

Ein neues algorithmisches Verfahren zur Fluoroskopie-basierten Neuronavigation

Sven Schönherr^{1,2}, Robert Günzler¹, Frank Hoffmann¹,
Christian Knauer¹, Klaus Kriegel¹ und Udo Warschewski²

¹Institut für Informatik, Freie Universität Berlin, 14195 Berlin

²Schaerer Mayfield Technologies GmbH, 15732 Waltersdorf

Email: sven.schoenherr@inf.fu-berlin.de

Zusammenfassung. Bei neurochirurgischen Eingriffen an der Wirbelsäule wird die Fluoroskopie als bildgebendes Verfahren eingesetzt, um die räumliche Lage von Instrumenten und Implantaten zu erkennen und gegebenenfalls zu korrigieren. Die häufige Wiederholung solcher Aufnahmen hat eine Reihe von Nachteilen für Patient und Operateur. Zur Vermeidung dieser Probleme wird eine Technik zur virtuellen Navigation vorgestellt, die es in Kombination mit einem Trackingsystem erlaubt, die Lage von Instrumenten in vorher aufgenommene Fluoroskopiebilder zu projizieren und diese dem Operateur auf einem Bildschirm anzuzeigen.

1 Einleitung

Um die räumliche Lage von Instrumenten und Implantaten (Nägel, Schrauben, Fixateure, etc.) bei neurochirurgischen Eingriffen an der Wirbelsäule zu erkennen und im Bedarfsfall zu korrigieren, wird üblicherweise die Fluoroskopie als bildgebendes Verfahren verwendet. Die häufige Wiederholung fluoroskopischer Aufnahmen führt zu einer erhöhten Strahlenbelastung von Patient und Operateur sowie zu Zeitverlusten durch die Unterbrechung des eigentlichen Operationsablaufs. Im Folgenden wird eine Technik zur virtuellen Navigation vorgestellt, die diese Probleme umgeht. Dazu wird in Kombination mit einem Trackingsystem die Lage von Instrumenten in vorher aufgenommene Fluoroskopiebilder projiziert und diese dem Operateur auf einem Bildschirm angezeigt.

Das algorithmische Problem besteht darin, die relative Lage des C-Bogens zu einem zu behandelnden anatomischen Objekt (z.B. Wirbelkörper) während der Aufnahme präzise zu bestimmen. Joskowicz [1] beschreibt eine Methode, bei der die Positionen des C-Bogens und des Objekts direkt mit dem Trackingsystem gemessen werden. Der Vorteil, das Problem auf eine algorithmisch gut beherrschbare Aufgabe zu reduzieren, die man in Realzeit lösen kann, wird durch einen höheren Anspruch an die technische Realisierung erkauft: Das direkte Tracking des C-Bogens ist für elektromagnetische Systeme problematisch, da deren Messgenauigkeit nur im unmittelbaren Operationsfeld optimal ist. Bei der Verwendung von optischen Systemen ist der Bewegungsraum des C-Bogens durch Sichtbarkeitsprobleme eingeschränkt. Darüber hinaus überlagern sich die Fehler der beiden Messungen am C-Bogen und am Objekt.

Die hier vorgestellte Herangehensweise vereinfacht die technische Umsetzung mit Hilfe einer aufwendigeren algorithmischen Lösung. Sie basiert auf einem speziell entworfenen 3-dimensionalen Punktmuster, dem sogenannten Phantom, das während der Bildakquisition in einer bestimmten Position zum anatomischen Objekt fixiert ist. Das Design des Phantoms erlaubt es, seine Lage im Strahlengang aus der Projektion des Punktmusters im Bild zu berechnen. Dieser neuartige Zugang zeichnet sich durch ein hohes Maß an Flexibilität und Fehler-toleranz aus. Das Verfahren kann für beliebige C-Bögen eingesetzt werden. Es können optische und prinzipiell auch elektromagnetische Trackingsysteme eingesetzt werden (sofern die Messgenauigkeit letzterer nicht zu stark durch den C-Bogen eingeschränkt wird). Werden von den Phantompunkten bis zu 30% nicht oder fehlerhaft detektiert, so kann dies erkannt und behandelt werden. Es sei darauf hingewiesen, dass die Position des zu behandelnden anatomischen Objekts im Raum nicht als starr vorausgesetzt werden muss.

2 Methoden

Die Forderungen an den Entwurf eines Phantoms zur virtuellen Navigation in Fluoroskopiebildern lässt sich wie folgt zusammenfassen:

1. Das mathematische Modell für die Fluoroskopie ist eine Zentralprojektion. Die Projektion der Phantompunkte muss eindeutig die Lage des Phantoms im Strahlengang beschreiben.
2. Da die Projektionsrichtung (theoretisch) beliebig sein kann und die projizierten Punkte mit einfachen Bilderkennungsmethoden detektiert werden sollen, sind alle Phantompunkte kugelförmig und gleich groß (und deshalb nicht unterscheidbar).
3. Forderung 1 soll auch dann erfüllt werden, wenn ein Phantompunkt nicht detektiert wurde (oder die Detektion einen Punkt liefert, der nicht zum Phantom gehört).
4. Unter Berücksichtigung der Forderungen 1 bis 3 sollte das Phantom aus möglichst wenigen Punkten aufgebaut sein, damit der Verlust an Originalinformation im Fluoroskopiebild minimal ist.

Zur Erfüllung dieser Forderungen wurde die folgende Entwurfsidee realisiert: Das Punktmuster besteht aus 10 Stahlkugeln, die in einem speziellen, für Röntgenstrahlen praktisch unsichtbaren Kunststoff vergossen sind. Dabei liegen jeweils drei Kugeln auf drei zueinander orthogonalen Achsen und eine weitere im Schnittpunkt dieser Achsen. Wir bezeichnen diesen Schnittpunkt mit P_0 und die Endpunkte der drei Achsen mit P_x , P_y und P_z (vgl. Abb. 1). Diese haben im Phantom alle den gleichen Abstand a zu P_0 . Die Abstandsverhältnisse der Punkte auf den Achsen sind verschieden gewählt und erlauben es, die exakte kombinatorische Zuordnung der Phantompunkte zu den detektierten Punkten vorzunehmen.

In der Anwendung wird auf dem anatomischen Objekt (Wirbelkörper) ein Sensor des Trackingsystems fixiert, der als Bezugspunkt bis zum Ende des Eingriffs an dieser Stelle verbleibt. Ein Klappmechanismus am Sensor des Trackingsystems erlaubt es, das Phantom zur Bildakquisition mit einem einfachen Handgriff in den Strahlengang zu bringen und direkt danach wieder aus dem Operationsfeld zu entfernen, so dass der Operateur in seiner Arbeit nicht behindert wird. Da der Operateur unmittelbar nach der Aufnahme eine Information erwartet, ob das Bild zur virtuellen Navigation geeignet ist, müssen die Bildverarbeitung und die Rückberechnung der Position innerhalb kurzer Zeit erfolgen. Der Algorithmus gliedert sich in die folgenden Schritte:

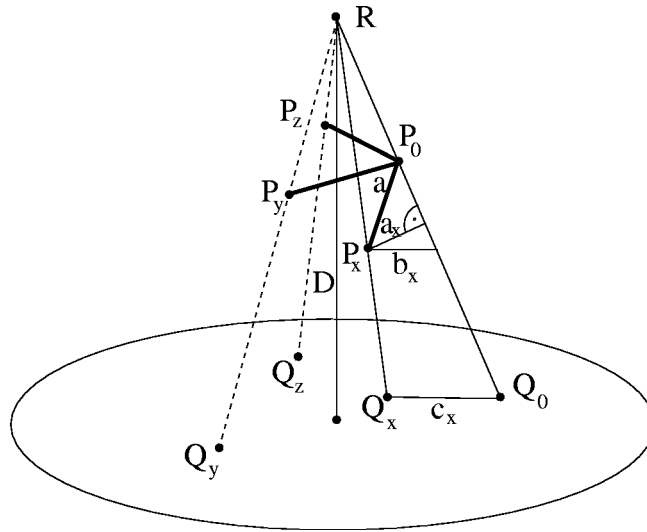
1. Bildverzerrung
2. Punktdetektion (Erkennung der Phantompunkte im Bild)
3. Kombinatorisches Matching (Phantompunkte und detektierte Punkte)
4. Rückrechnung der Lage des Phantoms im Strahlengang.

Zur Bildverzerrung wird ein quadratische Kreuzgitter verwendet, das unmittelbar vor der Aufnahmeebene im Strahlengang liegt. Zur Erkennung der Gitterpunkte (Kreuze) und der Phantompunkte (Kreisscheiben) werden Standardverfahren aus der Bildverarbeitung eingesetzt [2,3].

Die Bestimmung der kombinatorischen Zuordnung basiert auf einer Analyse, welche Teilmengen der detektierten Punktmenge auf einer Geraden liegen. Bei vollständig erkannter Punktmenge gibt es drei Geraden mit jeweils vier Punkten, wobei ein Punkt den Schnitt der drei Geraden bildet. Die Nutzung dieser Eigenschaft unterstreicht, dass die (etwas zeitaufwendige) Bildverzerrung ein notwendiger Vorverarbeitungsschritt ist. Die Längenverhältnisse auf einer unterteilten Geraden können sich bei einer Zentralprojektion prinzipiell stark ändern, unter den gegebenen Umständen (d.h. das Phantom ist relativ klein und befindet sich nicht im ersten Viertel des Strahlengangs) werden sie aber hinreichend genau abgebildet. Somit kann die kombinatorische Zuordnung der Achsen durch Vergleich der Längenverhältnisse auf den Geraden im Bild mit denen auf den Phantomachsen erfolgen. Da die Redundanz in diesen Informationen relativ groß ist, können auch Spezialfälle, wie die Projektion entlang einer Phantomachse oder bis zu drei fehlende Phantompunkte zuverlässig erkannt werden.

Die Rückrechnung erfolgt über ein Iterationsverfahren. Es verwendet im Wesentlichen nur die Bilder von P_x , P_y und P_z (Endpunkte der Phantomachsen) sowie das Bild von P_0 (Schnittpunkt der Phantomachsen) in der Projektion. Wir bezeichnen diese Bildpunkte mit Q_x , Q_y , Q_z und Q_0 (vgl. Abb. 1). Weiterhin setzen wir die Entfernung D zwischen Strahlenquelle und Bildebene als bekannt voraus. Das Iterationsverfahren wird initialisiert, indem zuerst eine (grobe) Näherung für den Abstand von P_0 zur Strahlenquelle bestimmt wird. Zu diesem Zweck verwenden wir die Identität $\cos^2 \alpha_x + \cos^2 \alpha_y + \cos^2 \alpha_z = 2$, welche für jene Winkel gilt, die eine beliebige Gerade (durch den Ursprung des 3-dimensionalen Raums) mit den Koordinatenachsen bildet. In unserem Fall betrachten wir die drei Phantomachsen als Koordinatenachsen und den Strahl aus der Strahlenquelle R durch den Punkt P_0 als Gerade. In Abb. 1 wird die

Abb. 1. Phantomarm im Strahlengang



Situation für die x -Achse des Phantoms genauer dargestellt. Bezeichnet man mit a_x die Länge der Lotlinie vom Punkt P_x auf den Strahl, so ist $\cos \alpha_x = a_x/a$ (analog für die y - und z -Achse). Somit ergibt sich $a_x^2 + a_y^2 + a_z^2 = 2a^2$. Es sei c_x der Abstand zwischen den entsprechenden projizierten Punkten Q_0 und Q_x . Für die erste Näherung ersetzen wir a_x durch die Strecke b_x von P_x zum Strahl, die parallel zur Projektionsebene verläuft. Es gilt $b_x = c_x |R, P_x| / |R, Q_x|$ nach dem 2. Strahlensatz. Der Divisor $|R, Q_x|$ kann durch D approximiert werden, während wir für die Abstände von R zu P_x , P_y und P_z universell $|R, P_0|$ setzen. Obwohl diese letzte Näherung sehr grob erscheint, zeigt es sich aber, dass die daraus abgeleitete Bestimmung von

$$|R, P_0| \simeq a \cdot D \sqrt{\frac{2}{c_x^2 + c_y^2 + c_z^2}}$$

bereits sehr gut für die Initialisierung des Iterationsverfahrens geeignet ist. Es ist nun möglich, die Winkel α_x , α_y und α_z zu approximieren und mit diesen Informationen die Abstände von R zu P_x , P_y und P_z für den nächsten Iterationsschritt genauer zu bestimmen. Eine weitere Verfeinerung des Verfahrens wird durch Berücksichtigung der Winkel zwischen a_x und b_x erreicht.

3 Ergebnisse

Das neue Verfahren wurde implementiert und mit Hilfe eines Wirbelsäulen-Modells unter realitätsnahen Bedingungen getestet. Hierzu wurde im Operationssaal ein Standardaufbau für einen spinalen Eingriff benutzt. Es wurden

Fluoroskopiebilder mit einem C-Bogen aus verschiedenen Richtungen aufgenommen und analysiert. Die Auswertungen ergaben, dass sich Aufnahmen sowohl in anterior-posterior Projektion als auch in lateraler Projektion praktisch immer analysieren lassen. Auch für nicht-standard Projektionsrichtungen ließen sich die Bilder in fast allen Fällen zur Navigation verwenden.

Das Iterationsverfahren konvergiert in der Praxis sehr schnell und stabilisiert sich in der Regel bereits nach fünf Iterationsschritten. Die gesamte Rechenzeit für alle vier Schritte des Algorithmus liegt bei unter zehn Sekunden. Der Fehler der Approximation des rückberechneten Phantoms zum realen Phantom lag bezüglich der Achsenlänge bei unter 0.8% und bezüglich der Winkel zwischen den Achsen bei unter 0.7%. Die Genauigkeit der berechneten, virtuellen Navigation hängt daher im Wesentlichen nur von der Messgenauigkeit des Trackingsystems ab.

Zur Zeit befindet sich unser Verfahren in der klinischen Erprobung. Erste Ergebnisse zeigen, dass auch unter realen Bedingungen gemachte Aufnahmen in den meisten Fällen analysiert und zur Navigation verwendet werden können.

4 Diskussion

Wir präsentieren einen neuen algorithmischen Ansatz zur Fluoroskopie-basierten Neuronavigation. Unser Verfahren vereint die „klassischen“ Vorteile der virtuellen Navigation wie reduzierte Strahlenbelastung und verkürzte Operationsdauer mit weiteren, lösungsspezifischen Vorteilen. Die aufwendigere algorithmische Lösung erlaubt eine vereinfachte technische Realisierung im Operationssaal. Aufgrund der Einzelbildanalyse mittels des 3D-Phantoms lassen sich mehrere Aufnahmen aus (theoretisch) beliebiger Projektionsrichtung simultan zur Navigation benutzen. Erste Ergebnisse in der klinischen Erprobung zeigen die Praxistauglichkeit unseres Ansatzes.

Literaturverzeichnis

1. Joskowicz L: Fluoroscopy-based navigation in computer-aided orthopaedic surgery. Procs IFAC Conference on Mechatronic Systems, Darmstadt, 2000.
2. Livyatan H, Yaniv Z, Joskowicz L: Robust automatic C-arm calibration for fluoroscopy-based navigation: a practical approach. Procs 5th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Aided Intervention, Tokyo, 2002.
3. Yaniv Z, Joskowicz L, Simkin A, Garza-Jinich M, Milgrom C: Fluoroscopic image processing for computer-aided orthopaedic surgery. Procs 1st Int. Conf. on Medical Computing and Computer-Assisted Intervention, Boston, 1998.