

Ein 3D-pQCT System für die Erfassung der Mikroarchitektur von Knochen

Doctoral Thesis

Author(s):

Kaissl, Wolfgang

Publication date:

1996

Permanent link:

<https://doi.org/10.3929/ethz-a-001755378>

Rights / license:

[In Copyright - Non-Commercial Use Permitted](#)

Diss. ETH ex. B

Diss. ETH Nr. 11815

**EIN 3D-pQCT SYSTEM FÜR DIE
ERFASSUNG DER
MIKROARCHITEKTUR VON
KNOCHEN**

Abhandlung
zur Erlangung des Titels
DOKTOR DER NATURWISSENSCHAFTEN
der
EIDGENÖSSISCHEN TECHNISCHEN HOCHSCHULE
ZÜRICH

vorgelegt von
WOLFGANG KAISSL
dipl. Phys. ETH
geboren am 1. August 1962
von Schlieren (ZH)



Angenommen auf Antrag von:
Prof. Dr. P. Niederer, Referent
Prof. Dr. P. Rüeegg, Korreferent

Wil (ZH), den 25. Oktober 1996

Zusammenfassung

Um mit Hilfe der peripheren quantitativen Computer-Tomographie (pQCT) Fortschritte auf dem Gebiet der Knochenanalyse und dort insbesondere im Bereich der nicht invasiven Knochenbiopsie sowie der Bestimmung der Knochenstruktur und Knochenarchitektur zu machen, ist es notwendig, mit 3D Datensätzen zu arbeiten, deren räumliche Auflösung im Bereich der relevanten Dimensionen der Knochenstruktur liegen. Auch ist es von Vorteil, wenn das ganze Volumen gleichzeitig erfasst wird, damit der 3D Zusammenhang der Strukturen gewährleistet ist.

Unter diesen Gesichtspunkten und unter der Berücksichtigung, dass für den Patienten eine kleinstmögliche Strahlenbelastung erreicht werden soll, entwickelten und bauten wir einen Kleincomputertomographen, der für die Erforschung von Knochenkrankheiten, insbesondere der Osteoporose, dienen soll.

Das Messvolumen wird mit einem Stapel paralleler gleichzeitig gemessener Schichten überdeckt. Dazu wird eine Röntgenröhre als Photonenquelle benutzt, deren Fokallinie senkrecht zur Schichtebene steht. Die speziell für uns angefertigte Röntgenröhre hat einen Fokus von $0.1 \times 12 \text{ mm}$.

Da nur die in Schichtrichtung ausgestrahlten Photonen für die Bildgebung verwendbar sind, muss ein Kollimatorensystem eingesetzt werden. Dieses besteht aus einem Quellen- und einem Detektorkollimator. Der wichtigere Teil des Kollimatorensystems ist dabei der Quellenkollimator. Er ist nicht nur für die tiefe Strahlenbelastung, sondern auch für die Auflösung und die parallele Strahlführung verantwortlich. Der Detektorkollimator ist vorwiegend verantwortlich für die Auflösung in der Schichtrichtung und hilft mit, das Übersprechen der Schichten zu minimieren.

Als Detektor wurde ein 2D Array von CdTe Halbleitern eingesetzt. Die einzelnen Detektoren arbeiten im Pulsmode, es wird also jedes Röntgenquant gezählt. Die Detektorelektronik erreicht ein Rauschen von weniger als 6 keV bei Zimmertemperatur und weist eine Analogpulsbreite von 200 ns FWHM auf. Sie ist fähig über 10^6 Pulse pro Sekunde zu detektieren.

Als Hostcomputer dient eine Alpha Workstation mit SCSI-2 Interface. Dieses System kontrolliert die Datenaufnahme und führt die Rekonstruktion für den ganzen 3D Datensatz durch. Über die SCSI Schnittstelle werden alle Kommandos und bis 10

MByte Daten pro Sekunde von und zur Datenaufnahmeelektronik auf dem Scanner übertragen.

Die Strahlenbelastung wurde mit Monte-Carlo Verfahren berechnet und mit TLD Dosimetern verifiziert. Sie erreicht im hochauflösenden Messmodus (nominelle Auflösung $170\ \mu\text{m}$ in allen drei Raumdimensionen) ein Maximum von 5mSv .

Das System kann in zwei Messmodi eingesetzt werden. Um die Mikroarchitektur des Knochens untersuchen zu können, werden die Schnitte ineinandergestapelt, sodass der Schichtabstand auf $170\ \mu\text{m}$ reduziert werden kann. Um grössere Bereiche, z.B. das ganze Handgelenk, zu messen werden mehrere Schichtstapel aneinander gelegt, hier beträgt der Schichtabstand 1mm .

Abstract

For further progress in bone analysis with peripheral quantitative computing tomographie (pQCT), especially in the subjects of non invasive bone biopsy and determination of the bone architecture, it is necessary to measure real 3D data sets of a bone section. The spatial resolution of this data sets should be comparable with the relevant dimensions of the bone structure. The simultaneous acquisition of the volume will be a big advantage to guarantee the 3D coherence of the structure.

Therefore and under consideration of a minimal radiation exposure for patients we developed and constructed a small computing tomograph. This system is applied to investigate the bone disease, especially osteoporosis. The measured volume is covered with a stack of parallel and simultaneously measured slices. For this measurements we use an X-ray source with a line focus perpendicular to the plane of the slices. This special construction of an X-ray tube contains a line focus with the dimensions of $0.1 \times 12 \text{ mm}$.

Only the emitted photons in the direction of the slice plane should create signals to the information in the images. To avoid participation of all other photons we installed a collimator system. It consists of a source and detector collimator. The most important part of the collimating system is the source collimator. It is not only responsible for a small radiation exposure but also for the resolution and the parallel radiation. The detector collimator takes care of the resolution in the slice plane itself and helps to suppress the cross talk between the slices.

We are using a 2D array of CdTe semiconductors as photon detector. The single detector works in pulse mode. This means every single X-ray photon will be counted. The noise of the analog detector electronic is less than 6 keV at room temperature and the analog pulse width is about 200 ns FWHM. This single detector system is able to detect more than 10^6 pulses per second.

The host computer is an alpha workstation with an SCSI-2 interface. This computer controls the data acquisition and is reconstructing the whole 3D data set. All commands to control the acquisition and up to 10 MByte data per second will be sent to and received from the data acquisition electric on the scanner.

We have verified the radiation exposure with Monte Carlo calculation and with TLD measurements. The radiation exposure achieves a maximum 5 mSv in the high

resolution modus (nominal resolution $170\mu\text{m}$ in all dimensions).

The system can be applied to two different measurement modes. To improve the investigation of the micro architecture of bones we are measuring the volume with interleaved stacks of slices. With this measurement technic we reduce the slice to slice distance to $170\mu\text{m}$. To measure bigger volumes, for example the wrist, the slice stacks are put together sequentally. In this case the slice to slice distance amount to 1mm .