

1 Einleitung

1.1 Der Antetorsionswinkel

1.1.1 Die Antetorsion

Torsion ist definiert als Verdrehung eines Körpers um seine Längsachse und die Verwindung des Körpers in sich selbst.

Die Rotation der Femurkondylen gegenüber Femurkopf und -hals kann als sogenannter Antetorsionswinkel (ATW) gemessen werden. [7]

Es liegen für diesen Winkel verschiedene Definitionen vor:

Häufig wird darunter der Winkel zwischen der Kollumachse und der hinteren Kondylentangente verstanden. [22] Sie ist als die Gerade durch die Auflagepunkte der Kondylen definiert. Anstelle der Kondylentangente wird auch die Kondylenachse benutzt, die als Kondylenhalbierende durch die vordere Grenze der Fossa intercondylica gelegt wird.

(Abbildung 1) [22]

Dritte Möglichkeit der distalen Achsdefinition ist die Epikondylengerade als Gerade durch den medialen und lateralen Epikondylus. [12]

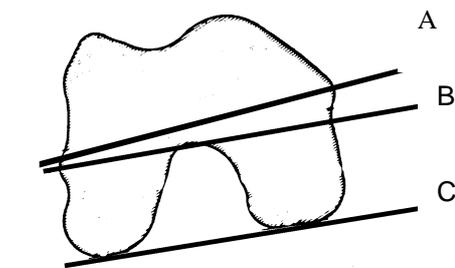


Abbildung 1: distale Achsenfestlegung

A Epikondylengerade

B Kondylenachse

C Kondylentangente

In der Regel ist der ATW positiv. In diesem Fall ist das distale Femur gegenüber dem proximalen Femur nach innen gedreht. Seltener liegt die Schenkelhalsachse nicht vor,

sondern hinter der Femurkondylenachse. Dann spricht man von Retrotorsion, die in Minusgraden angegeben wird. [18, 22]

Da der ATW von den verschiedensten Autoren mit differierender Achsenbestimmung/-bezeichnung auf unterschiedliche Art und Weise definiert wird, ist das Ausmaß der femuralen Antetorsion auch von der Meßmethodik abhängig. [7]

1.1.2 Die Definition des Antetorsionswinkels

Als erster untersuchte Mikulicz 1878 die Antetorsion des Oberschenkelhalses. Er stellte fest, daß schon rein optisch kein Oberschenkelkelpaar mit dem nächsten übereinstimmt, und daß auch zwischen den beiden Seiten eines Paares ein Unterschied in der Stellung des Schenkelhalses zum Schenkelschaft besteht. Er definierte den Torsionswinkel am Oberschenkel als den Winkel zwischen der Längsachse des Halses und der Drehachse des Kniegelenks.

Mikulicz bestimmte an 120 Oberschenkelknochen Erwachsener die Antetorsion, indem er zunächst die Drehachse des Kniegelenks festlegte. Dazu wurde der Knochen auf eine Tischplatte gelegt, so daß die beiden hinteren Teile der Kondylen diese berührten. Parallel zum Tisch wurden in die am weitesten lateral liegenden Punkte der Kondylen (Epicondylus lateralis und medialis) Stahlnadeln gesteckt. Die Richtung der Nadeln zeigt die Drehachse des Kniegelenks an. Diese Achse entspricht in Mikuliczs Modell einer Parallelverschiebung der Kondylenhinterkantentangente.

Dann wurde am proximalen Ende des Knochens der Drehpunkt des Gelenkkopfes auf seinen oberen Scheitel projiziert. Dazu wurde mit einer vertikal gestellten, geschwärzten Schieferplatte diese Stelle markiert. Von diesem Punkt aus wurde zum Trochanter major über die Mitte der Konturen des Schenkelhalses die Richtung des Halses festgelegt. In der Verlängerung dieser Richtungslinie wurden in den Femurkopf und den Trochanter major ebenfalls Stahlnadeln gesteckt. Mit Hilfe eines Lucae'schen Zeichenapparates bestimmte Mikulicz dann den durch die Richtung der Nadeln am proximalen und distalen Ende gebildeten Winkel. Dieser Winkel ist der ATW des Schenkelhalses. [18]

Bei der häufig verwendeten Definition nach Le Damany wird der ATW durch zwei Achsen definiert, der Femurkopf-Hals-Achse und der Kniekondylenachse.

In ihrer Parallelverschiebung bilden diese beiden Achsen den Antetorsionswinkel. Der Femur wird dabei von proximal in Richtung des Femurschaftes betrachtet. Der ATW bildet sich durch die Projektionen KA = Kondylenachse und SHA = Schenkelhalsachse.

Abbildung 2) [6]

Dabei ist zu beachten, daß die hier erwähnte Kondylenachse bei den übrigen Autoren als Kondylentangente bezeichnet wird und nicht der in 1.1.1 erwähnten Kondylenachse entspricht.

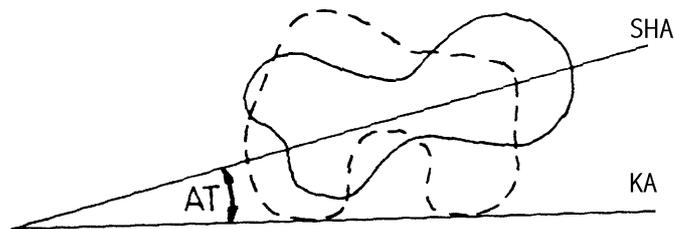


Abbildung 2: Definition der Achsen nach Le Damany
(Zeichnung übernommen von [6])

Auch Dunlap et al (1953) definieren den ATW mit Hilfe dieser zwei Achsen, wobei sie jedoch nicht die Projektionen der Achsen, sondern die Ebenen benennen. **(Abbildung 3)** Der ATW bildet sich hier aus Kondylen- und Schenkelhalsebene. [7]

Die Ebenen werden dabei jeweils mit der Femurschaftachse als drittem Vektor gebildet.

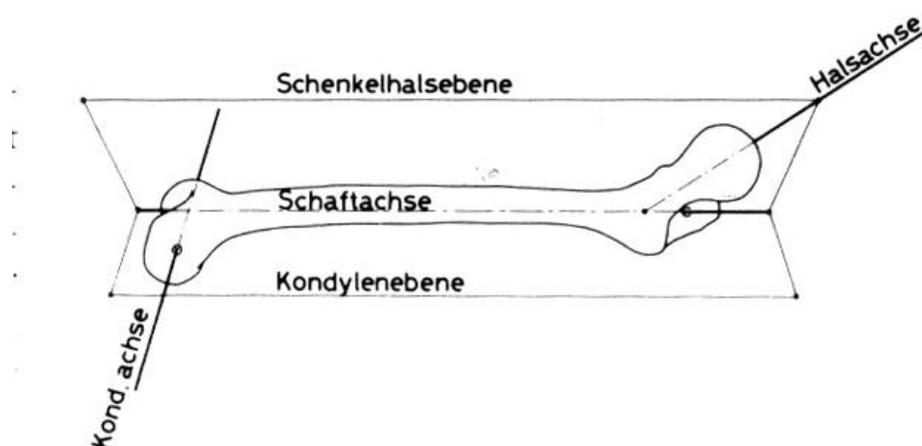


Abbildung 3: Definition der Achsen nach Dunlap am Beispiel eines rechten Femur
(Zeichnung übernommen von [7])

Abweichend von dieser Definition setzt König die Achsen fest, wie in (**Abbildung 4**) zu erkennen ist. [7]

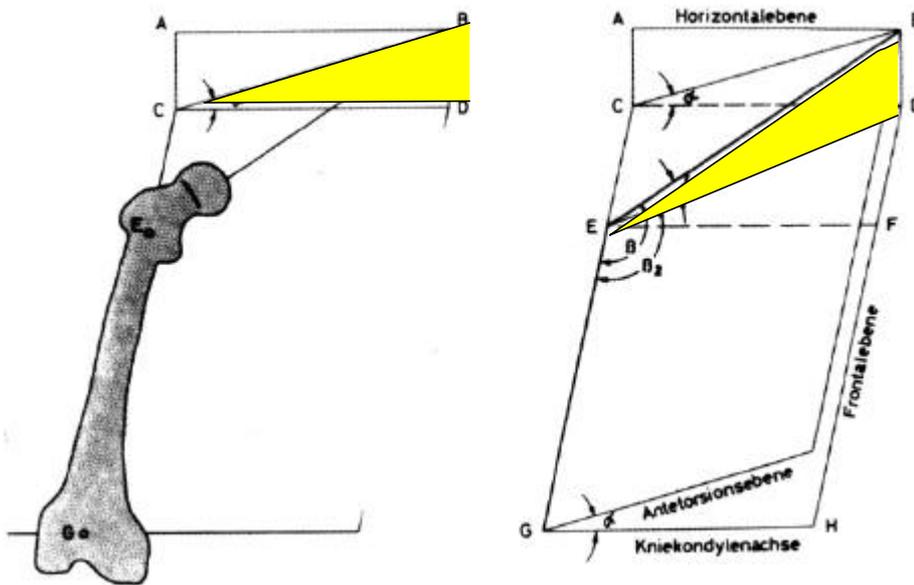


Abbildung 4: Definitionen des ATW

Links: Dunlap

Rechts: König

(Zeichnung übernommen von [7])

Die Kniekondylenhinterkantenebene wird von König auch durch die Punkte CDE festgelegt. Dunlap definiert die zweite Ebene durch die Punkte BCD. Der ATW nach Dunlap ist der in **Abbildung 4** dargestellte Winkel α .

Bei König dagegen bilden die Punkte BED die zweite Ebene, der resultierende Winkel ist δ . Dieser Winkel ist kleiner als der auf die Horizontalebene projizierte ATW α nach Dunlap und Le Damany.

In dieser Arbeit wird zur Bestimmung der Referenzwerte die häufig verwendete und anerkannte Definition des ATW nach Dunlap verwendet, d.h. der auf die Horizontalebene projizierte Winkel α zwischen den Ebenen ECD und ECB.

Nach Mikulicz, Le Damany, F. Lang und Pitzen beträgt die Antetorsion beim Erwachsenen durchschnittlich 12 °, wobei bei deren Beobachtungen 2/3 der Probanden zwischen 4 und 20° lagen. Des weiteren wird beschrieben, daß der ATW im Laufe der ersten beiden Lebensdekaden kleiner wird, wobei dieses sich überwiegend bei Gehbeginn und in der Pubertät vollzieht. Postpubertär ist dann eine Stagnation vorhanden. Der ATW bei Neugeborenen liegt im Durchschnitt bei 40°. **(Abbildung 5)** [17, 18]

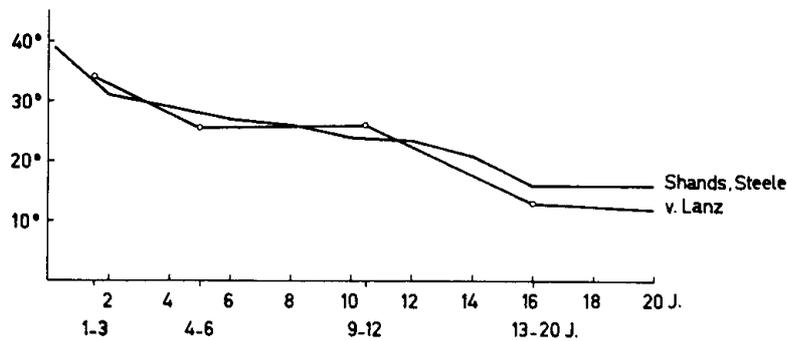


Abbildung 5: Rückgang der Antetorsion mit dem Wachstum
(Graphik aus [17])

1.1.3 Die klinische Problematik der Antetorsionswinkeldifferenzen

Die alleinige Betrachtung des ATW läßt noch keine Schlußfolgerung bezüglich des Krankheitswertes zu. Wie bereits in Kapitel 1.1.2 erwähnt, kann der Winkel von 12° laut Mikulicz, Le Damany, Pitzen und Lang als Normalbefund angesehen werden.

In der Untersuchung von Mikulicz an 120 Knochenpaaren wurden Torsionswinkel des Femurs von -25° bis 35° gemessen. Die äußeren sechs Oberschenkel wurden als Ausreißer abgezogen, so daß eine Schwankung des ATW bei 114 Femora von -7° bis +28° vorlag. Bei nahezu 2/3 der Knochen lag die Schwankung zwischen +4° und +20°. [18]

Eine computertomographische Messung des ATW von Strecker et al. [28] zeigte an 293 unverletzten Oberschenkeln von 186 Patienten eine mittlere Torsion von 23,47° mit einer doppelten Standardabweichung von $\pm 17,16^\circ$.

Die individuellen Schwankungen des ATW sind somit beachtlich.

Das Ausmaß des ATW hängt weiterhin von der Art der Meßmethode ab. So ergeben sich bei der ATW-Bestimmung mit der computertomographisch gestützten Methode nach Waidelich beispielsweise höhere Werte als bei der ebenfalls computertomographischen Methode nach Jend. Bei der Messung nach König sind die ATW in der Regel kleiner als bei Jend. Die erwähnten Methoden werden nachfolgend noch erklärt.

In **Tabelle 1** sind einige Studien aufgeführt, die den ATW mit unterschiedlichsten Methoden bestimmen.

Autor	Methode	Proximale Achse	Distale Achse	Jahr	Gruppengröße	Werte für ATW	Streuung
Mikulicz	Experimentell	Mittelpunkt des Kopfes gegen den des Trochanter major	Drehachse des Kniegelenks	1878	114	12°	-7° bis 28°
Moulton und Upadhyay	Ultraschall	Achse an der Kontur des Oberschenkelhalses	Kniekondylenhalbierende	1982	30	15,38°	0° bis 36°
Jend	CT nach Jend	Kopf-Hals-Achse	Kondylenhinterkantentangente	1986	32	15,25	± SD 11,88°
Terjesen und Anda	Ultraschall	Anteriore Kontur von Femurkopf und -hals	posteriore Kontur der Kondylen	1987	57	33°	12° bis 47°
	Röntgenologisch nach Rippstein	Kopf-Hals-Achse	Kondylenhinterkantentangente				

Herzberg	Röntgenologisch nach Rippstein	Kopf-Hals-Achse	Kondylenhinter- kantentangente	1991	86	10,5°	± SD 9,22°
Waidelich	CT nach Waidelich	Achse zwischen Femurkopf- und Trochanter- Major- Mittelpunkt	Kondylenhinter- kantentangente	1992	50	-20,4°	± SD 9,0°
Strecker	CT nach Waidelich	Achse zwischen Femurkopf- und Trochanter- Major- Mittelpunkt	Kondylenhinter- kantentangente	1994	293	23,47°	± 2SD 17,16°
Schneider	Kernspin	Kopf-Hals-Achse	Kondylenhinter- kantentangente	1995	26 Probanden 12 Patienten	11,7°	-1,2° bis 26,0°

Tomczak	MRT	Schenkelhals- achse	Kondylenhinter- kantentangente	1995	37	23,2°	0° bis 65°
	CT	Achse zwischen Femurkopf- und Trochanter- Major-Mittelp.	Kondylenhinter- kantentangente			34°	5° bis 82° 1
	Ultraschall	Anteriore Kontur von Femurkopf und -hals	posteriore Kontur der Kondylen			25,6°	0° bis 40°
Schneider	MRT	Kopf-Hals-Achse	Kondylenhinter- kantentangente	1997	42	10,4°	± SD 6,2°

Tabelle 1: Methoden zur ATW-Bestimmung

Bei größerem ATW erfolgt kompensatorisch eine vermehrte Innenrotation des Beines, um einen normalen Gelenkschluß zwischen Hüftkopf und –pfanne zu erreichen.

Bei einem zu großen ATW ist demnach die Außendrehfähigkeit erhöht, die Innendrehfähigkeit herabgesetzt.

Neben den interindividuellen Unterschieden der femoralen Antetorsion ist intraindividuell häufig eine Seitendifferenz vorhanden. Diese wird als sogenannte Antetorsionsdifferenz (ATD) bezeichnet, die bei Erreichen pathologischer Werte Dreh- oder Rotationsfehler genannt wird.

Die ATD kann angeboren oder als Folge von Frakturen des Oberschenkels auch erworben sein. Besteht eine solche ATD, so kann diese zu erheblichen orthopädischen Problemen führen. Dabei existieren jedoch keine einheitlichen Angaben darüber, ab welchem Ausmaß die Seitendifferenz Probleme verursacht.

Betrachtet man die Seitendifferenzen, so ist die intraindividuelle Differenz bis zum Auftreten von klinischen Problemen allerdings deutlich niedriger als beim absoluten ATW, bei dem auch stark von der Norm abweichende Werte bei Seitengleichheit ohne wesentliche Beschwerden beschrieben werden.

Im Round-Table-Gespräch der 52. Jahresversammlung der Schweizerischen Gesellschaft für Unfallmedizin von 1967 wurde dargelegt, daß eine Antetorsionsdifferenz über 25° im Allgemeinen nicht kompensiert werden kann, wobei dieser Wert nur als Faustregel anzusehen sei. [5]

In einer Studie von Braten et al. [3] wurden die ATD und eventuelle klinische Beschwerden an 110 Patienten, die eine Oberschenkelmarknagelung hatten, untersucht.

Von diesen 110 Patienten hatten 21 eine ATD über 15°, davon hatten 8 Beschwerden, die durch eine zu große ATD hervorgerufen sein könnten. Von 26 Patienten mit einer mittleren ATD zwischen 10° und 14° hatten 3 geringe klinische Probleme. Bei den 63 Patienten mit einer ATD < 10° waren keine klinischen Probleme aufgetreten, die einer zu großen ATD zugeordnet werden konnten. Braten et al. empfehlen bei Marknagelungen zu beachten, daß die ATD nicht über 15° eingestellt wird.

Strecker et al. beschreiben 1994, daß die intraindividuellen Torsionstoleranzen am Oberschenkel bei 99% der Bevölkerung bei Gesunden innerhalb von 15° liegen, bei 95% innerhalb von 11°. [28] Auch in einer Veröffentlichung Streckers von 1997 wird davon

ausgegangen, daß eine ATD von bis zu 15° beim mitteleuropäischen Erwachsenen als physiologisch anzusehen ist. [27]

Jend zieht die Grenze zu pathologischen ATD nach Femurfrakturen sogar bei 9°. Bei 50 Patienten mit operativ oder konservativ versorgter Ober- oder Unterschenkelfraktur wurden computertomographisch die Torsionsverhältnisse bestimmt. Die unverletzten Oberschenkel wiesen dabei eine Innentorsion von $-20,4^\circ \pm 9,0^\circ$ auf. Die ATD betrug $4,3^\circ \pm 2,3^\circ$. [12]

Beschwerden, die auf Antetorsionsdifferenzen zurückzuführen sind, können sich in chronischen Gelenkentzündungen und Arthrosen ausdrücken.

Bei jeglichen Fehlstellungen in den Achsen der unteren Extremität können Störungen im Gangmechanismus entstehen, die sich in Störungen des Gangbildes bemerkbar machen. Durch Überforderung des Kompensationsmechanismus von Gelenken, denen Achsenfehlstellungen in Knochen benachbart sind, kann es zu statischen Beschwerden kommen. Die unphysiologische Beanspruchung von Teilen des Gelenkknorpels kann zu Degeneration und in der Folge entstehenden Arthrosen führen. [4]

Ursachen der Beschwerden können auch in einer muskulären Imbalance der kompensatorisch überlasteten Rotatoren Muskeln und der Fehlbelastung der Gelenke liegen [27, 31], die das distale Ende der unteren Extremität in eine physiologische Position ziehen. Im Gefolge dieser Korrekturmaßnahmen kann es auch zu Kapselüberdehnungen und Reizungen im Hüftgelenk kommen.

Insbesondere zu große Antetorsionsdifferenzen verursachen häufig sehr komplexe Störungen und in Folge dessen auch komplizierte Kompensationsmechanismen.

So kann es z.B. bei einem femoralen Innenrotationsfehler (vermehrte Antetorsion) zu einer Störung des femoro-patellaren Gleitvorganges kommen, wobei die Quadrizepsmuskulatur die Patella nach lateral zieht.

Man kann nicht kategorisch zuordnen, ob und welcher Achsenfehler überhaupt und wenn, welche Art der Störung hervorruft. Man muß dabei auch immer die körperliche Belastung des Patienten und sein Alter berücksichtigen. Das Zusammenspiel des gesamten Bewegungsapparates ist zu beachten. [4]

Die Indikation für einen Korrektur Eingriff wird nicht nur vom absoluten Wert, sondern immer zusätzlich vom klinischen Befund, d.h. zum Beispiel der Betrachtung der gesamten Beinachse und den individuellen Beschwerden des Patienten abhängig gemacht.

In **Tabelle 2** sind Rotationsfehler des Femurs und ihre möglichen Folgen aufgezeigt.

Lokalisation	Innenrotation	Außenrotation
Schenkelhals	<ul style="list-style-type: none"> - Coxa antetorta - Überlastung des vorderen Pfannenrandes - evtl. Coxarthrose 	<ul style="list-style-type: none"> - Coxa retortorta - Inkongruenz des Hüftgelenks
Femurschaft	<ul style="list-style-type: none"> - Coxa antetorta - evtl. fixierte Innenrotation des Beines - Gehbehinderung (Anstoßen der Fußspitze) - Kraftverlust - Überlastung des Fußrandes 	<ul style="list-style-type: none"> - evtl. fixierte Außenrotation des Beines - Gangstörung - evtl. Knieschmerzen wegen Verdrehung der Knieachse - evtl. Knickfuß

Tabelle 2: Rotationsfehler und ihre möglichen Folgen
(Auszug aus [4])

Bei posttraumatischen Achsenfehlstellungen in der Frontal- und Sagittalebene bei Kindern wurde häufig von einer Kompensation im Alter durch das Wachstum berichtet.

Bei Achsabweichungen in der Transversalebene ging man dagegen davon aus, daß sie nicht korrigiert werden. [19]

In neueren Arbeiten wird jedoch beschrieben, daß auch diese Fehler im Rahmen der physiologischen Detorsion eine Korrekturtendenz aufweisen, da der Heilungsprozeß in den Wachstumsprozeß integriert wird.

Bei Femurfrakturen im Kindesalter besteht jedoch die Gefahr einer Beinlängendifferenz, wobei eine größere Antetorsionsdifferenz diese erhöht. Es kann zu vermehrtem Längenwachstum der frakturierten Seite kommen. [15, 16, 33]

Laut Wolf et al. [34] ist eine Korrekturtendenz einer Achsabweichung nach Oberschenkelschaftfrakturen beim Erwachsenen gar nicht gegeben. Um so schwerer wiegt der Rotationsfehler als eine häufige Komplikation der Oberschenkelmarknagelung, da Spätfolgen einer zu großen ATD zu Beschwerden im Knie- und Hüftgelenk führen können. [34]

Bei der Behandlung von Oberschenkelfrakturen hat somit die Minimierung der ATD hohe Priorität um eine derartige orthopädische Problematik zu verhindern.

Bei Femurfrakturen erfolgt in der Regel eine operative Behandlung durch Osteosynthese. Je nach Lokalisation der Fraktur wird eine Marknagelung oder Plattenosteosynthese durchgeführt.

Das Problem besteht dabei darin, daß die ATD intraoperativ sowohl klinisch als auch durch Röntgenaufnahmen schwer zu beurteilen ist. Eine sichere Darstellung wäre zumindest nur mit großem apparativem Aufwand (CT/MRT) möglich, was intraoperativ aufgrund des apparativen Aufwandes nur an wenigen Kliniken durchführbar ist.

Bei der Osteosynthese von Oberschenkelschaftfrakturen ist eine achsengerechte Einstellung in den verschiedenen Ebenen notwendig. Dabei ist es durch Aufnahmen eines Röntgenbildverstärker in den entsprechenden Ebenen möglich, die Frontal- und die Sagittalebene einzustellen.

Schwierigkeiten bestehen in einer korrekten Einstellung in der Transversalebene der frakturierten Seite im Vergleich zur Gesunden. Bei einer geschlossenen Marknagelung des Oberschenkels ist die Torsion der Fragmente nicht genau kontrollierbar und häufig instabil. [32] Es kommt dabei häufiger zu einer Außenrotationsdeformität. [21, 27]

Aufgrund der stark unterschiedlichen interindividuellen ATD ist zur Optimierung der Stellung des Femurs in der Transversalebene eine Messung und gegebenenfalls Angleichung des ATW an die gesunde Seite, d.h. eine Minimierung der Antetorsionsdifferenz sinnvoller, als die Einstellung auf einen an einem großen Kollektiv erhobenen Mittelwert. [14]

1.2 Möglichkeiten der Messung des Antetorsionswinkels

Die Messung des Antetorsionswinkels spielt bei der Behandlung von Oberschenkelschaftfrakturen eine entscheidende Rolle, da bei zu großer Seitendifferenz und damit verbundenen klinischen Problemen eine den Patienten erneut belastende Operation in Form einer Korrekturosteotomie notwendig werden kann.

Deshalb ist eine intraoperative Analyse eines Achsenfehlers in der Transversalebene, d.h. des Drehfehlers, sehr wichtig.

Sie ist jedoch bisher intraoperativ nur mit erheblichem apparativen Aufwand möglich und wird häufig unterlassen bzw. mit grob schätzenden klinischen Verfahren vorgenommen.

Postoperativ kann die ATD einfach durch CT-Aufnahmen bestimmt werden.

Die bereits erwähnte Vielzahl der Methoden zur Bestimmung des ATW findet sich auch bei den CT-basierten ATW-Bestimmungen, wobei viele nur eine Abwandlung konventionell-radiologischer Verfahren darstellen.

Prinzipiell stehen folgende Techniken zur Bestimmung des ATW zur Verfügung:

- klinische Techniken
- konventionell-radiologische Verfahren
- Schnittbildverfahren (CT, MRI)
- Ultraschallbasierte Techniken
- Intraoperativ einsetzbare, klinische Methoden

1.2.1 Klinische Techniken

Die Messung des ATW mit klinischen Techniken ist problematisch, da das Hüftgelenk durch seine große Rotationsfähigkeit auch höhergradige Abweichungen häufig verdeckt. Durch einen Vergleich des Rotationsumfangs der beiden Seiten in Beuge- und Streckhaltung des Hüftgelenks (Bauchlage) und mit Hilfe eines Goniometers kann der Drehfehler klinisch sichtbar werden.

Eine weitere Möglichkeit ist das seitenvergleichende Betasten der Trochantera majora bei frontalgestellten Kniescheiben, wobei ein Rotationsfehler erahnt werden kann.

Allerdings können diese Methoden nur der Orientierung dienen, genaue Werte in Grad werden nicht erfaßt. [25]

Eine klinische Untersuchung ermöglicht lediglich eine grobe Abschätzung der ATD und somit des Drehfehlers.

Dabei ist die Fehlerbreite so groß, daß sie als Grundlage für die Indikationsstellung und Planung von Korrekturosteotomien unzureichend ist. [26]

Die älteste klinische Bestimmungsart der Antetorsion nach Dreesmann (1908) [22] ist sehr einfach, verlangt aber Erfahrung vom Untersucher. Der Daumen wird auf die Leiste des Patienten gelegt, die übrigen Finger auf die Dorsalseite des Hüftgelenks und den Oberschenkel. Der Oberschenkel wird so ausgerichtet, daß Kopf und Trochanter major in der Frontalebene liegen. Die Abweichung des Fußes von der Sagittalen entspricht dem ATW.

Eine weitere einfache klinische Untersuchungsmethode zur Schnellbestimmung des ATW ist die Methode nach G. Drehmann (1909). Bei dieser Methode wird das Bein 90° in Knie und Hüfte gebeugt. Dann wird der gebeugte Oberschenkel so lange um die Femodiaphysenachse gedreht, bis die Spitze des Trochanter major nach außen zeigt. Dieses ist der am weitesten nach lateral herausstehende Punkt des Trochanter. Der dabei nach außen rotierende Unterschenkel funktioniert als Zeiger, der die Gradzahl der Antetorsion des Schenkelhalses anzeigt. **(Abbildung 6)**

Das Verfahren beruht auf dem sogenannten "antetorsionsabhängigen, außenrotatorischen Trochanter-major-Effekt". Dieses bedeutet, daß ein gesetzmäßiges Verhalten zwischen koxaler Femurantetorsion und Trochanter-major-Spitzenlage besteht. Es wird eine konstante Architektur der Strukturen des proximalen Femurendes zueinander vorausgesetzt.

Diese Methode ist auch beim liegenden Patienten mit in der Hüfte gestrecktem Bein durchführbar. [7]

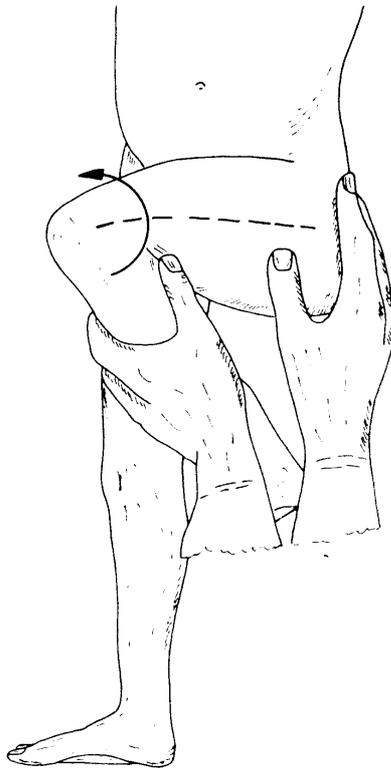


Abbildung 6: Palpatorische ATW- Bestimmung nach Drehmann
Der gebeugte Oberschenkel wird so lange um die Femurdiaphysenachse gedreht, bis die Trochantermajor-Spitze gerade die Transversalebene erreicht. [7]

1910 entwickelte Galeazzi ein Hilfsgerät zur Messung des ATW. Dieses Meßinstrument war jedoch sehr umständlich in seiner Handhabung und lieferte keine verlässlichen Werte. [22]