

# Optischer CT-Demonstrator für das Lehlabor Medizinische Bildgebung

Ulrich Heinen, Stefan Kray

Fakultät für Technik, Hochschule Pforzheim, Tiefenbronner Str. 65, 75175 Pforzheim

<mailto:ulrich.heinen@hs-pforzheim.de>

Ein Demonstrationsversuch zur Computertomographie unter Einsatz von Licht anstelle von Röntgenstrahlung ermöglicht auf einfache und gefahrlose Weise die Vermittlung der physikalischen und technischen Grundlagen dieses bildgebenden Verfahrens. Zwei Ansätze zur Realisation eines solchen Gerätes werden vorgestellt und erste Ergebnisse berichtet.

## 1 Einführung

Die Computertomographie (CT) ist eines der wichtigsten Verfahren zur Schicht- und Volumenbildung in der diagnostischen Praxis und wird daher im Rahmen eines Studiums der Medizintechnik auch ausführlich behandelt. Dabei bereiten sowohl die apparativen und konstruktiven Aspekte der Systeme wie auch die mathematischen Grundlagen der Bildrekonstruktion und der Bildeigenschaften Verständnisschwierigkeiten. Geeignete Laborexperimente können die Zusammenhänge besser veranschaulichen und einen intuitiveren Zugang zur Computertomographie vermitteln.

Leider eignet sich die Computertomographie nicht unmittelbar für den Lehreinsatz, da die Geräte durch den Einsatz von ionisierender Röntgenstrahlung und von Hochspannung bis 150kV besondere Gefahrenquellen darstellen und daher nur als Blackbox betreibbar sind. Nicht zuletzt stehen hohe Gerätekosten einem reinen Lehreinsatz im Wege.

Indem man die Röntgenstrahlung durch Licht ersetzt und auf semitransparente Probenkörper (Phantome) ausweicht, lassen sich viele wesentliche Aspekte des Bildgebungsverfahrens auf preiswerte Weise in einem studentischen Lehlabor realisieren.

An der Hochschule Pforzheim wurden daher zwei Prototypen für einen Laborversuch erstellt, deren Integration zu einem einsatzfähigen Versuchsaufbau aktuell in Arbeit ist.

## 2 Grundlagen

Bei der Computertomographie in ihrer ursprünglichen Ausprägung wird eine dünne Schicht des Patienten mit einem fächerförmigen Röntgenstrahl durchstrahlt und die durch den Patientenkörper abgeschwächte Strahlung durch einen der Röntgenröhre gegenüberliegenden Zeilendetektor aufgezeichnet. Indem die Anordnung aus Röntgenquelle und Detektor über einen Winkelbereich von 180° um den Patienten herumgeschwenkt wird, wird eine Folge von Schichtprojektionen erzeugt, aus denen durch unterschiedliche Rekonstruktionsverfahren

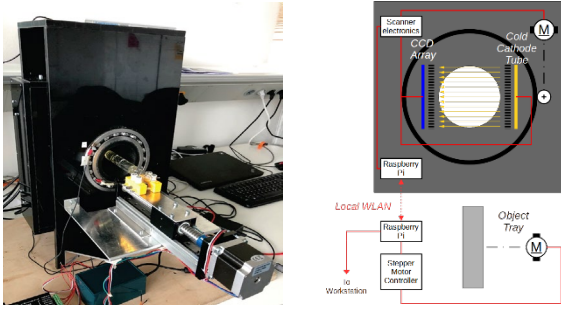
ein hochaufgelöstes und kontrastreiches Schnittbild des Patienten berechnet werden kann. Die Schwächung der Röntgenstrahlung auf dem Weg durch den Patientenkörper kommt dabei durch Photoabsorption, Comptonstreuung und Rayleighstreuung zustande. Die Streustrahlung verringert dabei den Bildkontrast und kann ggf. durch Kollimatoren vor den Detektoren reduziert werden. Als klassisches Rekonstruktionsverfahren wird die gefilterte Rückprojektion (*filtered backprojection*) eingesetzt, die sich konzeptionell aus der inversen Radontransformation ergibt und in ihrer Standardform auf einer Parallelprojektion beruht. Moderne Geräte setzen Mehrzeilendetektoren oder Flachdetektoren ein, um eine parallele Mehrschicht- oder Volumenaufnahme zu ermöglichen.

Für einen optischen Computertomographen wird die Röntgenröhre durch eine Leuchtdiode und der Detektor durch ein lineares oder zweidimensionales CCD-Array ersetzt. Sofern die Detektorgröße nicht ausreicht, kann der zusätzliche Einsatz einer Linsenoptik erforderlich sein. Als Phantome eignen sich kleine Fruchtgummis oder in Kunstharz vergossene halbtransparente Probenkörper.

## 3 Material und Methoden

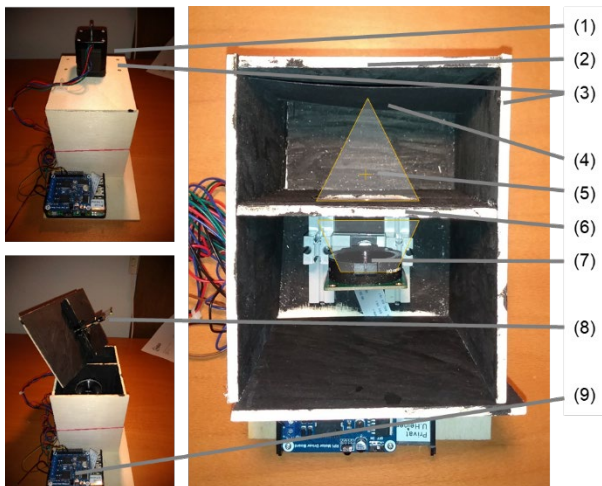
Für einen ersten Versuchsaufbau wurde ein DIN A4-Dokumentenscanner (Epson Perfection 2400 USB) zerlegt und Kaltkathodenröhre sowie CCD-Array wurden auf beiden Seiten einer röhrenförmigen Öffnung montiert, die mit Hilfe des ursprünglichen Vorschubmotors um den Probenkörper rotiert werden kann (Abb. 1) [1]. Dieser Aufbau hat den Vorteil, dass die Erfassung der Projektionen mit jedem handelsüblichen Grafikprogramm erfolgen kann, das zur Steuerung eines Scanners in der Lage ist, wobei anschließend noch die Schatten des Streustrahlenrasters ausgefiltert werden müssen. Die Spannungsversorgung der rotierenden Einheit (24V) erfolgt über die Kugellager, die Datenübertragung von einem angeschlossenen Raspberry Pi Miniaturcomputer (Modell 3B) per lokalem WLAN.

Aufgrund von Problemen mit der modifizierten Scannerelektronik und dem leistungsschwachen



**Abb. 1:** Optischer Computertomograph mit Parallelprojektion aus einem umgebauten Dokumentenscanner.

Motor wurde ein zweiter Testaufbau mit feststehender Projektion und rotiertem Testobjekt realisiert, in dem ein Schrittmotor (Joy-IT NEMA17-02, ein Schrittmotortreiber (Waveshare RPi GPIO Schrittmotor DC Motor Treiber Board) und als Lichtquelle eine weiße Leuchtdiode (True Components 1573333, 5mm Durchmesser) eingesetzt werden. Mittels zweier Fresnellinsen (Thorlabs FTP251) wird das Bild auf eine linsenlose Kamera (RPi HQ Camera, The Raspberry Foundation, Sony IMX477 Bildsensor) projiziert (Abb. 2).



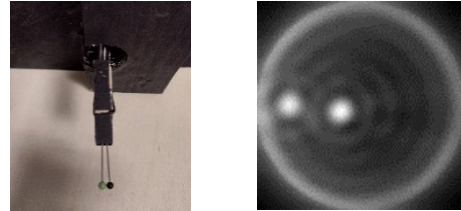
**Abb. 2:** Optisches Miniatur-CT-System mit feststehender Optik. (1) Schrittmotor, (2) Leuchtdiode, (3) Sperrholzgehäuse, (4) Pappblende, (5) Drehachse, (6) Doppelte Fresnellinse, (7) Kamera, (8) Testobjekt (2 Stecknadeln), Steuercomputer mit Schrittmotortreiber.

Auf dem Miniaturcomputer ist eine selbstentwickelte Steuersoftware installiert, die die Ansteuerung des Gerätes über eine Bedienkonsole im Labornetz ermöglicht. Dort kommt eine modulare Bedien-, Rekonstruktions- und Visualisierungssoftware zum Einsatz, die klinische Bedienkonzepte in Ansätzen nachbildet [2].

Die integrierte Bildrekonstruktion besteht aus den Teilschritten Rebinning (d.h. Erstellung einer virtuellen Parallelprojektion), einer optionalen Filterung und der eigentlichen Rückprojektion.

## 4 Ergebnisse und Diskussion

Für ein Testobjekt aus zwei Stecknadeln im Abstand von 2,7 mm wird mit einer Messzeit von rund 50s ein Schnittbild erhalten, in dem die beiden Nadeln in hoher Auflösung trotz Bildartefakten klar erkennbar sind (Abb. 3).



**Abb. 3:** Zwei Stecknadeln im Abstand von 2,7 mm als Testobjekt und erhaltenes Schnittbild (Tomogramm). Die ringförmigen Strukturen sind Rekonstruktionsartefakte aufgrund von unzureichender Kalibrierung.

Als Schwierigkeit erweist sich am Prototypenaufbau die exakte Kalibrierung der Projektionsgeometrie, die Voraussetzung für eine korrekte Bildgewinnung ist. So ist insbesondere aktuell noch keine exakte 180°-Abdeckung aus den virtuellen Parallelprojektionen gewährleistet.

Dennoch eignet sich der Versuchsaufbau bereits für Untersuchungen der Filterung im Rahmen der Bildrekonstruktion sowie für Auflösungsstudien, die später einen wesentlichen Teil des geplanten Laborversuchs ausmachen werden.

Weitere interessante Optionen für den Lehreinsatz sind der Einsatz von farbigen Phantomen (Simulation von Strahlauflösung) und die Berücksichtigung von Diffraction und Refraction, die bei Röntgenstrahlung keine Rolle spielen, aber als Modellantwortung für neuere CT-Rekonstruktionstechniken dienen können.

## 5 Ausblick

Die am Miniaturdemonstrator gewonnenen Erkenntnisse fließen derzeit in eine Überarbeitung des großen Demonstrators (Abb. 1) ein, in dem die dort verwendete Scannerelektronik durch ein schnelles CCD-Array und alternativen Kamerabetrieb ersetzt wird.

## Literatur

- [1] M. Yilmaz, „Entwicklung eines optischen CT-Demonstrators zur Schnittbildgebung inkl. Phantomobjekt und Bildrekonstruktion“. Bachelorthesis, Hochschule Pforzheim, Pforzheim, 2018.
- [2] *The Perspective Framework: Development Framework and Reference Application for Data Acquisition in Imaging and Spectroscopy*. V0.7. Pforzheim: Hochschule Pforzheim, 2021.