

Ein neuer Ansatz zur röntgennavigierten Implantation von Hüftkopfoberflächenersatz-Prothesen

S. Jeromin¹, M. Strake¹, S. Gravius², K. Radermacher¹, M. de la Fuente¹

¹Lehrstuhl für Medizintechnik, Helmholtz-Institut, RWTH Aachen, Germany

²Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Bonn, Germany

Kontakt: Jeromin@hia.rwth-aachen.de

Abstract:

Bei der Implantation von Hüftkopfoberflächenersatzprothesen ist eine exakte Dimensionierung und Positionierung des Implantates essentiell für den Therapieerfolg. Die konventionelle Operationstechnik erlaubt jedoch keine patientenangepasste Implantatausrichtung und ist hochgradig invasiv. Neuere Ansätze mittels Navigation auf Basis optischer Lokalisierungssysteme bedingen hingegen hohe Kosten und starke Einschränkungen im OP-Ablauf. In diesem Beitrag wird ein neuer Ansatz zur röntgennavigierten Implantation vorgestellt, bei dem auf die Verwendung eines Lokalisierungssystems vollständig verzichtet werden kann. Es wird eine passive Präzisionsmechanik vorgestellt, die über eine Klemme minimalinvasiv am Femurkopf befestigt werden kann und die genaue Platzierung einer Bohrhülse aufgrund einer intraoperativen Planung erlaubt. In ersten Laborversuchen konnte eine Genauigkeit von $0,6 \pm 0,3 \text{ mm}$ und $0,8 \pm 0,3^\circ$ erreicht werden. Die Optimierung und Übertragung des Systems auf andere Anwendungsgebiete ist Gegenstand aktueller Forschungsarbeiten.

Schlüsselworte: Hüftkopfoberflächenersatz, trackingfreie Navigation, Genauigkeit

1 Problem

Das Einsetzen (Implantation) künstlicher Hüftgelenke zählt mit über 150.000 jährlich zu den am häufigsten durchgeführten Operationen in Deutschland [BQSQualitätsreport2009]. Man unterscheidet dabei zwischen dem totalen Hüftgelenkersatz und dem Hüftgelenkoberflächenersatz. Zur Therapie von Knorpel- und Gelenkverschleiß (Arthrose) kommen bei jungen Patienten mit gut erhaltenen Knochenstrukturen häufig Hüftkopfoberflächenersatz-Prothesen zur Anwendung. Der Einsatz einer solchen Prothese bedeutet im Gegensatz zur Implantation einer totalen Hüftendoprothese einen geringeren Knochenverlust und eine physiologische Kräfteinleitung und Biomechanik, da nur die geschädigte Oberfläche des Femurkopfs ersetzt wird [Lieske2008, Winter2009].

Die Femurkomponente einer solchen Hüftkopfoberflächenersatz-Prothese besteht aus einem dünnen, zylindrischen Schaft und einer halbkugelförmigen Kappe. Der zylindrische Schaft wird bei der Operation mittels Zementierung direkt im Schenkelhals verankert, wodurch eine präzise Positionierung der Prothese bei minimalem Knochenverlust ermöglicht wird. Die Metallkappe ist in verschiedenen Größen verfügbar. Um eine möglichst hohe Belastbarkeit zu erreichen und eine Luxation zu vermeiden, sollte die Größe der Prothese der Größe des Femurkopfes bestmöglichst angepasst (minimaler Knochenverlust) und der Belastung entsprechend innerhalb des Femurhalses ausgerichtet werden [Winter2009, Zimmer2011]. Eine Fehlplatzierung und das sogenannte Notching, welches eine Schädigung des Femurhalses durch die Prothese und damit eine Sollbruchstelle beschreibt, sind in jedem Fall zu vermeiden (siehe Abbildung 1).



Abb.1: a) ideale Position b) mangelhafte Abstützung c) Notching

Derzeit werden verschiedene Operationstechniken eingesetzt, um Position und Größe der Prothese zu planen und sie in den Schenkelhals einzubringen.

Konventionell erfolgt die Operationsplanung zur Auswahl und Platzierung der Prothese entweder anhand von Röntgenbildern oder rein mechanisch intraoperativ. Zu Beginn werden in beiden Fällen der Operations situs freigelegt, das Hüftgelenk luxiert und eventuell vorhandene Osteophyten am Schenkelhals des Oberschenkelknochens entfernt. Anschließend werden zwei standardisierte Röntgenbilder (anterior-posterior und Lauenstein) aufgenommen. Die Planung besteht in der Bestimmung der Position und Größe des Implantats mittels Schablonen oder mechanischer Messgeräte, mit denen der Schenkelhals abgetastet werden kann. Abschließend erfolgt die Bohrung für den Prothesenschaft mit Hilfe mechanischer Zielinstrumente und die Prothese wird einzementiert. Nach konventioneller Implantation der Pfanne kann schließlich das Hüftgelenk reponiert werden. Auch wenn der Schenkelhals in der Regel gut getroffen wird und die Prothese damit sicher verankert werden kann, ist bei der klassischen Operationstechnik die hohe Invasivität und die zum Teil fehlende Möglichkeit, anatomische Korrekturen durch entsprechende Implantatlagen gezielt vornehmen zu können, nachteilig [Winter2009, Gravius2008].

Um diesen Nachteilen zu begegnen, wurden von der Industrie und Forschungseinrichtungen zahlreiche computerunterstützte Verfahren entwickelt [Davis2007, Belei2007, Gravius2008a, Schnur2010]. Für all diese CT-gestützt, bildfreien oder fluoroskopiebasierten Varianten wird jedoch ein optisches Trackingsystem zur Umsetzung der Planung benötigt, wodurch sehr hohe Kosten entstehen und der OP-Ablauf teilweise eingeschränkt wird.

Am Lehrstuhl für Medizintechnik wird daher ein innovatives System entwickelt, mit Hilfe dessen eine intraoperative Planung alleine durch eine Präzisionsmechanik sicher und kosteneffizient umgesetzt werden kann [Follmann2009, Fuente2009].

2 Methoden

Herzstück des Systems stellt eine miniaturisierte mechanische Positioniervorrichtung dar (siehe Abbildung 3). Sie besteht aus einem Mittelring und zwei Drehscheiben, welche unterhalb und oberhalb des Drehringes angeordnet sind. Jede dieser Drehscheiben wiederum beinhaltet eine Bewegungsschnecke, die es erlaubt ein Kugellager entlang einer Achse durch den Mittelpunkt der Drehscheibe zu bewegen. Durch die Kugellager verläuft eine Bohrhülse, deren Lage und Orientierung durch Rotation der Drehscheiben sowie der Bewegungsschnecken mit 4 Freiheitsgraden eingestellt werden kann.

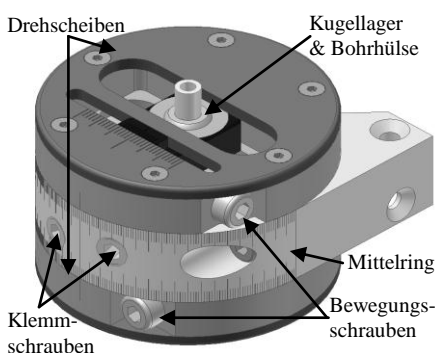


Abb.3: Positioniervorrichtung

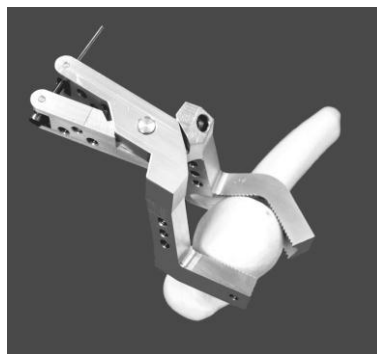


Abb.4: Hüftklemme

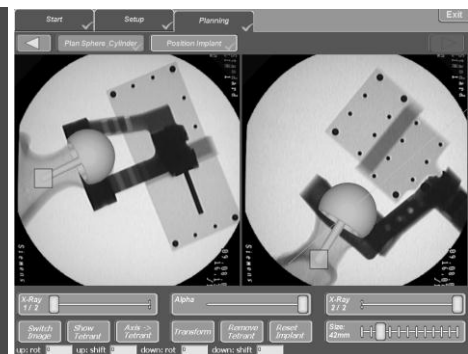


Abb.5: Planungssystem

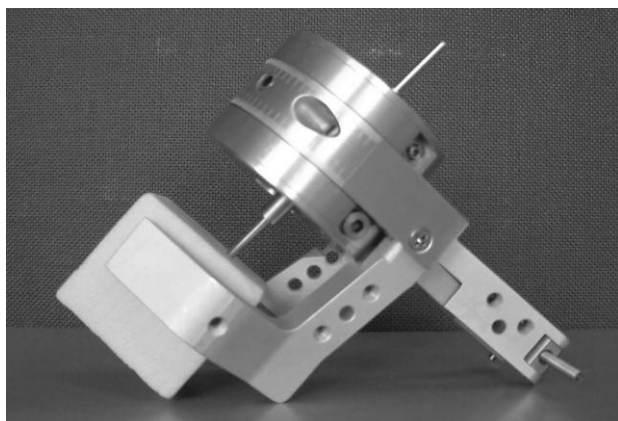


Abb.6: Evaluierung der Positioniergenauigkeit

Während der OP wird zunächst eine spezielle Klemmvorrichtung (Abbildung 4) minimalinvasiv am Femurkopf befestigt. Neben ihrer Funktion als Fixiervorrichtung dient diese gleichzeitig als Referenzplattform für die mechanische Positioniervorrichtung. Um die Lage und Orientierung der Positioniervorrichtung relativ zu den anatomischen Strukturen und den Planungsdaten zu ermitteln, werden zunächst intraoperativ Röntgenbilder aus zwei unterschiedlichen standardisierten Projektionsrichtungen (AP und Lauenstein) aufgenommen. Hierbei kommt ein spezieller Röntgenregistrierkörper zum Einsatz, der eine automatische Registrierung und Kalibrierung ermöglicht.

zung der Röntgenbilder erlaubt. Auf dieser Basis kann vom Chirurgen die Größe und Position des Implantats in den Bilddaten geplant werden (Abbildung 5). Anhand der geplanten Position der Schenkelhals-Bohrung berechnet das System automatisch die notwendigen Einstellparameter zur mechanischen Justierung des Positionierinstrumentes. Diese kann anschließend der Chirurg mittels Linearskalen manuell auf das System übertragen, in dem er die Bewegungsschrauben mit einem handelsüblichen Inbusschlüssel verstellt sowie die Drehscheiben in die gewünschte Lage dreht und mittels der Klemmschrauben fixiert. Die auf einfache Weise manuell eingestellte Positioniervorrichtung kann nun wiederholgenau über Anschlagflächen mit der Klemmvorrichtung verbunden werden, bevor der Chirurg schließlich durch die Bohrhülse entsprechend der Planung und ohne Einschränkungen durch ein optisches Trackingsystem die Bohrung durchführen kann (Abbildung 6).

Zur Evaluierung der erreichbaren Genauigkeit der Bohrung wurde die Positionskinetik über die Klemmvorrichtung entsprechend Abbildung 6 auf einen Schaumstoffwürfel montiert. Zunächst wurden 16 parallele Bohrungen an verschiedenen Positionen im Arbeitsraum mit Hilfe des Instrumentes durchgeführt. Hierfür wurden die in Abbildung 7 dargestellten Einstellparameter verwendet. Der Versuch wurde mit 8 schrägen Bohrungen in einem weiteren Schaumstoffwürfel wiederholt.

Die Auswertung erfolgte über Röntgenbilder in AP und Lauenstein-Projektionen. Dazu wurde die Positioniervorrichtung jeweils durch den entsprechenden Registrierkörper ersetzt und ein Bohrer zur Visualisierung in das Bohrloch eingeführt. Über das Planungssystem konnte anschließend die tatsächliche Lage der Bohrung im Referenzkoordinatensystem berechnet werden und mit der Soll-Lage verglichen werden. Als Fehlerkennwerte wurde der Positionsfehler bei $z = 35$ mm (entspricht etwa der Oberfläche des Femurkopfes) und $z = 95$ mm (Ebene in Höhe des Femurhalses) sowie der Orientierungsfehler der Achsen berechnet (vgl. Abb. 8).

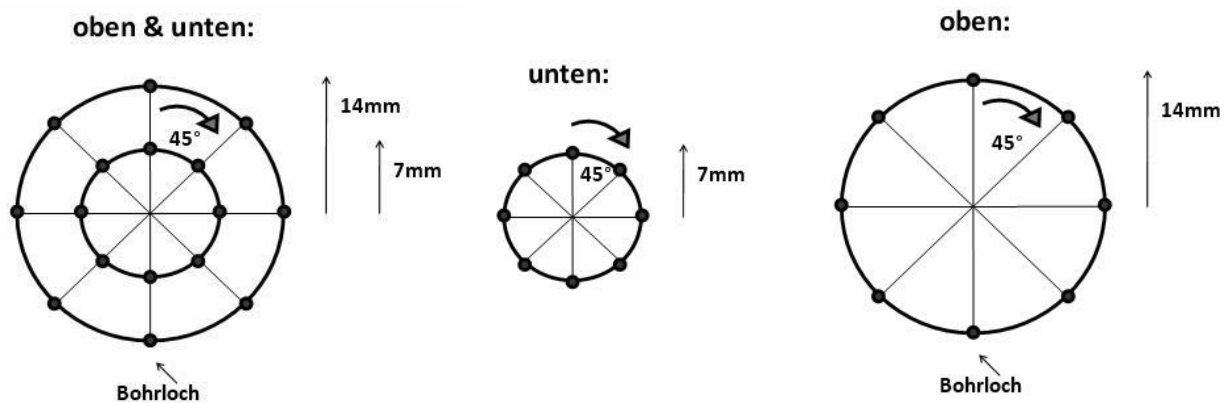


Abb.7: Einstellung für die Evaluierung, Draufsicht, links: parallele Bohrungen, rechts: schräge Bohrungen

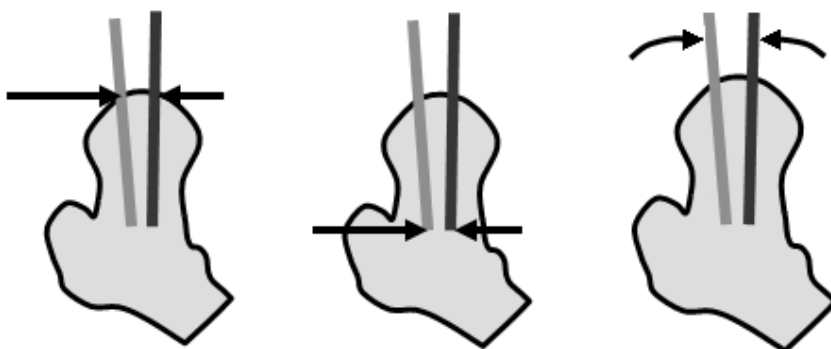


Abb.8: Darstellung der Positionsfehler bei $z = 35$ mm und $z = 95$ mm sowie des Winkelfehlers

3 Ergebnisse

Bei den parallelen Bohrungen trat ein Positionsfehler von $0,46 \pm 0,26$ mm bei $z = 35$ mm, von $0,67 \pm 0,25$ mm bei $z = 95$ mm und ein Orientierungsfehler von $0,65 \pm 0,23^\circ$ auf, während bei den schrägen Bohrungen folgende Fehler gemessen wurden: $0,48 \pm 0,32$ mm bei $z = 35$ mm, $0,81 \pm 0,32$ bei $z = 95$ mm und $1,03 \pm 0,37^\circ$. Es konnte kein signifikanter

Unterschied bezüglich der Positionsgenauigkeit zwischen den schrägen und senkrechten Bohrungen festgestellt werden ($p_{z=35\text{ mm}} = 0,87$, $p_{z=95\text{ mm}} = 0,28$), wohingegen der Winkelfehler bei schrägen Bohrungen signifikant größer ausfiel als bei senkrechten Bohrungen ($p_{\text{winkel}} = 0,009$).

4 Diskussion

Die Evaluationsergebnisse zeigen, dass das System geeignet ist, um reproduzierbar Bohrungen in den Femurkopf nach erfolgter Planung mit höherer Genauigkeit als mit bisher eingesetzten Unterstützungssystemen einzubringen [Ganapathi2009]. Durch die Anbringung der Klemme am Femurkopf an Regionen, die später unterhalb der Metallkappe liegen und damit sowieso entfernt werden müssen, ist im Gegensatz zu herkömmlichen mechanischen Verfahren keine unnötige Weichteilverletzung mehr notwendig, so dass mit kürzeren Regenerationszeiten gerechnet werden kann. Ferner kann auf ein optisches Trackingsystem sowie komplexe Steuerungselektronik komplett verzichtet werden, da die Einstellung manuell aufgrund intraoperativer röntgenbasierter Daten erfolgt. Damit ist das System von der Anwendung einfach und kostengünstig gehalten, so dass es sicher in den OP-Ablauf integriert werden kann. Weiterhin sind die Übertragung auf andere Anwendungsgebiete sowie die Untersuchung der Sterilisierbarkeit, Robustheit und Usability Gegenstand aktueller Forschungsarbeiten.

5 Referenzen

- [BQSQualitätsreport 2009] BQSQUALITÄTSREPORT: Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung gGmbH, Düsseldorf, (2009), Seite 120
- [Lieske2008] Lieske, S.; John, M.; Rimasch, C.; Mahnfeld, K.: Die Luxation als seltene Komplikation des Oberflächenersatzes am Hüftgelenk, In: Unfallchirurg 2008:111, Springer Medizin Verlag, S. 637-640
- [Winter2009] Winter, E.: Entwicklung und aktueller Stand der Hüftendoprothetik, In: Medizintechnik – Life Science Engineering, Springer 2009, S1667 – 1697
- [Zimmer 2011] ZIMMER: Durom® Hip Resurfacing: <http://www.zimmer-orthopedics.ch/ctl?prcat=M2&prod=y&template=MP&action=1&op=global&id=8895&xm=pos>, Online Stand 19.4.2011
- [Gravius2008] Gravius, S.; Belei, P.; Fuente, M. de la; Müller-Rath, R.; Radermacher, K.; Wirtz, D. C.; Mumme, T.: Fluoroscopic navigation versus conventional manual positioning of the femoral component for hip resurfacing: first experimental trial - Biomed Tech (Berl), Vol. 53, pp. 204-212, 2008.
- [Davis u. a. 2007] Davis, E.T. ; Gallie, P. ; Macgroarty, K. ; Waddell, J.P. ; Schemitsch, E.: The accuracy of image-free computer navigation in the placement of the femoral component of the Birmingham Hip Resurfacing. In: The journal of bone and joint surgery 89-B (2007), S. 557–560
- [Belei u. a. 2007] Belei, P. ; Skwara, A. ; Fuente, M. de la ; Schkommodau, E. ; Fuchs, S. ; Wirtz, D.C. ; Radermacher, K.: Fluoroscopic navigation system for hip surface replacement. In: Computer Aided Surgery 12 (2007), S. 160–167
- [Ganapathi2009] Ganapathi, M.; Vendittoli, P.; Lavinge, M.: Femoral component positioning in hip resurfacing with and without navigation. In: Clinical orthopaedics and related research, Volume 467, Number 5, 1341-1347, DOI: 10.1007/s11999-008-0299-z
- [Gravius2008a] Gravius, S.; Peter, B.; Fuente, M. de la; Müller-Rath, R.; Radermacher, K.; Wirtz, D. C.; Mumme, T.: Funktionalität und Genauigkeit eines fluoroskopischen Navigationssystems zur Implantation von Hüftkopf-Oberflächenersatzprothesen: eine Anatomiestudie, In: Zeitung für Orthopädie und Unfallchirurgie 2008:146, Georg Thieme Verlag, S357-363
- [Schnurr2008] Schnurr, C.; Nessler, J.; Koebke, J.; Michael, W. M.; Eysel, P.; König, D. P.: Bildfreie Computernavigation von Hüftoberflächenersatzprothesen, In: Operative Orthopädie und Traumatologie 2010:22, Urban und Vogel Verlag, S. 307-316
- [Fuente2009] Fuente, M. de la; Follmann, A.; Linke, S.; Belei, P.; Strake, M.; Radermacher, K.: Smart mechatronic driver for surgical trajectory navigation, In: Stefan Fischer and Erik Maehle and Rüdiger Reischuk (eds.): Proceedings der 39. Jahrestagung 2009 der Gesellschaft für Informatik e.V., Vol. P-154, S. 1028 - 1034, 2009.
- [Follmann2009] Follmann, A.; Fuente, M. de la; Linke, S.; Belei, P.; Strake, M.; Radermacher, K.: Smart and precise surgical trajectory navigation, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, IFMBE Proceedings 25/VI. 2009