

**5. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
15.-16. Oktober 2004 in
Saarbrücken**



**„Ein Standard C-Bogen für die freie Isozentrik und 3-D-
Rekonstruktion“**

R. Tita, S. Stopp, T. Lueth
Fraunhofer Institut für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik, Berlin, Deutschland
E-Mail: ralf.tita@ipk.fraunhofer.de

K. Koulechov
MKG-Klinische Navigation und Robotik, Charité, Berlin, Deutschland

Band: „Tagungsband, Automed 2004“
Editors: W. I. Steudel
ISBN: 3-00-013509-X
Pages: 37-38

Ein Standard C-Bogen für die freie Isozentrik und 3-D-Rekonstruktion

R. TITA², K. KOULECHOV¹, S. STOPP², T. LUETH^{1,2}

¹MKG-Klinische Navigation und Robotik, Charité – Universitätsmedizin Berlin
Augustenburger Platz 1, 13353 Berlin

²Fraunhofer Institut für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik
Pascalstraße 8 - 9, 10587 Berlin

E-Mail: ralf.tita@ipk.fraunhofer.de
www.srl-berlin.de

EINLEITUNG

In der intraoperativen Röntgenbildgebung besteht Bedarf nach Systemen, die es ermöglichen, Projektionsbilder einer anatomischen Struktur aus verschiedenen Blickwinkeln zu erzeugen. Dabei ist es wichtig, dass die zu untersuchende Struktur sich im Zentrum aller Projektionsbilder befindet.

Mit der so genannten Isozentrik ist es möglich, den Blickwinkel des Röntgengeräts zu ändern, ohne dass sich die Struktur aus dem Fokus des Systems bewegt. Man erhält einen räumlichen Eindruck der untersuchten Struktur, wenn die so erzeugten Bilder in richtiger Reihenfolge, einem Daumenkino ähnlich, abgespielt werden. In diesem Beitrag wird vorgestellt, wie diese lagerichtige Darstellung der Projektionsbilder mit einem Standard C-Bogen für die freie Isozentrik erzeugt werden kann und die Darstellungsfehler, die aus mechanischen Deformationen resultieren, korrigiert werden können.

STAND DER TECHNIK

Es existieren unterschiedliche Ansätze, um das Problem der Isozentrik mit sogenannten C-Bögen zu lösen. C-Bögen mit fester Isozentrik sind sehr stabile Spezialkonstruktionen, bei denen sich Röntgenquelle XR und Bildverstärker BV auf einem Halbkreis gegenüberliegen. Der Zentralstrahl des Strahlenbündels schneidet immer das Rotationszentrum. Wird die zu untersuchende Struktur genau in dieses Zentrum gebracht, ist eine isozentrische Aufnahme möglich [Graumann2002].

Der von den Autoren erweiterte Standard C-Bogen für die freie Isozentrik stellt das Isozentrum durch eine aktive Regelung der translatorischen Achsen ein (Abb. 1).

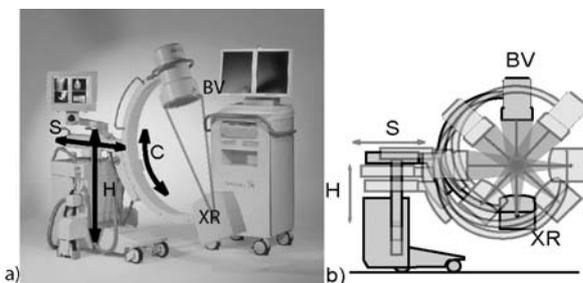


Abb. 1: a) Erweiterter Standard C-Bogen
b) Freie Isozentrik wird für beliebige Winkelstellungen der C-Achse durch automatisches Nachregeln der horizontalen Schubachse S und der vertikalen Hubachse H erreicht (Quelle: BZMM)

Das Isozentrum kann dabei an einem beliebigen Punkt

im Arbeitsraum definiert werden. Die genaue Funktionsweise des Systems ist in [Koulechov2004] beschrieben. Bei diesem System kann zwar die Lage des Bildverstärkers BV sowie der Röntgenröhre XR, wie in [Tita2004] beschrieben, exakt vermessen werden, allerdings können die auftretenden mechanischen Deformationen nicht gänzlich durch die Regelung der translatorischen Achsen ausgeglichen werden.

Die mit diesem System aufgenommenen isozentrischen Projektionen bilden die geröntgte Struktur wegen dieser mechanischen Deformation nicht wie gefordert im Zentrum ab. Das bedeutet, dass eine im Zentrum eingebrachte Struktur in jedem isozentrisch aufgenommenen Bild versetzt ist (siehe Abb. 2). Eine visuelle Zuordnung der Bildlage ist erschwert. Bei einer Animation der Bilder als Daumenkino entsteht der Eindruck "hüpfender Strukturen". Das im Folgenden beschriebene Verfahren ermöglicht es, auch nicht ideal isozentrisch aufgenommene Projektionsbilder lagerichtig darzustellen.

MATERIAL UND METHODE

Wie in [Koulechov2004] und [Tita2004] vorgestellt, wird die Bildinformation durch interne Encoder und eine geeignete kinematische Modellierung mit der Position und Lage des Bildverstärkers BV sowie der Röntgenquelle XR verknüpft. Die Lage des Isozentrums ist ebenfalls in demselben Koordinatensystem bekannt.

Bei einem System, das den BV und die XR perfekt isozentrisch positionieren kann, würde sich eine im Isozentrum befindliche Struktur immer in der Bildmitte darstellen. Wird ein kleines Bleikügelchen im Isozentrum positioniert und isozentrisch aufgenommen, so sollte sich dieses Kügelchen also stets in der Bildmitte der Projektionsbilder abbilden. Abb. 2 zeigt die tatsächliche Lage des Kügelchens in einer Überlagerung mehrerer Bilder, die durch die mechanische Deformation von der Bildmitte abweicht.

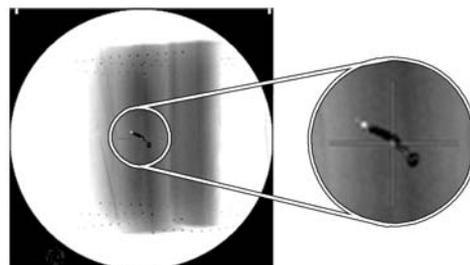


Abb. 2: Überlagerung von 28 Projektionsbildern im Scanbereich von 0° - 135°. Die Kugel weicht vom Zentrum durch nicht ausgleichbare mechanische Deformation ab (Quelle: BZMM)

Allerdings ist, wie in [Tita2004] beschrieben, die tatsächliche Lage des Bildverstärkers BV, der Röntgenröhre XR und des Isozentrums ISO während der Bildaufnahme bekannt. Damit kann die Projektion des Isozentrums im Röntgenbild vorhergesagt werden. Diese Projektion entspricht dem Schnittpunkt des von der Röntgenquelle ausgehenden, durch das Isozentrum verlaufenden Strahls mit der Bildebene BV ($\mathbf{p}_{\text{Isostrahl}}$ in Abb. 3).

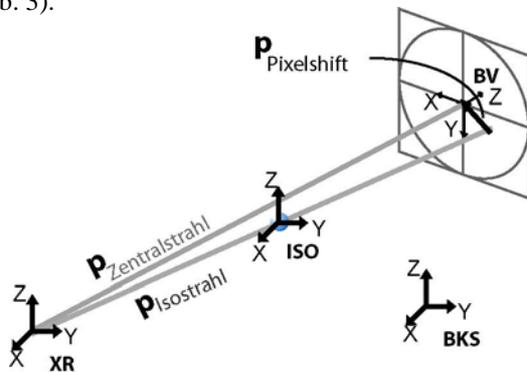


Abb. 3: Geometrische Bestimmung des Korrekturvektors $\mathbf{p}_{\text{Pixelshift}}$ zur lagerichtigen Darstellung der Projektionsbilder (Quelle: BZMM)

Weiterhin ist der Zentralstrahl $\mathbf{p}_{\text{Zentralstrahl}}$ des Röntgenfächers (Strahl von der Röntgenquelle XR zur Bildmitte in Abb. 3) durch die geometrische Messung bekannt. Damit kann der Vektor vom Projektionspunkt des Isozentrums zur Bildmitte berechnet werden (Vektor $\mathbf{p}_{\text{Pixelshift}}$ zum Bildzentrum in Abb. 3):

$$\mathbf{p}_{\text{Pixelshift}} = \mathbf{p}_{\text{Isostrahl}} - \mathbf{p}_{\text{Zentralstrahl}} \quad (1)$$

Wird nun der gesamte Bildinhalt genau um $\mathbf{p}_{\text{Pixelshift}}$ verschoben, so bildet sich das Isozentrum in der Bildmitte des Projektionsbildes ab. Wird diese Korrektur der Bildlage für alle aufgenommenen Bilder durchgeführt, entsprechen die resultierenden Bilder isozentrischen Aufnahmen. Auch bei der Animation als Daumenkino "hüpfen" die dargestellten Strukturen nicht mehr, da nun alle Bilder das Isozentrum in der Bildmitte abbilden.

ERGEBNISSE UND DISKUSSION

Zur Überprüfung der isozentrischen Positionsbestimmung und der beschriebenen Korrektur der Bildlage wurde ein Plexiglaskörper mit einem eingebrachten Bleikügelchen ($\varnothing 1,5 \text{ mm}$) im Isozentrum des C-Bogens positioniert. Es wurden insgesamt 28 Projektionsbilder mit einem Winkelabstand von 5° über den gesamten Rotationsbereich von 135° des C-Bogens erzeugt.

Nachdem die Bildlage wie beschrieben korrigiert wurde, wurde der Restfehler des Abstands zwischen projiziertem Kügelchen und Bildmitte bestimmt. Durch die bekannte Größe des Bleikügelchens kann der Abstand d des Isozentrums zur Bildmitte in mm berechnet werden. Zur statistischen Auswertung wurde der Mittelwert und die Standardabweichung des Abstands d bestimmt:

$$\bar{d} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d_i; \quad s = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (d_i - \bar{d})^2} \quad (2)$$

Die Abbildung des Bleikügelchens bleibt bei $N = 28$ Stellungen mit einem durchschnittlichen Abstand von

$\bar{d} = 0,8 \text{ mm}$ in der Nähe des Isozentrums. Der maximale Abstand beträgt $\max(d) = 1,6 \text{ mm}$ bei einer Standardabweichung von $s = 0,3 \text{ mm}$. Abb. 4 zeigt die Überlagerung der 28 Projektionsbilder mit korrigierter Bildlage.

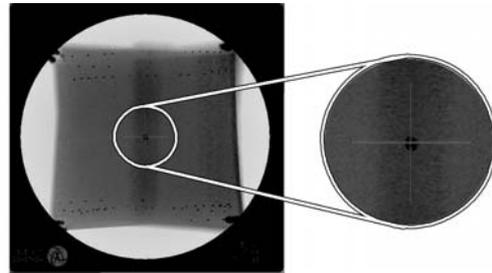


Abb. 4: Überlagerung von 28 Projektionsbildern im Scanbereich von $0^\circ - 135^\circ$ mit korrigierter Bildlage (Quelle: BZMM)

Die geringe Abweichung des Kügelchens zur Bildmitte zeigt, dass eine Struktur, die sich im Isozentrum befindet, sich wie gefordert im Bildzentrum abbildet. Bei der Aufnahme anatomischer Strukturen ermöglicht die lagerichtige Darstellung ein intuitives Verstehen der Anatomie. Auch bei der Animation als Daumenkino kann das sonst störende "Hüpfen" der dargestellten Strukturen eliminiert werden. Der Operateur erhält einen räumlichen Eindruck der Anatomie, auch schon mit wenigen Bildern. Obwohl ein erweiterter Standard C-Bogen durch mechanische Deformationen nicht ideal isozentrisch ausgerichtet werden kann, ist es dennoch möglich, die erzeugten Bilder zum intuitiven Verstehen lagekorrigiert darzustellen.

Danksagung

Diese Arbeit wurde am nach ISO13485 / ISO 9001 zertifizierten BZMM - Berliner Zentrum für Mechatronische Medizintechnik (Leitung durch Prof. Dr. Tim C. Lüth), einer Kooperation des Bereichs Medizintechnik des Fraunhofer Instituts für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik (IPK) und der Klinik für MKG-Chirurgie - Klinische Navigation und Robotik der Charité - Universitätsmedizin in Kooperation mit der Ziehm Imaging GmbH, durchgeführt. Teile der Arbeit wurden finanziell unterstützt vom Europäischen Fond für regionale Entwicklung (EFRE), von der Alfried Krupp von Bohlen und Halbach-Stiftung und der Berliner Sparkassen-Stiftung für Medizin.

LITERATUR

- [Graumann2002]
R. Graumann, J. Kusch, "Mobile X-Ray Apparatus and Method for Dertermining Projection Geometries therein" *US 6382385 United States Patent*, 2002
- [Koulechov2004]
K. Koulechov, R. Tita, T. Lüth, "Freie Isozentrik und 3-D-Rekonstruktion mit einem Standard C-Bogen", *atp-10/04*, Oldenburg Industrieverlag GmbH, München, 2004 (im Druck)
- [Tita2004]
R. Tita, K. Koulechov, S. Stopp, T. Lüth, E. Uhlmann, "Intraoperative 3-D-Röntgenbildgebung auf Basis eines Standard C-Bogens", *Fortschrittberichte VDI Reihe 2*, VDI Verlag, 2004 (im Druck)