dar. Unsere Hauptbeiträge sind die Schaffung einer Methode zur Berechnung und Visualisierung der räumlichen Verteilung der Knochenmineraldichte und die Einführung des baryzentrischen Raums der Volumenanteile für die Analyse der Zusammensetzung des trabekulären Knochens. Speziell letzteres erweitert das Spektrum der verfügbaren Methoden zur Knochenanalyse.

Eine Korrelation der räumlichen Dichteverteilung mit gemessenen Auszugskräften konnte bereits gezeigt werden [8], die klinische Bestätigung für die Korrektheit der Knochenzusammensetzung steht noch aus, ist aber in Planung. Die beabsichtigte Erweiterung der klinischen Evaluation, die derzeit auf Kadaverdaten aufbaut, umfasst darüber hinaus die Untersuchung von Daten von lebenden Patienten. Außerdem soll das auf den trabekulären Knochen beschränkte biophysikalische Modell auf den kortikalen Knochen erweitert werden, um mit einer solchen umfassenden Methode osteoporosebedingte Brüche vermeiden zu helfen.

Literaturverzeichnis

1. World-Health-Organization. WHO Scientific Group on the Assessment of Osteoporosis at Primary Health Care Level; 2007.
2. Blake GM, Fogelman I. The clinical role of dual energy x-ray absorptiometry. *Eur J Radiol.* 2009;71(3):406–14.
3. Johnson TRC, Krauß B, Sedlmair M, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol.* 2007;17(6):1510–17.
4. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol.* 2006;16(2):256–68.
5. Eusemann C, Holmes III DR, Schmidt B, et al. Dual energy CT: How to best blend both energies in one fused image? *Proc SPIE.* 2008;6918:691–803.
6. Saur SC, Regazzoni L, Eugster S, et al. Contrast enhancement with dual energy CT for the assessment of atherosclerosis. In: *Proc BVM*; 2009. p. 61–5.
7. Nickoloff EL, Feldman F, Atherton JV. Bone mineral assessment: new dual-energy CT approach. *Radiology.* 1988;168(1):223–8.
8. Wesarg S, Erdt M, Kafchitsas K, et al. CAD of osteoporosis in vertebrae using dual-energy CT. *Proc IEEE Int Symp Comput-Based Med Sys.* 2010; p. 358–63.
9. Erdt M, Kirschner M, Wesarg S. Simultaneous segmentation and correspondence establishment for statistical shape models. *Lect Notes Computer Sci.* 2009;5903:25–35.
10. Yoganandan N, Pintar FA, Stemper BD, et al. Trabecular bone density of male human cervical and lumbar vertebrae. *Bone.* 2006;39(2):336–44.