

Computernavigierte Osteosynthese der langen Röhrenknochen

Navigationssysteme

In den letzten 10 Jahren wurden bei computerassistierten Operationsverfahren große Fortschritte gemacht. Bildfreie bzw. auf prä- oder intraoperativer Bildgebung mittels Bildwandler oder Computertomographie (CT) basierende Navigationsverfahren sind mittlerweile in einigen Bereichen der Orthopädie und Unfallchirurgie etablierter Standard. So werden solche Systeme heute bei elektiven Eingriffen in der Hüft- und Knieendoprothetik sowie bei der dorsalen Instrumentation der Wirbelsäule regelmäßig eingesetzt.

Ziele der Anwendung von Navigationssystemen sind:

- die Präzision der Eingriffe zu verbessern,
- Materialfehlagen zu vermeiden,
- die intraoperative Strahlenbelastung von Patient und Personal zu reduzieren und
- eine bessere Visualisierung der Operationsabläufe zu ermöglichen, was besonders beim aktuellen Trend zu minimalinvasiven Operationsverfahren relevant erscheint.

In der Akuttraumatologie wird auf die Unterstützung durch Navigationssysteme überwiegend nur bei der Platzierung von Iliosakralschrauben am hinteren Beckenring zurückgegriffen.

Technologie

Je nach Hersteller kommen unterschiedliche Referenzmarker und Kamerasys-

teme zum Einsatz. Bei älteren Systemen werden Marker mit Kabelverbindungen verwendet, neuere Modelle arbeiten kabellos. Dabei werden aktive und passive Marker unterschieden. Erstere senden aktiv Infrarotsignale an die Kamera des Navigationssystems, während passive Marker die Infrarotsignale der Kamera lediglich reflektieren. Bei beiden Systemen ist dementsprechend ein freier Blickwinkel zwischen Kamera und Referenzmarkern Voraussetzung.

Die Registrierungsalgorithmen basieren entweder auf intraoperativ aufgenommenen Röntgenbildern oder auf CT-Aufnahmen, die anhand von implantierten Markern oder knöchernen Referenzpunkten korreliert werden. Alternativ steht für Anwendungen in der Endoprothetik eine bildfreie Referenzierung anhand knöcherner Oberflächenpunkte, die intraoperativ mit einem Pointer abgetastet werden („bone morphing“), zur Verfügung.

Die heutigen Systeme zur Navigation von Endoprothesenimplantationen basieren auf der bildfreien Referenzierung, während sämtliche Osteosyntheseverfahren eine radiologische Bildgebung erfordern.

Anwendungsgebiete und bisherige Erfahrungen

Während über die höhere Genauigkeit und die Reduktion der Strahlenbelastung durch die Anwendung von Navigationssystemen bei der Implantation von Hüft- und Knieendoprothesen sowie bei Eingriffen an der Wirbelsäule bereits mehrere

Studien vorliegen [4, 11, 18] und der Einsatz der Systeme in vielen Kliniken etablierter Standard ist, gibt es über computernavigierte Operationen an den langen Röhrenknochen bisher nur Machbarkeitsstudien und Einzelfallberichte. So wurden retrograde Anbohrungen bei Osteochondrosis dissecans und Korrekturosteotomien durchgeführt [3, 17].

Sinnvoll erscheint die Anwendung eines Navigationssystems bei der osteosynthetischen Versorgung von langen Röhrenknochen v. a. bei Femurschaftfrakturen, da aufgrund des geschlossenen Vorgehens bei der Marknagelung trotz intraoperativer Torsionskontrolle in 10–30% der Fälle eine relevante Torsionsabweichungen von mehr als 15° auftritt [1, 12, 23, 30, 34] und die exakte Repositions- und Torsionskontrolle auch heute noch von vielen Autoren als ein ungelöstes Problem angesehen wird [23, 33].

Die physiologische Antetorsion des Femurs wird in aktuellen Studien mit durchschnittlich 14–24° angegeben, wobei Werte zwischen 0 und 50° gemessen wurden [1, 26]. In Einzelfällen kommt auch eine Retroversion von bis zu 20° bei asymptomatischen Patienten vor. Einheitlich wird als Grenze für einen Korrektureingriff ein Torsionsunterschied von 15° bei symptomatischen Patienten angegeben [1, 13, 27], während individuelle Torsionsabweichungen von 10–15° als physiologisch angesehen werden [26]. Die Folgen einer relevanten postoperativen Torsionsabweichung sind häufig unspezifisch. So leiden Patienten unter Gangbildstörungen mit dauerhaftem Hinken, chronischen

Schmerzen in Hüft- und Kniegelenken sowie schmerzhaften Seitenbandrissen. Nach fehlverheilten Tibiaschaftfrakturen wurde ferner ein frühzeitiger Gelenkverschleiß im langfristigen Verlauf nachgewiesen [25, 31]. Allgemein gilt, dass eine vermehrte Innentorsionsabweichung schlechter toleriert wird und eher zu Beschwerden führt als eine Außentorsionsabweichung.

Den derzeit zur Vermeidung von Torsionsabweichungen empfohlenen Methoden ist gemein, dass sie kleinere Achsabweichungen nicht ausschließen können, subjektiv sind und z. T. mit einer deutlich erhöhten Strahlenbelastung einhergehen. So können der Vergleich der Kortikalisdicke oder des Trochanter-minor-Profils, die Kabelmethode und die klinische Untersuchung im Seitenvergleich, obwohl die jeweiligen Autoren gute Ergebnisse erzielten [9, 13, 21, 30], in der klinischen Routine nur Hinweise auf grobe Fehler liefern.

Im Gegensatz zu diesen Methoden verspricht der Einsatz eines Navigationssystems durch die Möglichkeit der intraoperativen Torsions- und Längenmessung sowie einer navigationsgestützten Reposition ohne Bildwandler Einsatz folgende Vorteile:

- eine Vermeidung von relevanten Torsionsunterschieden und
- eine Reduktion der Strahlenbelastung für Patienten und Operationspersonal.

Erste Versuche von Joskowicz et al. [15] mit einem selbst konstruierten System zur navigationsgestützten Frakturposition am Femur zeigten 1998, dass eine Reposition basierend auf initial mit dem Bildwandler aufgenommenen Referenzröntgenaufnahmen möglich ist. Auch in den Folgejahren wurde lediglich über im Versuchsstadium befindliche Systeme berichtet, wobei die prinzipielle Machbarkeit der navigationsgestützten Reposition von Femurschaftfrakturen aufgezeigt wurde [10, 22]. Erste eigene Versuche aus dem Jahr 2001 zur navigationsgestützten distalen Verriegelung von Marknägeln ergaben zwar, dass die Strahlenbelastung deutlich reduziert werden kann, allerdings kam es häufig zu Schraubenfhlagen. Aktuell berichteten Weil et al.

Trauma Berufskrankh 2009 · 11[Suppl 1]:30–37 DOI 10.1007/s10039-008-1428-3
© Springer Medizin Verlag 2008

A. Wilharm · T. Mückley

Computernavigierte Osteosynthese der langen Röhrenknochen

Zusammenfassung

Nach Testung bei der Marknagelung von 10 osteotomierten Kunstfemora wurde das Navigationssystem (Fa. Brainlab) bei komplexen Femurschaftfrakturen angewendet. Die Achsparameter der gesunden Gegenseite wurden präoperativ mit Computertomographie (CT) bestimmt und intraoperativ mit dem Navigationssystem auf der frakturierten Seite eingestellt. Die mit CT bestimmten Rotations- und Längenunterschiede zur intraoperativen Messung, die Dauer der Operationsschritte und die Strahlenbelastung wurden statistisch ausgewertet. Das Navigationssystem funktionierte während der Laborversuche ohne technische Probleme und zeigte eine Genauigkeit von $\pm 5^\circ$ bzw. ± 2 mm. Im klinischen Einsatz wurden bisher 20 Femurschaftfrakturen vollständig navigationsgestützt versorgt. Zur Installation des Systems

wurden im Schnitt 35 min benötigt, was eine zusätzliche Durchleuchtungsdauer von 45 s bedeutete. Im Mittel betrug der postoperative Torsionsunterschied $5,4^\circ$, der Beinlängenunterschied 3 mm. Somit werden durch den Einsatz des Navigationssystems zur exakten Achs-, Längen- und Torsionsausrichtung bei Marknagelungen komplexer Femurschaftfrakturen bei einem gewissen Mehraufwand relevante Achsfehlstellungen vermieden, was in klinischen Studien mit höheren Fallzahlen gesichert werden sollte.

Schlüsselwörter

Femurfraktur · Navigationsgestützte Reposition · Postoperative Femurtorsion · Postoperative Femurlänge · Postoperative Achsausrichtung

Navigation-assisted osteosynthesis of the long bones

Abstract

Following its test in 10 osteomized bone syntheses, we used the navigation system (Brainlab) for patients with complex femoral shaft fractures. We always performed a preoperative computed tomography of the opposite uninjured leg to analyse the axis and fixed the fractured leg on these parameters using the navigation system. Differences in length and torsion as established on CT for intraoperative measurement, the duration of the surgical procedure, as well as the radiation exposure were assessed. There were no technical problems during navigation-assisted operations and the accuracy in the synthetic bone model was ± 5 and ± 2 mm. As a result, 20 fully navigated femoral shaft surgical procedures were performed. The average time required to instal the navigation system was 35 min and an additional X-ray time of 45 s

was required. The average postoperative rotational deviation was 5.4 , while the average difference in leg length was 3 mm. Thus, although application of the navigation system for reduction of femoral shaft axes and control of length and torsion while nailing complex femoral shaft fractures is associated with some additional work, relevant postoperative rotational deviation could be avoided by its use. This advantage, however, needs to be established in clinical studies with higher case numbers.

Keywords

Femoral fracture · Navigation-assisted reduction · Postoperative femoral torsion · Postoperative femoral length · Postoperative axial alignment

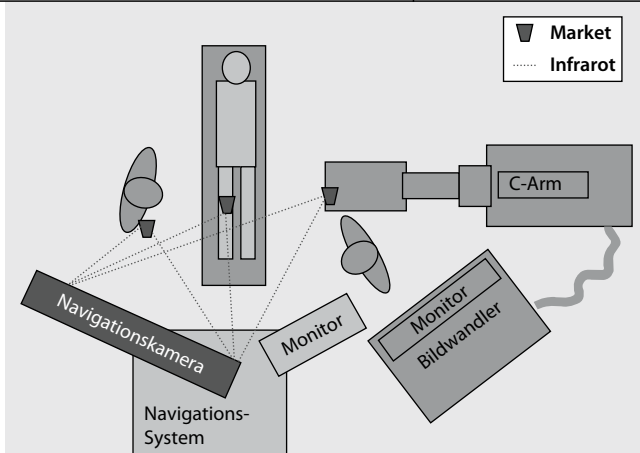


Abb. 1 ◀ Aufbau des Navigationssystem im Operationssaal (Patient in Rückenlage, Navigationssystem am Fuß-ende, C-Bogen auf der unfrakturierten Seite)



Abb. 2 ◀ Kunstknochenmodell mit montierten Referenzmarkern

[32] über gute experimentelle Ergebnisse eines auch klinisch einsetzbaren Navigationssystem, mit dem im Laborversuch Länge und Torsion von komplexen Frakturen auf $1,9 \pm 1,8$ mm bzw. $2,5 \pm 1,8^\circ$ repositioniert werden konnten [32].

Bisher liegen nur Einzelfallberichte über die klinische Anwendung von Navigationssystemen zur Versorgung von Femurschaftfrakturen vor. Wir berichten über unsere Laborversuche, bei denen wir ein Navigationssystem zunächst ausführlich testeten, und über unsere ersten klinischen Erfahrungen mit dem System.

Material und Methode

Material

Die Untersuchungen wurden mit dem Navigationssystem VectorVision Trauma (Softwareversion 2.5) der Firma Brainlab (Feldkirchen, Deutschland) und einem Bildverstärker der Firma Ziehm (Vision3D, Nürnberg, Deutschland) durchgeführt (▣ Abb. 1).

Vorversuche

Unter Laborbedingungen wurden 5 quer osteotomierte und mit einem dem Weichteilmantel entsprechenden Schaumstoffüberzug ummantelte Kunstknochenpaare (Sawbones, Malmö, Schweden) osteosynthetisch versorgt (▣ Abb. 2).

Die navigationsgestützte Operation erfolgte mit einem unaufgebohrten Femurnagel (UFN, Firma Synthes, Solothurn, Schweiz) entsprechend der Operationsanleitung. Mit Hilfe des Navigationssystems wurden die Reposition der Osteotomie sowie die exakte Einstellung von Torsion und Länge durchgeführt. Wir wählten als Zielwerte eine Antetorsion von 25° sowie eine Länge von 430 mm. Hierdurch kam es zu einer Distraction von 10 mm im Osteotomiespalt. Intraoperativ wurden die für die einzelnen Operationsschritte benötigte Zeit und die jeweilige Durchleuchtungsdauer aufgezeichnet (▣ Tab. 1). Die postoperative Torsions- und Längenmessung erfolgte anhand goniometrischer Messungen an 2 standardisiert eingebrachten Kirschner-Drähten.

Klinische Testung

Nach Auswertung der Laborversuche und Zustimmung der lokalen Ethikkommission führten wir die klinische Evaluation des Navigationssystem in unserer Klinik durch. Die Patienten wurden im Rahmen der Operationsaufklärung über die Verwendung des Navigationssystem und die hiermit verbunden Risiken aufgeklärt und stimmten der anonymen Speicherung ihrer Daten für wissenschaftliche Zwecke zu. Einschlusskriterien waren entweder

- ▣ eine komplexe einseitige Femurschaftfraktur (B- und C-Frakturen nach AO-Klassifikation) oder
- ▣ beidseitige Femurfrakturen.

Zur Vermessung von Länge und Torsion der unfrakturierten Seite führten wir bei allen einseitigen Frakturen eine präoperative CT-Untersuchung (LightSpeed 4.X, GE Medical Systems, Milwaukee, USA) durch, die nach Jend [14] ausgewertet wurde. Die osteosynthetische Versorgung erfolgte in Abhängigkeit von der Frakturlokalisierung in ante- oder retrograder Technik mit T2-Femurnägeln (Firma Stryker, Duisburg, Deutschland). Das Navigationssystem wurde hierbei zur Reposition und zur Einstellung von Torsion und Länge eingesetzt (▣ Abb. 3). Als Zielwerte wurden bei einseitigen Frakturen die in der präoperativen CT der unverletzten Gegenseite gemessenen Werte angestrebt, was bei beidseitigen Frakturen nicht möglich war. Hier wurden zunächst die Seite mit der einfacheren Fraktur versorgt und die mit dem Navigationssystem ermittelten Messwerte als Referenz für die Gegenseite verwendet.

Zur ossären Fixierung der Referenzmarker wurde das 1-Pin-Fixierungssystem der Firma Brainlab verwendet, wozu je eine 5-mm-Schanz-Schraube in den Trochanter major und den laterale Femurkondylus eingebracht wurden. Routinemäßig erfolgten alle Operationen in Rückenlage, wobei für antegrade Marknagelungen ein Extensionstisch verwendet wurde.

Ähnlich der Laborversuche wurden auch während der operativen Eingriffe die für die einzelnen Operationsschritte benötigten Zeiten sowie die erforderliche Durchleuchtungsdauer erfasst (▣ Tab. 2).

Zusätzlich wurde vermerkt, ob eine rein navigationsgestützte Reposition möglich war oder ob hierbei auf das konventionelle Verfahren mittels Durchleuchtung zurückgegriffen werden musste.

Die postoperativ durchgeführte CT zur Torsions- und Längenkontrolle wurde jeweils 3-mal nach Jend [14] vermessen (■ **Abb. 4**). Der Durchschnittswert der Messungen wurde in einer hierzu programmierten Datenbank gespeichert, woraus eine deskriptive Statistik erstellt wurde.

Ergebnisse

Vorversuche

In den Laborversuchen wurden durchschnittlich 16 min für die durch die Anwendung des Navigationssystems erforderlichen zusätzlichen Operationsschritte benötigt. Das Einbringen der Schanz-Schrauben für die Referenzmarker und das Aufnehmen der Referenzbilder erforderten eine zusätzliche Durchleuchtungsdauer von 31 s (■ **Tab. 1**). Die Reposition der Kunstknochen war in allen Fällen navigationsgestützt ohne zusätzliche Durchleuchtung möglich. In allen Fällen lag der postoperative Torsionsunterschied $<10^\circ$. Durchschnittlich wurden im Labor, abweichend von den geplanten und mit Hilfe des Navigationssystems eingestellten 25° , eine postoperative Torsion von $19,9 \pm 2,7^\circ$ erreicht. Die navigationsgestützt erzielte Länge der Femora entsprach mit $430 \pm 2,3$ mm dem Zielwert.

Sowohl in den Laborversuchen als auch in der klinischen Anwendung funktionierte das Navigationssystem stabil, sodass alle Operationen vollständig navigationsgestützt durchgeführt werden konnten.

Klinische Studie

Es wurden 20 Femurfrakturen (14 einseitige Frakturen: 1-mal A3-, 3-mal B2, 5-mal B3-, 5-mal C3-Fraktur; 6 beidseitige Frakturen: 4-mal A3-, 1-mal B1-, 1-mal B3-Fraktur) bei 17 Patienten (12 Männer, 5 Frauen) im Alter von 16–67 Jahren (Durchschnittsalter 27,8 Jahre) navigationsgestützt versorgt. 17 Brüche wurden antegrad, 3 retrograd versorgt. Aufgrund

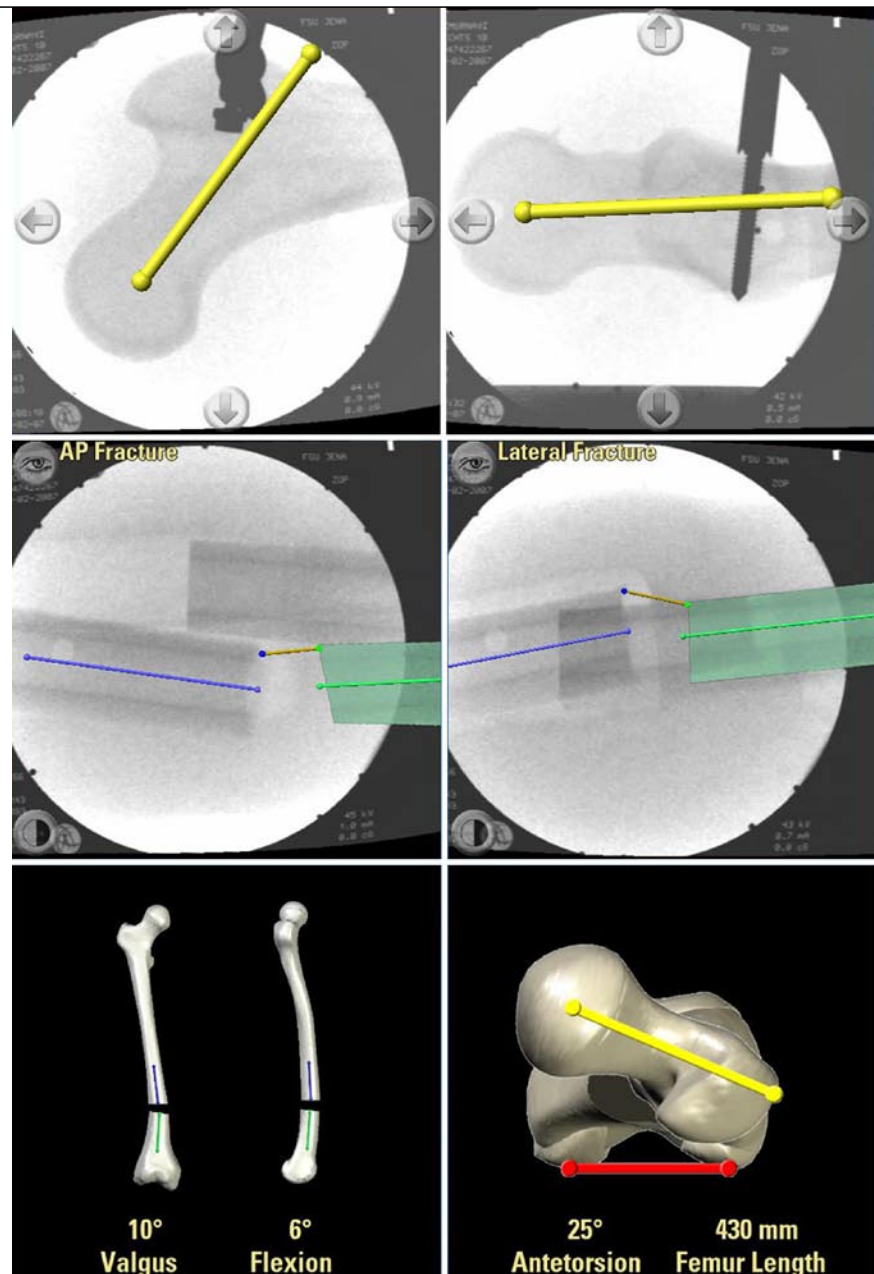


Abb. 3 ▲ Einzeichnen der Schenkelhalsachse (oben), Reposition eines Kunstknochens, grün aktuelle Position des proximalen Fragments (Mitte), Torsions- und Längenmessung sowie Achsverhältnisse (unten)

des Verletzungsmusters (durchschnittlicher „injury severity score“: ISS=25) bzw. des Weichteilschadens (4 offene Frakturen Grad IIIa nach Gustilo-Anderson [8]) wurden alle Patienten zunächst mit Fixateur externe versorgt und die definitive Versorgung als geplanter Verfahrenswechsel durchschnittlich 10 Tage nach dem Unfall durchgeführt.

Durch die zur Anwendung des Navigationssystems erforderliche Montage der Referenzmarker und das Aufnehmen der Referenzbilder verlängerte sich

die Operationszeit um durchschnittlich $35 \pm 8,67$ min (■ **Tab. 2**). Für diese Operationsschritte war eine Durchleuchtungsdauer von 45 ± 9 s notwendig. In 9 von 20 Fällen war eine rein navigationsgestützte Reposition ohne zusätzliche Durchleuchtung möglich.

Die Auswertung der postoperativ durchgeführten Kontroll-CT-Untersuchungen zeigte, dass die intraoperativ mit dem Navigationssystem eingestellte Femurtorsion um durchschnittlich $6,1 \pm 4,5^\circ$ von der postoperativen Messung abwich.

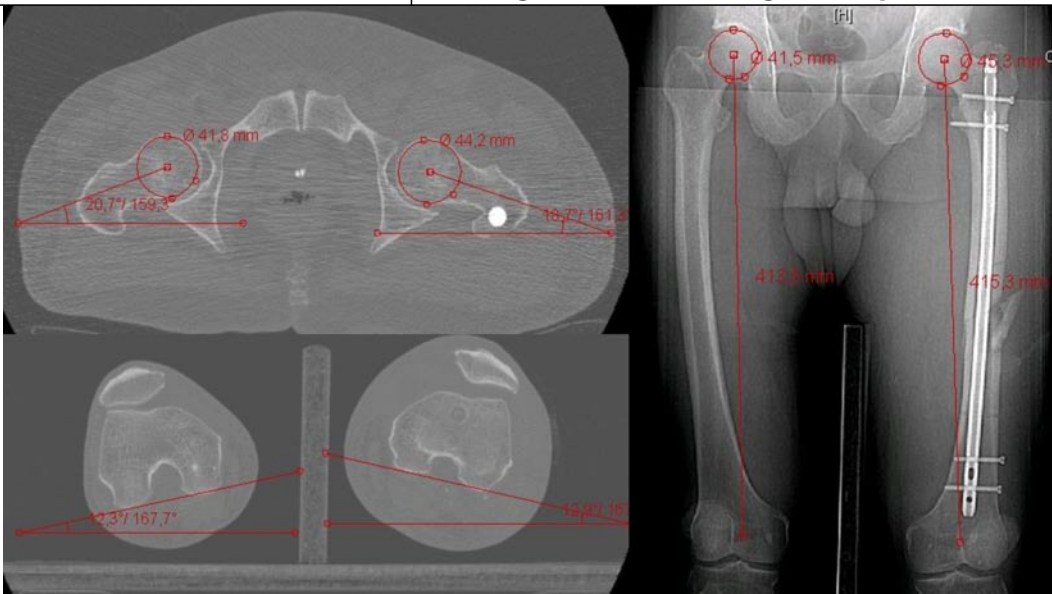


Abb. 4 ◀ Postoperative Vermessung von Torsion und Länge mittels CT anhand der Schenkelhalsachse und der hinteren Kondylenebene bzw. vom Hüftkopffzentrum bis zur hinteren Kondylenebene, Torsion rechts: 8,4° (20,7–12,3°), Torsion links: 7,8° (20,7–12,9°), Beinlänge rechts 414 mm, links 415 mm

Der Torsionsunterschied im Seitenvergleich betrug postoperativ durchschnittlich $5,4 \pm 2,7^\circ$, wobei ein maximaler Torsionsunterschied von 11° gemessen wurde (■ Tab. 3).

Die postoperative Femurlänge differierte lediglich um $2,8 \pm 3,0$ mm, wobei in einigen Fällen bewusst eine Verkürzung in Kauf genommen wurde, um das Pseudarthrosenrisiko zu reduzieren.

Diskussion

Femurtorsion und -länge

Literaturdaten

Das Problem der Torsions- und Längensstabilität nach der Marknagelung von Femurschaftfrakturen wurde schon in den 1970er Jahren von Küntscher erkannt und durch die Einführung von Verrieglungsmöglichkeiten gelöst [19, 20]. Im Gegensatz dazu ist die intraoperative Torsionskontrolle auch heute noch schwierig [23, 30, 33], und postoperative Torsionsabweichungen sind eine bekannte Komplikation der Marknagelung von Femurschaftfrakturen [27].

Aktuelle Untersuchungen belegen die Relevanz von Torsionsabweichungen. So konnten Gugenheim et al. [6] zeigen, dass bereits geringe Außendrehfehler zu einer Verschiebung der Lastachse in der Sagittalebene des Kniegelenks nach dorsal und somit zu einer dauerhaften Fehlbelastung des Kniegelenks führen.

Vorversuche

Im Laborversuch konnten von uns die auch in vivo auftretenden Schwierigkeiten bei der Versorgung von Femurschaftfrakturen sehr gut nachempfunden werden. Die Weichteile wurden durch einen Schaumstoffmantel simuliert, der eine direkte Sicht auf den Kunstknochen verhinderte, und die angestrebte Distraction der queren Osteotomie machte eine Orientierung am Osteotomiespalt unmöglich. Mit durchschnittlich erreichten $19,9^\circ$ bestand postoperativ eine Innentorsionsabweichung von den eigentlich navigationsgestützt eingestellten 25° . Die unter standardisierten Laborbedingungen erzielte maximale Abweichung von 6° entsprach den Ergebnissen von Keil et al. [16], die mit dem Navigationsgerät SurgiGATE (Praxim, Medivision, Grenoble, Frankreich) eine maximale Abweichung von der CT-Messung von $6,4^\circ$ erzielten.

Reproduzierbar einzustellen war für uns auch die Femurlänge, die mit dem Navigationssystem zwischen Hüftkopffzentrum und dem Schnittpunkt von Schaftachse und hinterer Kondylenebene gemessen wird. Dies erschwert die präoperative computertomographische Messung erheblich, da die hintere Kondylenebene auf dem a.-p. Topogramm nicht exakt zu definieren ist. Die im Laborversuch erzielte Genauigkeit von $\pm 2,3$ mm dürfte allerdings auch klinischen Ansprüchen genügen.

Klinischer Einsatz

In der klinischen Anwendung des Navigationssystems wichen die postoperativ gemessenen Torsionswerte mit $6,7 \pm 4,5^\circ$ etwas mehr vom gewünschten Zielwert ab als in den Laborversuchen. Die Abweichungen der CT-Messung von den intraoperativ vom Navigationsgerät angezeigten Werten erreichten mit bis zu 16° einen relevanten Bereich, obwohl die postoperativ im Seitenvergleich gemessenen Torsionsunterschiede maximal 11° betragen (■ Tab. 3).

Des Weiteren bestätigte sich der schon in der Labormessung aufgefallene Trend zu einer Innentorsionsabweichung. Dies scheint systematisch bedingt zu sein und muss Gegenstand weiterer Untersuchungen werden. Die Ursachen für die höheren Torsionsabweichungen in der klinischen Anwendung sind vielschichtig und wurden teilweise erst bei regelmäßiger Verwendung des Systems identifiziert. Bereits die erforderlichen prä- und postoperativen computertomographischen Vermessungen der Femora weisen eine Fehlermöglichkeit von jeweils $\pm 3^\circ$ auf [14], was im ungünstigsten Fall eine Abweichung von bis zu 6° bedingen kann. Wir verwendeten hierbei das Verfahren nach Jend [14], bei dem die Torsion zwischen der Schenkelhalsachse, definiert durch das Hüftkopffzentrum und die Mitte des Schenkelhalses, und der hinteren Kondylenebene, ähnlich der Vermessung mit dem Navigationssystem, bestimmt wird.

In Abhängigkeit vom verwendeten Nagelsystem muss, um eine Kollision von Schanz-Schrauben und Bohrwelle zu vermeiden, die Positionierung der Referenzmarker gut geplant erfolgen. Bereits in den ersten klinischen Anwendungen zeigte sich hierbei, dass, anders als im Laborversuch, erhebliche Kräfte durch die Weichteile auf die Referenzmarker ausgeübt werden können. Die Befestigung der Referenzmarker mittels zweier Kirschner-Drähte, die vom Hersteller ebenfalls angeboten wird, ist aus unserer Sicht insuffizient. Der Durchmesser der Schanz-Schrauben bei Verwendung des von uns eingesetzten 1-Pin-Fixierungssystems sollte mindestens 5 mm betragen, da es sonst zu einem Verbiegen der Referenzmarker kommen kann. Wir empfehlen die Referenzbilder des proximalen Femurs in a.-p. und streng seitlicher Richtung aufzunehmen und im Frakturbereich auch bei langstreckigen Frakturen darauf zu achten, dass ausreichend intakte Schaftanteile abgebildet werden. Dies reduziert die Untersucherabhängigkeit bei der Achsplanung und ermöglicht das Einzeichnen der korrekten Schaftachsen. Durch den Muskelzug kommt es meist zu einer Flexion und Außenrotation des proximalen Fragments. Wenn diese nicht vor Aufnahme der Bilder ausgeglichen werden, kann es durch eine andere Projektion des Schenkelhalses zu einer Abweichung beim Vermessen der Schenkelhalsachse kommen.

Im Workflow des Navigationssystems wird empfohlen, zunächst die Verriegelung mittels Zielgerät und hiernach die Freihandverriegelung, ggf. navigationsgestützt, durchzuführen. Beim Freihandverriegeln kann durch leicht schräges Bohren eine Torsionsänderung von bis zu 10° eintreten. Daher empfehlen wir, mit der Freihandverriegelung zu beginnen, dann die Torsion noch einmal zu korrigieren und die abschließende Verriegelung mit den durch das Zielgerät exakt senkrecht zum Nagel eingebrachten Zielhülsen durchzuführen.

Die Längeneinstellung mit Hilfe des Navigationssystems funktionierte auch in der klinischen Studie problemlos, allerdings musste hierbei auf klinische Aspekte Rücksicht genommen werden. Zum Teil musste eine Verkürzung bewusst in Kauf genommen werden, um bei Trüm-

Tab. 1 Operations- und Durchleuchtungsdauer am Modell

Operationsschritt	Operationsdauer [min]	Durchleuchtungszeit [s]
Einbringen der Schanz-Schrauben und Montage des Navigationssystems	3,8±0,6	10±6
Akquisition der für die Navigation erforderlichen Röntgenbilder	7,1±1,4	31±0,2
Planung von Torsion und Länge am Navigationssystem	4,9±1,9	0±0
Reposition und Einbringen des Marknagels	2±0,5	0±0
Verriegelung des Marknagels	10±3,3	47±7
Gesamt	27,8±4,2	82±15

Tab. 2 Operations- und Durchleuchtungsdauer in der klinischen Anwendung

Operationsschritte	Operationsdauer [min]	Durchleuchtungszeit [s]
Operationsvorbereitung (Aufbau, Lagerung, Reposition)	35,55±9,14	9±13
Installation des Navigationssystems (Marker, Referenzbilder, Achsplanung)	35±8,67	45±9
Eröffnung des Nageleintrittspunkts	11,92±7,83	16±12
Reposition, Einbringung des Drahts	8,33±5,33	22±21
Marknagelung (Aufbohrung, Nageleinbringung, Verriegelung)	39,75±12,58	91±34
Abschluss (Hautnaht, Abschlussbilder)	19,42±7,12	23±13
Gesamt	147±29,71	206±45

Tab. 3 Ergebnisse der klinischen Studie

Fall	Antetorsion des operierten Femurs [°]	Abweichung zwischen intra- und postoperativer Messung [°]	Torsionsunterschied postoperativ [°]
	Zielwert intraoperativ, Navigationssystem	Ergebnis postoperative Computertomographie	
1	3	-13	-16 ^a
2	10	0	5
3	30	35	-1
4	-15	-23	-3
5	8	4	-9
6	32	23	5
7	13	7	-8
8	14	6	-3
9	14	-2	-16 ^a
10	-12	-13	-10
11	31	30	-1 ^b
12	12	9	-1 ^b
13	17	8	-8
14	12	2	-10
15	32	29	-6
16	21	8	-13
17	28	27	-4
18	13	7	-6
19	10	15	-9
20	31	29	-2

Angegeben: intra- und postoperative Antetorsionsmessung am frakturierten Femur links, Abweichung der intraoperativ mit dem Navigationssystem eingestellten Torsion von der postoperativen computertomographisch gemessenen Torsion sowie der postoperativ gemessene Torsionsunterschied rechts

^aGrößte Abweichung

^bKleinste Abweichung

merzonen die Gefahr von Pseudarthrosen zu minimieren.

Frakturposition

Sie ist ebenfalls mit Hilfe des Navigationssystems durchführbar und gelang in der klinischen Studie nur in 9 von 20 Fällen ohne zusätzlichen Bildverstärkereinsatz. Im Laborversuch konnte sie Reposition von mehreren Autoren erfolgreich durchgeführt werden [5, 15, 24] und auch in unserem Laborversuch gelang sie in allen Fällen.

In vivo waren die Knochenfragmente z. T. durch den starken Weichteilmantel, Muskelzüge und sich verhakende Frakturrenden nur schlecht manipulierbar. Des Weiteren lassen sich die bei komplexen Frakturen häufig vorhandenen Zwischenfragmente mit dem Navigationssystem nicht darstellen. Ferner kam es in vivo oft zu einem Abweichen des von uns verwendeten Führungsdrahts, der aufgrund seiner Flexibilität durch das Navigationssystem nicht abbildbar ist. Hier böte sich allenfalls bei der unaufgebohrten Marknagelung die Möglichkeit, die Position des starren Marknagels mit Hilfe des Navigationssystems anzuzeigen und die Reposition möglicherweise zu vereinfachen.

Vorteile der Navigation

Das Femur bietet bei der geschlossenen Marknagelung nur wenige anatomische Landmarken, die eine intraoperative Torsionskontrolle ermöglichen. Eine Orientierung anhand des Frakturspalts ist aufgrund der häufigen Trümmerzonen schwierig, und auch die klinische Untersuchung bietet allenfalls Anhaltspunkte für grobe Torsionsunterschiede. So ist eine hohe Rate von relevanten Torsionsunterschieden nicht verwunderlich [1, 12, 23, 30, 34]. Ein fehlender Nulldurchgang kann noch als wichtigster klinischer Hinweis auf eine relevante Torsionsabweichung gesehen werden. Ansonsten kann die von Krettek [21] empfohlene intraoperative Kontrolle der Innen- und Außenrotationsfähigkeit im Seitenvergleich aus unserer Sicht allenfalls Hinweise auf grobe Torsionsabweichungen geben. Die klinische Untersuchung ist für eine exakte Torsionseinstellung zu untersucher-

abhängig. Der Korrelationskoeffizient bei der Bestimmung der Femurtorsion durch Palpation des Trochanter majors durch 2 Untersucher liegt bei lediglich 0,44 [7]. Bei Abschätzung der Torsion durch Rotation des in der Hüfte um 90° gebeugten Beins differiert die geschätzte Torsion in 40% der Untersuchungen um mehr als 10° von der computertomographischen Messung [29].

Im Gegensatz hierzu bietet die Anwendung eines Navigationssystems die Möglichkeit, die Torsionseinstellung standardisiert mit hoher Genauigkeit anhand von 5 Durchleuchtungsbildern durchzuführen. Die zusätzlichen Belastungen für den Patienten sind aus unserer Sicht unter Berücksichtigung der möglichen Vermeidung von relevanten Torsionsabweichungen akzeptabel. Der zusätzliche Zeitaufwand ist mit 35 min eher gering. Die Strahlenbelastung durch die präoperative Torsionsmessung ist mit der einer konventionellen Röntgenaufnahme des Femurs in 2 Ebenen vergleichbar, da lediglich ein Topogramm und 10–15 Schnitte durch den Schenkelhals und die Kondylen erforderlich sind [2]. Die zusätzliche intraoperative Durchleuchtungsdauer beträgt 45 s, wobei noch nicht untersucht ist, ob durch die Verwendung des Navigationssystems während der weiteren Operation nicht auch eine Verkürzung der Durchleuchtungsdauer z. B. beim Aufsuchen des Nageleintrittspunkts oder bei der Reposition möglich ist.

Nach Abschluss der Studie wurde eine neue Softwareversion (2.6) eingeführt. Diese ermöglicht die intraoperative Torsionsmessung der Gegenseite wodurch die präoperative CT-Untersuchung entfallen kann. Hierdurch werden die Strahlenbelastung weiter reduziert und das perioperative Management vereinfacht. Unsere bisherigen Erfahrungen mit der neuen Softwareversion beschränken sich auf nur wenige Fälle, und auch in der aktuellen Literatur liegen nur wenige Einzelfallberichte vor, sodass über die Neuerungen noch keine Beurteilung möglich ist.

Fazit für die Praxis

Bisher gibt es nur wenige Anwendungsmöglichkeiten von Navigationssystemen in der Frakturversorgung von lan-

gen Röhrenknochen. Gerade bei der Marknagelung von Femurfrakturen erscheint aufgrund der hohen Rate von Torsionsabweichungen die Anwendung eines stabil funktionierenden und anwenderfreundlichen Navigationssystems sinnvoll.

Mit dem System der Firma Brainlab scheint es möglich zu sein, postoperative Torsions- und Längenabweichungen zu verringern. Die navigationsgestützte Reposition gelang bei der klinischen Anwendung zur Versorgung komplexer Femurfrakturen noch nicht ausreichend zuverlässig. Um die Überlegenheit der navigationsgestützten Operation gegenüber der konventionelle Marknagelung zu beweisen, sind weitere klinische Studien mit höheren Fallzahlen notwendig.

Korrespondenzadresse

Dr. A. Wilharm



Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Universitätsklinikum, Friedrich-Schiller-Universität Jena, Erlanger Alle 101, 07747 Jena
Arne.Wilharm@med.uni-jena.de

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

1. Braten M, Terjesen T, Rossvoll I (1993) Torsional deformity after intramedullary nailing of femoral shaft fractures. Measurement of anteversion angles in 110 patients. *J Bone Joint Surg Br* 75: 799–803
2. Buddenbrock B, Wissing H, Muller R et al. (1997) Radiological determination of femoral rotation deformity – computerized tomography, optimized measurement accuracy and exposure dosage. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 135: 9–16
3. Burgkart R, Gottschling H, Roth M et al. (2005) Fluoroscopy-based 3D navigation of complex correction osteotomies at the proximal femur. *Orthopaedie* 34: 1137–1143
4. Gebhard F, Kraus M, Schneider E et al. (2006) Does computer-assisted spine surgery reduce intraoperative radiation doses? *Spine* 31: 2024–2028
5. Grutzner P, Langlotz F, Zheng G et al. (2005) Computer-assisted LISS plate osteosynthesis of proximal tibia fractures: feasibility study and first clinical results. *Comput Aided Surg* 10: 141–149
6. Gugenheim J, Probe R, Brinker M (2004) The effects of femoral shaft malrotation on lower extremity anatomy. *J Orthop Trauma* 18: 658–664
7. Gunther K, Kessler S, Tomczak R et al. (1996) Femoral anteversion: significance of clinical methods and imaging techniques in the diagnosis in children and adolescents. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 134: 295–301

8. Gustilo RB, Mendoza RM, Williams DN (1984) Problems in the management of type III (severe) open fractures: a new classification of type III open fractures. *J Trauma* 24: 742–746
9. Hankemeier S, Hufner T, Wang G et al. (2005) Navigated intraoperative analysis of lower limb alignment. *Arch Orthop Trauma Surg* 125: 531–535
10. Hofstetter R, Slomczykowski M, Krettek C et al. (2000) Computer-assisted fluoroscopy-based reduction of femoral fractures and antetorsion correction. *Comput Aided Surg* 5: 311–325
11. Honl M, Schwieger K, Salineros M et al. (2006) Orientation of the acetabular component. A comparison of five navigation systems with conventional surgical technique. *J Bone Joint Surg Br* 88: 1401–1405
12. Jaarsma R, Pakvis D, Verdonschot N et al. (2004) Rotational malalignment after intramedullary nailing of femoral fractures. *J Orthop Trauma* 18: 403–409
13. Jaarsma R, Verdonschot N, Van Der Venne R et al. (2005) Avoiding rotational malalignment after fractures of the femur by using the profile of the lesser trochanter: an in vitro study. *Arch Orthop Trauma Surg* 125: 184–187
14. Jend H (1986) Computed tomographic determination of the anteversion angle. Premises and possibilities. *Rofo* 144: 447–452
15. Joskowicz L, Milgrom C, Simkin A et al. (1998) FRACAS: a system for computer-aided image-guided long bone fracture surgery. *Comput Aided Surg* 3: 271–288
16. Keil C, Von Recum J, Nolte L et al. (2008) Determining the femoral antetorsion angle with a fluoroscopy-based optoelectronic navigation system. A precision analysis. *Unfallchirurg* 111: 126–131
17. Kendoff D, Geerling J, Mahlke L et al. (2003) Navigated Iso-C(3D)-based drilling of an osteochondral lesion of the talus. *Unfallchirurg* 106: 963–967
18. Kinzl L, Gebhard F, Keppler P (2004) Total knee arthroplasty – navigation as the standard. *Chirurg* 75: 976–981
19. Klemm K, Schellmann W (1972) Dynamic and static locking of the intramedullary nail. *Monatsschr Unfallheilkd Versicher Versorg Verkehrsmed* 75: 568–575
20. Krempf J, Jaeger J, Clavert J et al. (1978) L'enclouage centro-médullaire des os longs. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 64: 635–651
21. Krettek C (2001) Principles of intramedullary fracture stabilization. *Unfallchirurg* 104: 639–651
22. Mosheiff R, Weil Y, Peleg E et al. (2005) Computerized navigation for closed reduction during femoral intramedullary nailing. *Injury* 36: 866–870
23. Pröbstel M, Richter F, Börner M (1999) CT measurement after intramedullary nailing of femoral and tibial fractures – A new standard? *Trauma Berufskankh* 1: 152–157
24. Ron O, Joskowicz L, Milgrom C et al. (2002) Computer-based periaxial rotation measurement for aligning fractured femur fragments from CT: a feasibility study. *Comput Aided Surg* 7: 332–341
25. Sharma L, Song J, Felson D et al. (2001) The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA* 286: 188–195
26. Strecker W, Franzreb M, Pfeiffer T et al. (1994) Computerized tomography measurement of torsion angle of the lower extremities. *Unfallchirurg* 97: 609–613
27. Strecker W, Suger G, Kinzl L (1996) Local complications of intramedullary nailing. *Orthopäde* 25: 274–291
28. Strecker W, Hoellen I, Keppler P et al. (1997) Correcting torsion after intramedullary nailing osteosynthesis of the lower extremity. *Unfallchirurg* 100: 29–38
29. Strecker W, Keppler P, Franzreb M et al. (1997) Länge und Torsion der unteren Extremität. In: Strecker W, Keppler P, Kinzl LH (Hrsg) *Posttraumatische Beindeformitäten. Analyse und Korrektur*. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 75–86
30. Tornetta P, Ritz G, Kantor A (1995) Femoral torsion after interlocked nailing of unstable femoral fractures. *J Trauma* 38: 213–219
31. Van Der Schoot D, Den Outer A, Bode P et al. (1996) Degenerative changes at the knee and ankle related to malunion of tibial fractures. 15-year follow-up of 88 patients. *J Bone Joint Surg Br* 78: 722–725
32. Weil Y, Gardner M, Helfet D et al. (2007) Computer navigation allows for accurate reduction of femoral fractures. *Clin Orthop* 460: 185–191
33. Wick M, Muhr G (2005) Ante- und retrograde Marknagelung bei Femurschaftfrakturen. *Trauma Berufskankh* 7: 103–106
34. Yang K, Han D, Jahng J et al. (1998) Prevention of malrotation deformity in femoral shaft fracture. *J Orthop Trauma* 12: 558–562