

## RAUMFREQUENZSPEKTREN DER KNOCHENSTRUKTUR ZUR OSTEOPOROSEERKENNUNG

Gerd Nowack und Matthias Ortman

**Kurzfassung.** Röntgenaufnahmen können theoretisch eine unglaubliche Fülle von Informationen enthalten: Die Größe des Standard-Filmformats beträgt 14 inch, was einer Fläche von  $126451 \text{ mm}^2$  entspricht. Bei einer Auflösung von etwa 50 Linien/mm ergibt sich eine effektive Pixelfläche von  $10 \times 10 \mu\text{m}$ . Bei einer sinnvollen Grauwertstufung von etwa 1%, also 8 Bit, ergeben sich etwa 1.26 Gbyte Daten. Nur einem Arzt mit geschultem Blick ist es möglich, die diagnostisch relevanten Informationen daraus zu erkennen. Mit dem realisierten System wird das Röntgenbild zunächst abgescannt und mit  $500 \times 500$  Bildpunkten (also 250 kByte) dargestellt. Über die Rechnerführung wird eine Strecke positioniert, deren Bilddaten zur Strukturanalyse (z.B. Knochendichtestruktur bei Osteoporose) verwendet werden sollen. Die verfügbaren  $2 \times 2592$  effektiven Pixel der Sensoren ergeben 5.2 kByte Daten, die für eine FFT genutzt werden können. Die hohe Datenreduktion trotz der hohen Auflösung der Daten im interessierenden Streckenelement ist der Sinn des Aufnahmesystems.

### 1. Einleitung: Qualitative und quantitative Bildauswertung

Die Verbesserung der qualitativen Interpretation durch computergestützte Tomographie-Verfahren (CT) ist die spektakuläre Seite der modernen Röntgentechnik. 3-dimensional wirkende "Innenansichten" durch eine berührungslöse Meßwerterfassung sind möglich. Es wurden Aufnahmen der Universität Innsbruck vom Kopf der kürzlich gefundenen Gletscherleiche "Iceman" gezeigt.

Die quantitative Aufnahmetechnik ist aber entscheidend bei der Therapie. Die Medikamentendosierung sollte vom therapeutischen Erfolg der Behandlung bestimmt sein. Im Falle der Osteoporose müßte die Änderung

---

Manuscript eingegangen am June 21, 1998.

Dr.-Ing. G. Nowack und Ing. M. Ortman sind am Lehrstuhl für Datenverarbeitung, Ruhr-Universität Bochum, D-44780 Bochum, BRD, E-mail: [nowack@etdv.ruhr-uni-bochum.de](mailto:nowack@etdv.ruhr-uni-bochum.de), E-mail: [ortman@etdv.ruhr-uni-bochum.de](mailto:ortman@etdv.ruhr-uni-bochum.de).

eines langfristigen Trends erkannt werden. Dazu ist es erforderlich, mit sehr hoher quantitativer Genauigkeit zu arbeiten. Es wäre am besten, die Röntgenstrahlung selbst (also ohne Film) zu messen.

- (1) Ein weit verbreitetes System arbeitet mit einem Röntgenbildverstärker (RBV), der gleichzeitig das Bildformat im Verhältnis 1 : 20 verkleinert. Selbst bei einer idealen optischen Abbildung des verstärkten RBV-Ausgangsbildes auf den ca. 5 mm großen Bildfelddurchmesser eines CCD-Chips, tritt ein Auflösungsverlust um den Faktor 20 auf.
- (2) Eine weitere Alternative ist der Aufbau von Ionisationskammerzeilen. Ein bereits am Institut realisiertes Gerät hat z.B. 31 Elemente auf einer Länge von 270 mm. Da es aus technologischen Gründen nicht möglich ist, die Elementgröße wesentlich zu verkleinern und die Elementzahl wesentlich zu vergrößern, kann diese Zeilenionisationskammer nicht für Osteoporose (Feinstrukturanalysen) verwendet werden.
- (3) Festkörpersensoren (z.B. CCD-Zeilen) können nicht direkt eingesetzt werden, weil sie in der notwendigen geometrischen Ausdehnung unbezahlbar wären. Außerdem wäre der Scannerbetrieb einer einzigen Zeile aus Gründen der Strahlenbelastung für den Menschen nicht vertretbar.

In dem hier vorgestellten, realisierten System werden Röntgenfilme als Informationsträger verwendet, deren Entwicklungsprozeß über einen längeren Zeitraum nicht besser als 1–5% wiederholgenau ist. Die mittlere Schwärzung geht nach der Fouriertransformation zwar in den DC-Amplitudenwert ein, die gesuchte Information steckt aber in der Raumfrequenzverteilung, so daß die Amplituden (z.B. auf ihren Maximalwert) normiert dargestellt werden können. In dieser Anwendung spielt also die Unsicherheit der chemischen Filmverarbeitung nur eine untergeordnete Rolle.

## 2. Das hochauflösende Röntgenaufnahmesystem

Das Prinzip der Röntgenbildaufnahme ist allgemein bekannt. Allerdings müssen zur Darstellung der Knochendichtefineinstruktur besondere Vorkehrungen getroffen werden.

- (1) Vor allem muß der Brennfleck auf der Wolframanode der Röhre sehr klein sein, um die Unschärfe durch Halbschatten möglichst zu vermeiden.
- (2) Durch Vorfilterung der Röntgenstrahlen wird die Strahlung "verhärtert" denn niederenergetische Quanten würden nur zu einer unnötigen Strahlenbelastung der Weichteile führen. Üblich ist ein Schwerpunkt der Quantenenergie bei 100 keV.

- (3) Im 100 *keV*-Bereich ist die Absorption der Strahlung im Knochen etwa gleich wahrscheinlich wie das Auftreten der Compton-Streuung. Die gestreuten Photonen tragen nicht unerheblich zur Bildunschärfe bei. Deshalb wird vor der Filmkassette eine Rasterblende eingesetzt, bei der in einem quadratischen Muster Aluminiumfolien parallel zur Hauptstrahlrichtung aufgestellt sind, so daß die gestreute Strahlung absorbiert wird, bevor sie den Film belichten kann.
- (4) Zur Verstärkung der Filmschwärzung befindet sich in der Filmkassette eine Verstärkerfolie, die möglichst effektiv die hochenergetische Röntgenstrahlung in niederenergetisches Scintillationslicht umwandelt, für die die AgBr-Photoschicht eine wesentlich höhere Empfindlichkeit besitzt. Dabei tritt wiederum zusätzliche Streuung auf.
- (5) Der Röntgenfilm ist zur besseren Quantenausbeute beidseitig beschichtet. Allerdings zeigt AgBr sehr starke Comptonstreuung, so daß das zweite (hintere) Bild Unschärfen besitzt, die mit einer sehr dünnen Film-Trägerfolie reduziert werden können. Es ist hervorzuheben, daß Unschärfen besonders die Amplitude hochfrequenter Raumstrukturen reduzieren, so daß sie möglichst vermieden werden sollten.

### 3. Die Diagnostik: Der Arzt wählt den Bildausschnitt

Es ist nicht leicht zu entscheiden, an welchem Knochen sich am ehesten Osteoporose diagnostizieren läßt. Wegen des geringen Weichteilanteils wären Fingerknochen am besten geeignet. Eine solche Möglichkeit war in der medizinischen Forschung bereits vor 20 Jahren bekannt und hätte sich bestens für eine prophylaktische Untersuchung geeignet.

Heute diagnostiziert man Osteoporose vorwiegend an der Beschwerdestelle. Das ist oft ein befallener Wirbel, der in der Regel schon bei geringsten Veränderungen zu Rückenschmerzen führt. Röntgenaufnahmen sind hier gut möglich, da sich ein Wirbel gut abbilden läßt, allerdings tritt eine beachtliche Strahlenbelastung der Weichteile und wichtiger Organe auf. Außerdem erhöhen diese Gewebeteile den störenden Streustrahlungsanteil. Die chemische Zusammensetzung wichtiger Gewebeteile (mit Anteilen > 10%) zeigt folgende Tabelle [2]:

Tabelle 1: Die chemische Zusammensetzung wichtiger Gewebeteile

Knochen		27.8 % C	41.0 % O	14.7 % Ca
Muskel	10.2 % H	12.2 % C	72.9 % O	
Fett	12.0 % H	72.9 % C	15.1 % O	

Für den Absorptionskoeffizienten des Knochens ist also der hohe Ca-Anteil verantwortlich. Ca hat eine hohe Atomnummer von 20 und besitzt einen Absorptionskoeffizienten von  $\mu = 0.393/cm$  bei  $100\text{ keV}$  [3]. Die anderen Gewebeschichten verursachen durchaus eine nennenswerte Strahlenabsorption, die jedoch nicht oder nur im langwelligen Bereich strukturiert ist.

#### 4. Die Sensorik: Die Datenaufnahme und –verarbeitung

Die Hardware des Bildaufnahmesystems soll nun näher erläutert werden. Eine prinzipielle Übersicht aller im System verwendeter Bausteine ist in Bild 1 zu sehen.

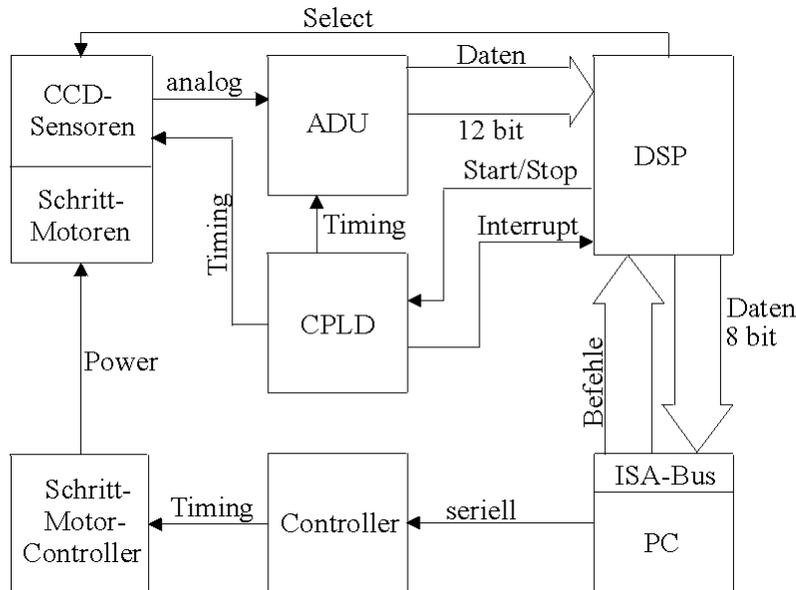


Bild 1. Systemübersicht

##### 4.1 Der Strahlengang des Lichtes

Wie aus Bild 2 zu sehen ist, wird das auf einem senkrecht stehenden Leuchtkasten befindliche Röntgenbild durch den Spiegel eines Overheadprojektors, der dadurch, daß sich die reflektierende Schicht auf der Oberfläche des Spiegels befindet, Phantombilder vermeidet, umgelenkt.

Das Mittelformatobjektiv ( $80\text{ mm}$  Brennweite, Filmformat  $55 \times 55\text{ mm}$ ) bildet das Röntgenbild auf den beiden in der Bildebene befindlichen CCD-Zeilensensoren scharf ab.

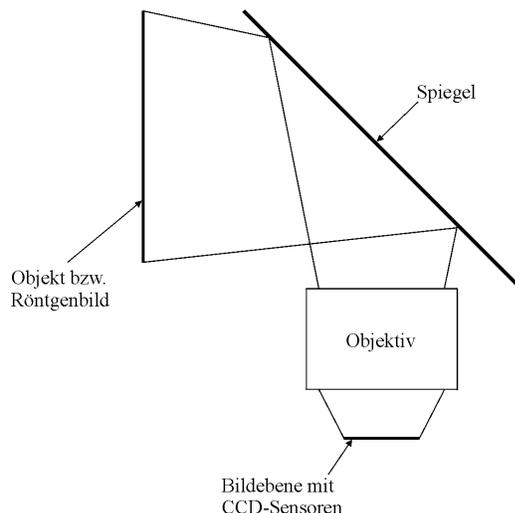


Bild 2. Der Strahlengang des Lichtes

## 4.2 Die CCD-Sensoren

Zur Bildaufnahme werden zwei versetzt angeordnete CCD-Zeilensensoren des Typs ILX505A verwendet. Hierbei handelt es sich um Sensoren mit 2592 effektiven Pixeln (Pixelgröße ca.  $11\mu\text{m} \times 11\mu\text{m}$ ) auf einer Länge von ca. 3 cm. Sie besitzen den Vorteil, daß sie relativ preisgünstig sind, und die Pixel bei der FFT exakt auf einer diagnostisch gewählten Linie liegen. Diese Vorteile werden jedoch durch einen größeren Aufwand in der Mechanik erkauft, da die Sensoren in  $x$ - und in  $y$ -Richtung verschoben und zusätzlich noch gedreht werden müssen. Die Prinzipschaltung des zu verfahrenen Sensorteils ist in Bild 3 zu sehen.

Die Sensoren werden durch zwei digitale Taktsignale angesteuert. Das erste dient zur Übernahme der Ladungen aus den Belichtungszellen des Sensors in das analoge Schieberegister. Das zweite dient zur Austaktung des analogen Schieberegisters. Beide Signale werden durch Buffer gepuffert, die zur Signalregeneration dienen. Die analogen Ausgangssignale der Sensoren werden jeweils einem analogen Buffer (AD817) zugeführt, der als Leitungstreiber von der CCD-Sensorplatte zur analogen Vorverarbeitung dient.

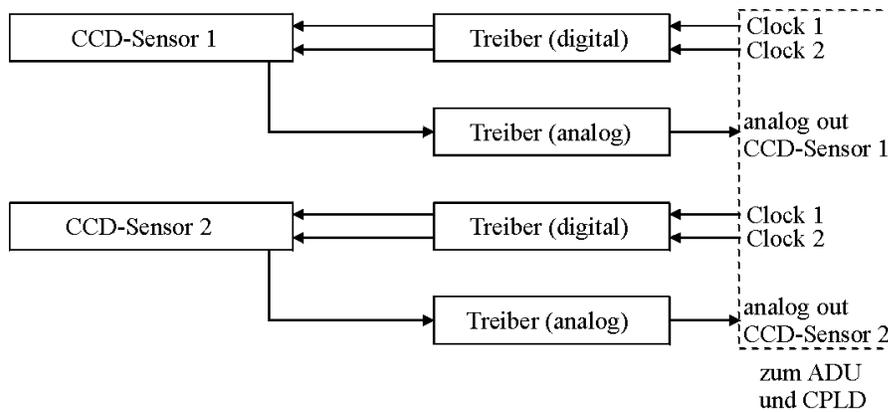


Bild 3. Die CCD-Sensoren

#### 4.3 Der ADU und das CPLD

Die analogen Signale der CCD-Sensoren werden auf der ADU-Platine, deren prinzipieller Aufbau in Bild 4 zu sehen ist, je einem Instrumentenverstärker (AD830) zugeführt. Dieser subtrahiert ca. 3.6 V von dem CCD-Signal, invertiert und verstärkt es, so daß es symmetrisch um Null liegt. Durch das nachfolgende Relais, das vom DSP angesteuert wird, besteht die Möglichkeit, eines der beiden CCD-Sensorsignale zum ADU (Max120, 12Bit, 500ksps) durchzuschalten. Dieser schreibt die gewandelten Werte automatisch in Register, in denen sie für den DSP quasi statisch zur Verfügung stehen. Das Timing der Sensoren und des ADUs übernimmt ein CPLD (ispLSI1016). Dieser Baustein liefert zusätzlich ein Signal, das das Vorhandensein des nächsten Pixels anzeigt, und ein Signal, das das Ende einer Zeile anzeigt. Das CPLD kann durch den DSP angehalten werden, wodurch eine Verlängerung der Belichtungszeit der CCD-Sensoren ermöglicht wird.

#### 4.4 Der digitale Signalprozessor (DSP)

Die vom ADU gelieferten Werte werden nun interruptgesteuert vom DSP (TMS320C50), dessen Prinzipschaltung in Bild 5 zu sehen ist, eingelesen.

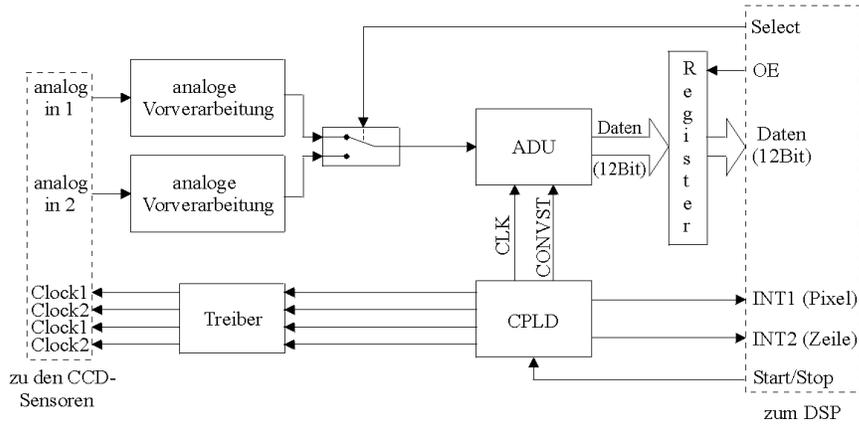


Bild 4. Der ADU und das CPLD

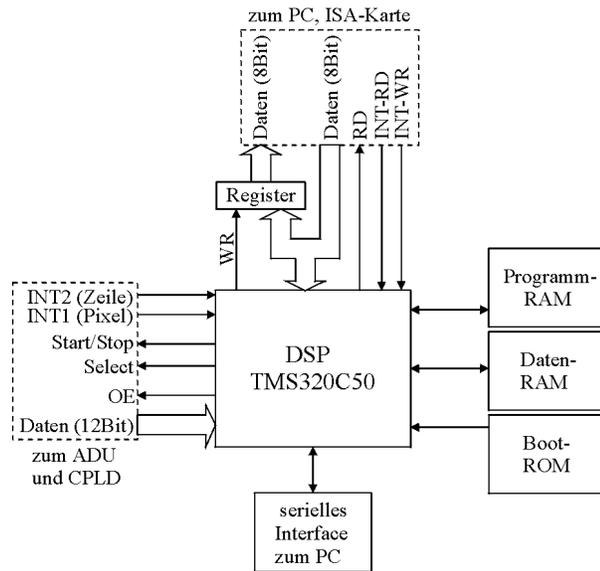


Bild 5. Der DSP

Der DSP ist in Assembler programmiert. Er ist in seiner Grundschiung mit schnellen  $32k$ -Daten-,  $32k$ -Programm-RAM (jeweils zwei CY7C199) und einem langsamen, externen Boot-ROM (27C256) aufgebaut. Er liest eine komplette Zeile eines CCD-Sensors in sein Daten-RAM. Aus diesem überträgt er die Werte interruptgesteuert über ein "einzelliges acht Bit brei-

tes Dual-ported-RAM" zur ISA-Karte, wenn der PC die Daten anfordert. Zusätzlich berechnet der DSP die FFT [1]. Es stehen Algorithmen für eine 1024ger und eine 2048ger FFT zur Verfügung.

Das Programm des DSPs befindet sich in dem externen Boot-ROM. Bei dem Start des DSPs wird es durch das Bootloaderprogramm, das sich werkseitig in dem internen ROM des DSPs befindet, in das Programm-RAM des DSPs geladen und ausgeführt. Bei dem geladenen Programm kann es sich je nach Inhalt des ROMs entweder um das Anwenderprogramm oder um das Terminalprogramm von Texas-Instruments handeln, das ein Debuggen des Programms im DSP vom PC aus über das serielle Interface erlaubt.

#### 4.5 Die ISA-Karte und der PC

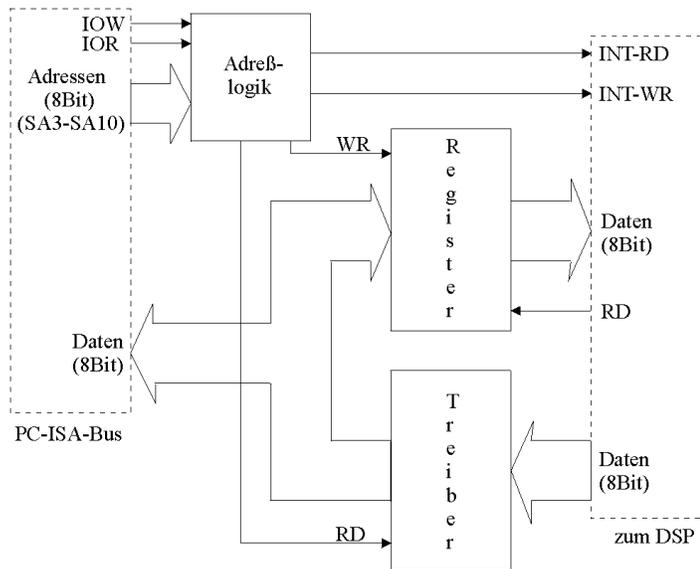


Bild 6. Die ISA-Karte

Die ISA-Karte, deren prinzipielle Schaltung in Bild 6 zu sehen ist, generiert bei jedem Schreibzugriff des PCs (IOW) einen Schreibinterrupt (INT-WR). Der DSP reagiert darauf entsprechend seiner Interruptbehandlungsroutine. Liest der PC über die ISA-Karte einen Wert ein, so wird ein Leseinterrupt (INT-RD) generiert. Der DSP liefert daraufhin ein neues Datum, das der PC allerdings aus Timinggründen erst bei seinem nächsten Lesezugriff einliest. Es ist also vor jeder Übertragung einer Sensorzeile ein Dum-

mylesezyklus nötig. Die Bild- und FFT-Daten werden jeweils als Bitmap in einem unter Windows laufenden Terminalprogramm auf dem PC visualisiert.

#### 4.6 Der Controller und die Schrittmotoren

Der Controller (80C552) ist, wie aus Bild 7 zu sehen ist, mit einem Programm-ROM und einem Daten-RAM ausgerüstet. Er erhält Befehle, die sich auf die Ansteuerung der drei Schrittmotoren beziehen, über die serielle Schnittstelle mit einer Übertragungsrate von 19.2 kBaud und setzt sie in Ansteuersignale für die Schrittmotoren um, d.h. er selektiert die auszuführende Schrittzahl und berechnet daraus die Bereiche der zu durchlaufenden Tabellenwerte der Beschleunigungen.

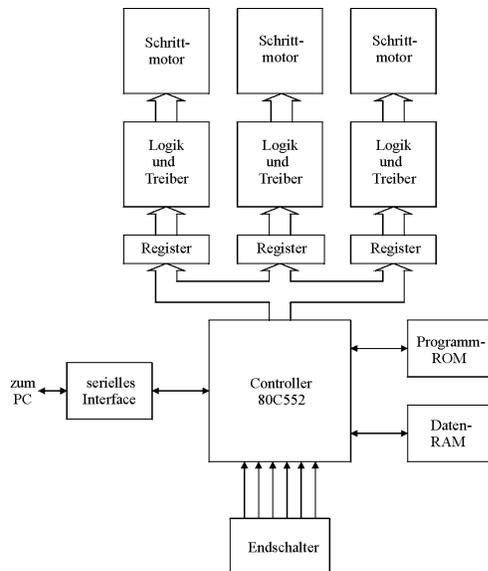


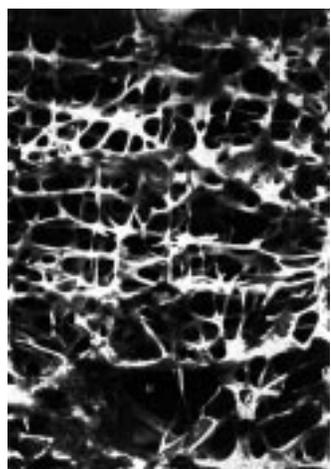
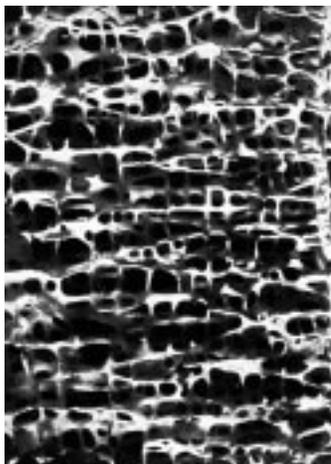
Bild 7. Der Controller und die Schrittmotoren.

Die Befehle für die Schrittmotoren schreibt der Controller in Register und stellt somit die quasi statischen Ansteuersignale für die Schrittmotorlogik (L297) zur Verfügung. Die Schrittmotorlogik generiert daraus die Ansteuersignale der Leistungstreiber (L298), an die die Schrittmotoren angeschlossen sind.

In einem Stand-Alone-System ohne PC würde man dem Controller die Hauptaufgaben zuordnen, inklusive der Ansteuerung einer geeigneten Anzeigeeinheit (und nicht nur die Steuerung der 3 Schrittmotoren).

## 5. Die Aussagekraft der Daten: Vorverarbeitung zur Erzielung bestmöglicher FFT-Spektren

Das vorgestellte System soll der Diagnose von Osteoporose dienen. Im nachfolgenden Bild ist auf der linken Seite ein nicht osteoporotischer Knochen zu sehen. Er weist in vertikaler aber auch in horizontaler Richtung eine relativ regelmäßige Struktur auf. Auf der rechten Seite des Bildes ist hingegen ein Bild eines osteoporotischen Knochens zu finden. Hier kann in keiner Richtung eine vorherrschende Struktur gefunden werden.



*Bild 8. Die Struktur eines nicht- (oben) und eines osteoporotischen (unten) Knochens [4].*

Die FFT-Spektren gut sichtbarer, räumlicher Strukturen enttäuschen den Betrachter zunächst, da er deutlich sichtbare Spektrallinien erwartet. Dies ist aber nur bei streng regelmäßigen Anordnungen der Fall. Im realen Fall, der in Bild 9 zu sehen ist, sinkt die Amplitude einzelner Spektrallinien stark ab und verbreitert sich, so daß ein nahezu kontinuierliches Spektrum entsteht.

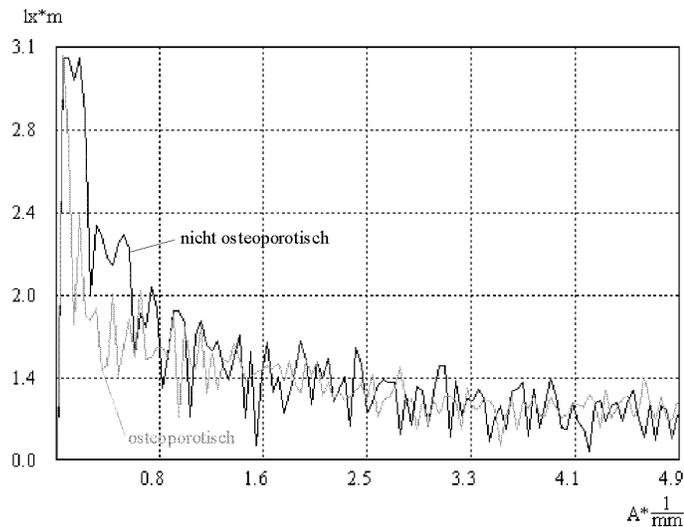


Bild 9. FFT-Spektren eines nicht- und eines osteoporotischen Knochens (jeweils 2048 Abtastwerte).

Dieser Umstand beeinflusst keinesfalls die Aussagekraft der Daten: Je größer die Anteile bei höheren Frequenzen oder bei einer bestimmten Frequenz sind, um so weiter strukturiert ist die Bildvorlage, d.h. im Falle der Osteoporose: Um so gesünder ist der Knochen. Die Klassifizierung in "gesund" bzw. "erkrankt" bleibt natürlich dem Arzt vorbehalten, der nach häufiger Anwendung des Gerätes die Daten auch statistischen Mittelwerten gegenüberstellen kann. Eine für den Ingenieur wichtigere Frage ist die Gültigkeit der FFT-Daten. Vor allem sind zwei Fehlerquellen untersucht worden:

- (a) Die eventuelle Nichterfüllung des Abtasttheorems, nach dem die Abtastfrequenz mindestens doppelt so hoch wie die maximale Signalfrequenz sein muß. Die biologischen Raumfrequenzen der Knochenstruktur werden durch die optische Abbildung zu höheren Frequenzen hin transformiert: Verkleinert man das Abbild des Röntgenbildes durch Vergrößerung des

Abstandes zur Bildebene zu stark, treten "Aliased Frequencies" auf, die sich durch Vergrößerung des Abbildungsmaßstabs (Makrobereich des Objektivs) auf jeden Fall vermeiden lassen.

- (b) Die Linienverbreiterung durch den Leck-Effekt (Leakage). Dieser Effekt beruht auf der "Fensterung", also der räumlichen Begrenzung der Abtastung auf die physikalische Begrenzung der Sensoren. Vor allem die Spektrallinien niedriger Raumfrequenzen verbreitern sich deutlich sichtbar. Abhilfe ist möglich durch Verwendung eines Hanning-Fensters oder ähnlicher Fensterfunktionen (anstelle des "Rechteckfensters"), wodurch die Abtastwerte zusätzlich gewichtet werden: In der Mitte stark und an den Rändern schwach. Die alternativen Fensterfunktionen beeinflussen natürlich alle Spektralampplituden, so daß die Art der Fensterung mit zu den dokumentierten Daten gehören muß.

### Danksagungen

Herrn Prof. Dr.-Ing. Wolfgang Weber danken wir für sein förderndes Engagement. Wir teilen mit ihm die Hoffnung, daß durch diesen Beitrag wieder ein frischer Wind bei der hochauflösenden, quantitativen Röntgenbildanalyse angefacht wird. In der Zukunft werden wir mit Herrn Dr. med. Michael Jergas (St. Josef Hospital, 44791 Bochum) zusammenarbeiten, um die Aussagekraft der Ergebnisse in einer Feldstudie nachzuweisen. Hier sollen die Daten von kranken Personen mit denen einer Kontrollgruppe verglichen werden.

### L I T E R A T U R

1. E. ORAN BRIGHAM: *FFT- The Fast Fourier Transform*. Prentice-Hall Inc. 1974.
2. ICRU: *Report 10*. National Bureau of Standards, Washington, 1962.
3. REPORT: *LA-2237 des Los Alamos Sci.Lab.*. Storm, Gilbert, Israel.
4. H. HAMPERL: *Lehrbuch der Allgemeinen Pathologie und der pathologischen Anatomie*. S. 686, 28. Auflage, Springer Verlag, 1968.