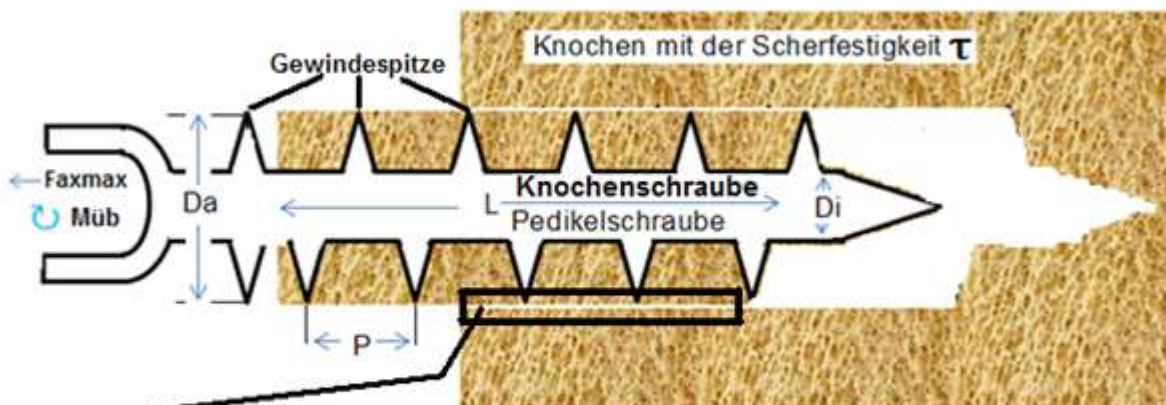


Die präoperative, nichtinvasive Bestimmung des Eindrehmoments einer Schraube im vitalen Knochen

Damit der Chirurg bei einer Schraubenimplantation in den Knochen den Einschraubvorgang mit der richtigen Verankerungsfestigkeit der Schraube im Knochen beenden kann, muß ihm die Höhe der maximalen Verankerungsfestigkeit dieser Schraube im dafür vorgesehenen Knochen bekannt sein, speziell wenn die Knochenqualität dieses Knochens durch pathologische Vorgänge reduziert ist. Die Vorgehensweise zur Erlangung dieser Information wird hier beispielhaft anhand einer in den Wirbelknochen eingedrehten Pedikelschraube beschrieben, gilt aber sinngemäß für jede Knochenschraube an anderen Skelettlokalisationen.

Die Knochenfestigkeit und damit die Verankerungsfestigkeit der Schraube resultiert aus der Höhe der Knochenmineraldichte und der Knochenqualität. Unter der Knochenqualität ist die Mikrostruktur (trabekuläre Mikroarchitektur: BV/TV, Tb.N, Tb.Sp, Tb.Th, Tb.Cn, SMI) des Knochens zu verstehen. Diese beiden Aspekte werden radiologisch ermittelt. Die Knochenmineraldichte wird durch die Knochendichtemesung QCT erfasst, die Mikrostruktur des Knochens durch die MDCT-Messung dargestellt. In der Vergangenheit war die Ermittlung der Mikrostruktur durch die klinisch verfügbaren MDCT - Abtaster wegen deren begrenzter Auflösung beschränkt. Mit den neuesten Verbesserungen des MDCT ist es jedoch möglich, die trabekuläre Struktur des Knochens zu bestimmen. Beispielsweise führen Trabekel mit plattenähnlicher Mikrostruktur zu einer höheren Auszugsfestigkeit als die mit stabförmiger Mikrostruktur [1, 2, 4]. Diese beiden genannten Variablen konstituieren sich als bezifferbares, werkstofftechnisches Äquivalent in der Scherfestigkeit des Knochens. Die Anteile der Einflüsse von Knochenmineraldichte und Mikrostruktur auf die Verankerungsfestigkeit der Schraube verteilen sich geschätzt zu 60% auf die Knochenmineraldichte und zu 40% auf die Mikrostruktur [3].

Bei axialem Ausriss einer Schraube aus dem Knochen oder durch das Überdrehen einer Schraube beim Einschraubvorgang in den Knochen wird der Knochen am Außendurchmesser der Schraube abgeschert. Das Knochenmaterial wird durch die Gewindespitze auf Scherung beansprucht, die Festigkeit des knöchernen Schraubenlagers wird also durch die Scherfestigkeit des Knochens an dieser Stelle (Bild) bestimmt und begrenzt [5].



Knochenzone, von der die Knochenmineraldichte mit QCT und die Mikrostruktur mit MDCT bestimmt wird. Der abgescherte Knochenzylinder hat die Länge L und den Durchmesser D_a .

Die Scherfestigkeit τ eines Materials ist der Quotient aus der an der Fläche A des Materials tangential angreifenden maximalen Scherkraft F_{axmax} und der Fläche A . Die Scherfestigkeit τ des Knochens bedeutet, daß die tangential am Knochengewinde angreifende Scherkraft flächenbezogen so groß ist, daß sie zum Bruch des Knochens führt und damit zahlenmäßig die Belastungsgrenze (Auszugsfestigkeit, Verankerungsfestigkeit) des Knochens angibt. Sie ist somit eine Materialkonstante und fließt als Festigkeitskennwert des Knochens in die nachfolgenden Berechnungen ein. Dargestellt wird dieser allgemeine Zusammenhang durch die Formel

$$\tau = F_{axmax}/A \quad (1)$$

Die maximale Axialkraft F_{axmax} einer Pedikelschraube im Wirbelknochen, bei der der Knochen abgeschert wird, beträgt damit

$$F_{axmax} = \tau \cdot A \quad (2)$$

Die Zylinderfläche A des durch das Schraubengewinde abgescherten knöchernen Gewindezylinders errechnet sich aus der Einschraublänge L der Schraube und dem Außendurchmesser D_a der Schraube durch

$$A = L \cdot D_a \cdot \pi \quad (3)$$

Damit beträgt die maximale Axialkraft F_{axmax} ohne Berücksichtigung der Gewindeeigenschaften (3) in (2)

$$F_{axmax} = \tau \cdot L \cdot D_a \cdot \pi \quad (4)$$

Durch Multiplikation der Gleichung (4) mit dem Korrekturfaktor TSF (Thread Shape Factor) wird der Einfluss des Schraubengewindes auf die maximale Axialkraft F_{axmax} durch die Gewindetiefe d und die Ganghöhe p berücksichtigt [5]. Der Korrekturfaktor TSF bezieht sich auf Schrauben mit symmetrischem Spitzgewinde, für Schrauben mit anderen Gewindetypen wäre die Berechnungsformel (5) für den TSF neu zu bestimmen. Für Schrauben mit symmetrischem Spitzgewinde lautet der Korrekturfaktor TSF

$$TSF = (0,5 + 0,57735 \cdot d/p) \quad (5)$$

Damit lautet die maximale Axialkraft F_{axmax} mit Einfluß des Schraubengewindes

$$F_{axmax} = \tau \cdot L \cdot D_a \cdot \pi \cdot (0,5 + 0,57735 \cdot d/p) \quad (6)$$

mit der Gewindetiefe $d = (D_a - D_i)/2$, dem Außendurchmesser D_a , dem Innendurchmesser D_i und der Ganghöhe p der Schraube.

Das Berechnungsschema (6) für die maximale Axialkraft F_{axmax} gilt für den spongiösen Knochen mit geringer oder mäßiger Dichte und deckt damit die Verhältnisse im Pedikel und Wirbelkörper ab [5]. Physikalisch kann der TSF durch die Elastizität und Plastizität der Trabekel erklärt werden. Durch die Axialkraft können die Trabekel in Krafrichtung verbogen und verformt werden und dadurch einen „Schlupf“ der Schraube aus dem Knochengewinde ohne Abscherung des Knochens ermöglichen, wobei die Scherfestigkeit des Knochens nicht erreicht bzw. überschritten wird. Mit

typischen Werten für den TSF von 0,7 – 0,9 [5] ist die maximale Axialkraft **Faxmax** um diesen Faktor herabgesetzt. In der Kortikalis sind diese elastischen und plastischen Eigenschaften weniger ausgeprägt.

Eine Messmöglichkeit zur Erfassung der durch die Schraube erzeugten Axialkraft während oder nach der Schraubenimplantation existiert nicht. Um einen Schraubenausriss zu vermeiden, kontrolliert der Chirurg subjektiv das Anziehen und das Beenden des Anziehens einer Schraube im Knochen über sein auf das Einschraubmoment bezogene Handgefühl. Als einzige objektive Messmöglichkeit zur Ermittlung der Verankerungsfestigkeit während des Einschraubvorgangs bietet sich die Drehmomentmessung mit einer Messvorrichtung an. Um das durch die Scherfestigkeit des Knochens festgelegte maximale Einschraubdrehmoment **Müb** auf keinen Fall zu überschreiten, kann über die errechnete maximale Axialkraft **Faxmax** das maximal zulässige Einschraubdrehmoment **Müb** berechnet werden. **Müb** stellt den absoluten Grenzwert für den Einschraubvorgang dar und darf nicht überschritten werden. Zunächst soll für den Einschraubvorgang einer Schraube in den Knochen die in der Literatur undifferenziert verwendete Bezeichnung „Drehmoment“ genauer definiert werden. Unter den ihnen zugeordneten Drehmomentbezeichnungen werden die einzelnen Abschnitte des Einschraubvorgangs beschrieben:

●Eindrehmoment

Die mit Beginn des Eindrehens der Schraubenspitze in den Knochen bis zum Anschlag des Schraubenkopfes an der Knochenwand auftretenden Drehmomente werden als Eindrehmomente bezeichnet.

Abhängig davon, ob die Schraube ohne oder mit Vorbohrung, ohne oder mit Gewindegewinde eingeschraubt wird sowie abhängig vom Verhältnis Knochenlochdurchmesser zu Schraubendurchmesser, werden sich reibungsabhängig ganz unterschiedliche Eindrehmomentwerte vom Einschrauben der Schraubenspitze bis zum Anschlag des Schraubenkopfes am Knochen einstellen. Da die Eindrehmomentwerte aus den eben genannten Gründen variieren, lässt sich aus diesen nicht unbedingt die Ausrissfestigkeit der Schraube per Handgefühl aus dem Knochen ermitteln.

●Anzugsdrehmoment

Das weitere Einschrauben der Schraube ab Anschlag des Schraubenkopfes am Knochen wird als Anzugsdrehmoment bezeichnet. Das finale Anzugsdrehmoment bestimmt die Befestigungsstärke der Schraube im Knochen und ist für den Chirurgen der Endpunkt des Einschraubvorgangs. Die Aufgabe des Anzugsdrehmoments besteht in der Erzeugung einer Selbsthemmung gegen selbsttätiges Herausdrehen der Schraube durch Reibung. Beim Drehen der Schraube tritt Gleitreibung, bei Stillstand der Schraube Haftreibung auf.

•Überdrehmoment

Durch fortgesetztes Anziehen der Schraube über das vorgesehene Anzugsdrehmoment hinaus wird schließlich das maximale Anzugsmoment erreicht, das im Folgenden als Überdrehmoment bezeichnet wird. Durch Erreichen bzw. Überschreiten des Überdrehmoments wird das Knochengewinde abgeschert (nach ganz fest kommt ganz ab) und die Schraube ist damit aus ihrem Knochenlager ausgerissen. Die nach dem Schraubenausriß gemessenen Drehmomentwerte sind somit bedeutungslos. Es ist das Bestreben des Chirurgen, das Anzugsdrehmoment auf den optimalen Wert unterhalb des Überdrehmoments zu begrenzen. Dieser optimale Wert muß durch zukünftige Untersuchungen noch ermittelt werden.

Rechenschritte zur Berechnung des Überdrehmoments **Müb**:

Das Drehmoment **M** ist das Produkt aus einem Hebelarm mit der dazu senkrecht angreifenden Kraft. Bezogen auf eine einzudrehende Schraube sind dies der halbe Flankendurchmesser der Schraube $d_2/2$ und die an diesem angreifende Umfangskraft **Fu** und damit lautet das Drehmoment

$$\mathbf{M} = \mathbf{F_u} \cdot \mathbf{d_2/2} \quad (7)$$

Greift an der Schraube die zum Schraubenausriß führende maximale Umfangskraft **Fumax** an, lautet der Ausdruck

$$\mathbf{M_{üb}} = \mathbf{F_{umax}} \cdot \mathbf{d_2/2} \quad (8)$$

Müb = Überdrehmoment

Fumax = maximale Umfangskraft an der Schraube, bewirkt Schraubenausriß

d_2 = Flankendurchmesser der Schraube

Die unbekannte maximale Umfangskraft **Fumax** in (8) läßt sich durch die oben hergeleitete maximale Axialkraft **Faxmax** ersetzen:

$$\mathbf{F_{umax}} = \mathbf{F_{axmax}} \cdot \mathbf{\tan\varphi} \quad (9)$$

φ = Gewindesteigungswinkel, $\tan\varphi = p/(\pi \cdot d_2)$, p = Ganghöhe des Gewindes

Unter Einbeziehung der Gewindereibung und der Schraubenkopfreibung lautet die Beziehung zwischen der maximalen Umfangskraft **Fumax** und der maximalen Axialkraft **Faxmax**

$$\text{ohne Thread Shape Factor TSF: } \mathbf{F_{umax}} = \mathbf{F_{axmax}} \cdot [\mathbf{\tan(\varphi + \rho_G)} + \mathbf{\tan\rho_K}] \quad (10)$$

$$\text{mit Thread Shape Factor TSF: } \mathbf{F_{umax}} = \mathbf{F_{axmax}} \cdot [\mathbf{\tan(\varphi + \rho_G)} + \mathbf{\tan\rho_K}] \cdot \mathbf{TSF} \quad (11)$$

ρ_G = Reibungswinkel zur Reibungszahl μ_G des Gewindes

ρ_K = Reibungswinkel zur Reibungszahl μ_K der Kopfauflage

Durch Einsetzen von (10) bzw. (11) in (8) erhält man für das Überdrehmoment der Schraube

$$\text{ohne Thread Shape Factor TSF: } \mathbf{M_{üb}} = \mathbf{F_{axmax}} \cdot \mathbf{d_2/2} \cdot [\mathbf{\tan(\varphi + \rho_G)} + \mathbf{\tan\rho_K}] \quad (12)$$

$$\text{mit Thread Shape Factor TSF: } \mathbf{M_{üb}} = \mathbf{F_{axmax}} \cdot \mathbf{d_2/2} \cdot [\mathbf{\tan(\varphi + \rho_G)} + \mathbf{\tan\rho_K}] \cdot \mathbf{TSF} \quad (13)$$

Durch Ersetzen von F_{axmax} in (12) bzw. (13) durch (4) erhält man ohne den Thread Shape Factor TSF

$$M_{\dot{u}b} = \tau \cdot L \cdot D_a \cdot \pi \cdot d_2/2 \cdot [\tan(\varphi + \rho_G) + \tan\rho_k] \quad (14)$$

mit dem Thread Shape Factor TSF

$$M_{\dot{u}b} = \tau \cdot L \cdot D_a \cdot \pi \cdot d_2/2 \cdot [\tan(\varphi + \rho_G) + \tan\rho_k] \cdot TSF \quad (15)$$

Unter Vernachlässigung der Gewindereibung und der Kopfreibung in (14) und (15)

$$\text{ohne den Thread Shape Factor TSF } M_{\dot{u}b} = \tau \cdot L \cdot D_a \cdot \pi \cdot d_2/2 \cdot \tan\varphi \quad (16)$$

$$\text{mit dem Thread Shape Factor TSF } M_{\dot{u}b} = \tau \cdot L \cdot D_a \cdot \pi \cdot d_2/2 \cdot \tan\varphi \cdot TSF \quad (17)$$

Durch Einsetzen von $TSF = (0,5 + 0,57735 \cdot d/p)$ in (17) erhält man

$$M_{\dot{u}b} = \tau \cdot L \cdot D_a \cdot \pi \cdot d_2/2 \cdot \tan\varphi \cdot (0,5 + 0,57735 \cdot d/p) \quad [5, 6] \quad (18)$$

Begründung für die Vernachlässigung der Gewindereibung und der Reibung des Schraubenkopfes:

Der im Knochen geschaffene Hohlraum für die vorgesehene Schraube füllt sich mit Blut, Fett, Gewebsflüssigkeit und Knochenmark. Diese Substanzen sowie physiologische Kochsalzlösung haben schmierende Eigenschaften auf das Gewinde und den Schraubenkopf. Deshalb können für die überschlägige Berechnung in erster Näherung Gewindereibung und Schraubenkopfreibung vernachlässigt werden [7, 8]. Um jedoch diese Vernachlässigungen für die genaue Berechnung zu bestätigen, sollten die Reibungszahlen durch In-vitro-Versuche ermittelt werden.

Mit den Gleichungen (16) und (18) wird das maximale Einschraubmoment berechnet, sie enthalten als einzige unbekannt Variable die Knochenscherfestigkeit τ , die durch Scherversuche (Werkstoffprüfung) in vitro bestimmt werden kann [9].

•Vorgänge im Knochen während des Einschraubvorgangs einer Schraube in den Knochen

Beim Einschrauben der Schraube wirkt der spongiöse Knochen, proportional der Anzahl der Trabekel, mit Normaldruck auf die Gewindefläche der Schraube. Die daraus resultierende Reibkraft auf die Gewindefläche erzeugt beim Einschrauben das Gewindereibungsmoment M_{GR} . Das Eindrehmoment wird sich mit der Einschraubtiefe der Schraube erhöhen, weil die damit zunehmende Anzahl der Trabekel mit ihren elastischen und plastischen Eigenschaften auf die Gewindeoberfläche drückt. Auch der Knochenlochdurchmesser beeinflusst den Normaldruck. Je größer die Differenz zwischen dem Knochenlochdurchmesser D_{os} und dem Schraubendurchmesser D_a ist ($D_a - D_{os} \geq 0$), umso größer ist die erzeugte Reibung und damit das Gewindereibungsmoment M_{GR} . Beim Eindrehen von gewindeformenden oder gewindeformenden Schrauben kommt es so stets zu höheren Gewindereibungsmomenten M_{GR} und damit zu höheren Eindrehmomenten. Diese Eindrehmomente können in der Größenordnung der nachfolgenden Anzugsmomente liegen. Je geringer die Schärfe der Schneiden einer selbstschneidenden Schraube und damit

die Schnittleistung ist, umso mehr ist das Gewindeschneiden als formend und nicht als selbstschneidend anzusehen. Durch die selbstschneidenden und selbstformenden Schrauben wird die knöchernen Umgebung der Schraube komprimiert, wodurch ein intimer Kontakt zwischen Schraube und umgebendem Material entsteht. Das Schraubengewinde wird vollständig mit Knochen ausgefüllt. Allerdings wird dadurch auch eine mögliche Minderdurchblutung (Mikrozirkulationsstörung) des Knochens riskiert, die zu Nekrosen des Implantatlagers und damit zur Schraubenlockerung sowie zu bindegewebiger Einscheidung des Implantats führen kann [10].

Beim Einschrauben einer Schraube in die Kortikalis bzw. in den massiven Knochen wird diese Zunahme des Eindrehmoments in Abhängigkeit von der Einschraubtiefe wahrscheinlich weniger in Erscheinung treten, da sich dann die Knochenoberfläche als Ganzes mehr oder weniger wie eine starre Platte an das Gewinde anlegt und sich nicht einzelne, plastisch verformbare Trabekel auf die Reibung der Schraube auswirken. Schraubenseitig bestimmt die Oberflächenrauigkeit des Schraubengewindes die Höhe des Gewindereibungsmoments. Die rauere Oberfläche erhöht die Fixationskraft des Implantats durch mechanische Verzahnung mit der Knochensubstanz [11].

Das Einschrauben erzeugt eine Axialkraft, die das Knochengewinde in Krafrichtung deformiert.

Während der Schraubeninsertion gelangen Blut und andere Gewebebestandteile in das Knochenloch. Die schmierenden Eigenschaften von Blut, Fett, Gewebsflüssigkeit und Knochenmark im Knochengewinde sowie die Verwendung von physiologischer Kochsalzlösung haben reibungsmindernde Wirkung und können dadurch das Gewindereibungsmoment verringern [7, 8].

Wird das Eindrehen der Schraube im Bereich des Eindrehmoments beendet, ist eine feste Verankerung nicht gegeben. Die Schraube muß zusätzlich festgezogen werden (Anzugsdrehmoment), damit diese sich selbst arretiert, ansonsten sitzt sie „lose“ im Knochen und muß gegen Verdrehen gesichert werden.

Sobald der Schraubenkopf der Kortikalis aufsitzt und die Schraube weiter angezogen wird, addiert sich zum Schraubenkopfreibungsmoment M_{KR} vom Schraubenkopf und Gewindereibungsmoment M_{GR} vom Schraubengewinde das Nutz - oder Gewindesteigungsdrehmoment M_{GSt} . Das Nutzdrehmoment erzeugt die Axialkraft F_{ax} in der Schraube. Sie resultiert aus der Keilwirkung, die durch die Gewindesteigung hervorgerufen wird.

Die Summe von M_{GSt} , M_{GR} und M_{KR} ergibt das Anzugsmoment M_a [6].

$$M_a = M_{GSt} + M_{GR} + M_{KR} \quad (19)$$

Das typische Anzugsmoment von erfahrenen Chirurgen beträgt 86% des Überdrehmoments, unterhalb 70% des Überdrehmoments ist die Verankerungsfestigkeit fraglich [12, 13]. Damit ist das optimale, ideale Anzugsmoment durch weitere Untersuchungen enger einzugrenzen.

Die Schraube soll sich nach dem Festziehen nicht wieder von selbst lösen können (selbsttätiges Herausdrehen), sie muß sich gegen das Herausdrehen selbst hemmen. Selbsthemmung bedeutet physikalisch, daß der Gewindereibungswinkel größer ist als der Gewindesteigungswinkel [14].

Die Festigkeitseigenschaft der Schraube (massive Schraube) braucht gegenüber der des Knochens in der Mehrzahl der Fälle nicht berücksichtigt zu werden (kanülierte Schrauben ausgenommen). Bei dynamischer Beanspruchung ist die Biegefestigkeit der Schraube zu beachten.

Bis auf die Scherfestigkeit τ sind alle Variablen in Form von Schraubenabmessungen bekannt, diese werden entweder vom Hersteller mitgeliefert oder können ganz einfach mit einer Schieblehre festgestellt werden.

• **Beschreibung der Vorgehensweise zur nichtinvasiven, präoperativen Ermittlung der Scherfestigkeit τ eines zur Schraubenimplantation vorgesehenen Wirbelknochens oder anderen Skelettknochens**

Da die Scherfestigkeit τ des zu instrumentierenden Wirbels (Knochens) durch die geschlossene Haut und des damit unberührten Wirbels vor der OP nicht ermittelt werden kann, schlage ich folgenden Weg zur ihrer Ermittlung über In-vitro-Versuche an Wirbeln aus Leichenpräparaten vor:

Die unterschiedlichen Knocheneigenschaften (Knochenmineraldichte und Knochenqualität) der beiden Pedikel desselben Wirbels sind vernachlässigbar, somit können beide Pedikel zur gegenseitigen Kontrolle verwendet werden. Der eine Pedikel wird zur Bestimmung der Knochenmineraldichte mit QCT, der Mikrostruktur mit MDCT und anschließender Bestimmung der Scherfestigkeit τ verwendet. Dies ergibt drei Untersuchungsergebnisse pro Knochenprobe, nachfolgend als Tripelwert bezeichnet. Die Knochenmineraldichte und die Mikrostruktur werden in dem Knochensektor bestimmt, in dem sich nach dem Eindrehen der Schraube das Gewinde der Schraube befindet. Danach wird genau dieser Knochensektor zur maschinellen Bestimmung der Scherfestigkeit (Werkstoffprüfung) aus dem Pedikel bzw. Wirbelkörper entnommen (die Schraube liegt für gewöhnlich im Pedikel und im Wirbelkörper). Auf diese Weise entsteht bei möglichst zahlreichen Messungen eine Liste von Tripelwerten, deren Knochenmineraldichtewerte, MDCT-Strukturen und Scherfestigkeitswerte einander zugeordnet sind.

In den gegenüberliegenden, noch unberührten Pedikel des Wirbels wird eine Schraube zur Messung des Überdrehmoments $M_{\text{üb}}$ eingeschraubt. Der bei der Messung mit Hilfe einer Drehmomentmessvorrichtung erhaltene Überdrehmomentwert $M_{\text{üb}}$ sollte dann das mittels gemessener Scherfestigkeit τ errechnete Überdrehmoment des anderen Pedikels widerspiegeln.

Um die zeitabhängigen Veränderungen der mechanischen Eigenschaften der Wirbel möglichst gering zu halten, sollten möglichst frische Leichenpräparate für die In-vitro-Versuche verwendet werden. Je zahlreicher die durchgeführten Versuche sind, desto feiner sind die Unterschiede zwischen ihren Ergebnissen und damit auch zu den Ergebnissen der In-vivo-Messung im zur OP vorgesehenen Patienten.

Ist nun die Implantation einer Schraube in den Wirbel (oder in einen anderen Knochen) eines Patienten geplant, so kann dort die Knochenmineraldichte in der dafür vorgesehenen Pedikelzone (bzw. Wirbelkörperzone) nichtinvasiv mittels QCT bestimmt werden. Das Bild der zugehörigen ossären Mikrostruktur und damit deren Einfluss auf die Verankerungsfestigkeit der Schraube kann mit Hilfe des MDCT bestimmt werden. Die Knochenmineraldichten und die Knochenmikrostrukturen aus den In-vitro-Versuchen sind mit denen der In-vivo-Messungen zu vergleichen. Aus der In-vitro-Messung mit den geringsten oder nicht vorhandenen Unterschieden zur In-vivo-Messung bezüglich Knochenmineraldichte und Mikrostruktur ist der Wert für die Scherfestigkeit τ zu entnehmen. Mit diesem und den Schraubenabmessungen kann nun das zu erwartende Überdrehmoment $M_{\text{üb}}$ der zur Implantation vorgesehenen Schraube errechnet werden.

Die unterschiedlichen Knochenmineraldichten und Knochenmikrostrukturen von Pedikel und Wirbelkörper (die Schraube liegt für gewöhnlich im Pedikel und im Wirbelkörper) können durch die separate Berechnung der Überdrehmomente einerseits für den Pedikel und andererseits für den Wirbelkörper berücksichtigt werden.

Dieses Berechnungskonzept gilt sinngemäß für alle anderen Knochenlokalisationen im Skelett, in die die Schrauben implantiert werden sollen.

In der Literatur [15,16] werden einige Kraftwerte $F_{\text{tägl}}$ angegeben, die aus der Alltagsbelastung auf die Schrauben bzw. Instrumentationen in Wirbeln resultieren. Von Stempel et al. [15] halten eine Primärstabilität $F_{\text{tägl}}$ von 900N als ausreichend für implantierte Schrauben, Kueny et al. [16] geben einen Belastungsumfang $F_{\text{tägl}}$ von ca. 100N-300N an. Diese Kraftwerte können für den Vergleich mit den obigen Berechnungen in Drehmomente umgerechnet werden. Die Datenlage über die Höhe dieser Kräfte (Mindestverankerungsfestigkeit) aus den täglichen Belastungen, denen die implantierten Schrauben standhalten müssen, ist noch dürftig. Damit sind in dieser Richtung weitere Untersuchungen notwendig. Die Höhe der Differenz zwischen errechnetem Überdrehmoment und maximaler Alltagsbelastung entscheidet über den Zementeinsatz bei der Schraubenimplantation. Die physikalische Folge der Zementierung ist die Bildung einer Einheit von Zement und Schraube. Dies ist faktisch eine Vergrößerung des Schraubenaußendurchmessers, der jetzt in Form des Zementkörperdurchmessers in die Berechnung eingeht. Der Zementkörper selbst kann als eine massive Erhöhung der Knochenmineraldichte angesehen werden. Eingesetzt in die Gleichung (4) erhöht dieser „größere Schraubenaußendurchmesser“ die maximal zulässige Axialkraft F_{axmax} und damit auch das Überdrehmoment $M_{\text{üb}}$ (16, 18).

Durch die Möglichkeit, über den Zementeinsatz vor der OP entscheiden zu können, wird die OP besser planbar und die geplante OP-Zeit besser abgrenzbar, was sich vor allem bei einer größeren Anzahl einzusetzender Schrauben positiv auf das Endergebnis auswirkt.

•Zusammenfassung des Ablaufs

Es werden der Knochenmineraldichtewert mittels QCT und die Knochenmikrostruktur mittels MDCT von der beabsichtigten Implantatstelle im Patientenknochen ermittelt. Diese Ergebnisse werden mit denen aus der erstellten In-vitro-Tripelwerteliste verglichen. Die In-vitro-Tripelwerte mit den geringsten Differenzen zur In-vivo-Messung werden herausgesucht und mit der daraus stammenden Scherfestigkeit τ und den Schraubenabmessungen L , D_a , D_i , d_2 und p wird, unter Vernachlässigung von Gewindereibung und Kopfreibung, mit Hilfe der obenstehenden Berechnungsformeln

$M_{\text{üb}} = \tau \cdot L \cdot D_a \cdot \pi \cdot d_2/2 \cdot \tan\varphi$ (16) ohne den Thread Shape Factor TSF bzw.

$M_{\text{üb}} = \tau \cdot L \cdot D_a \cdot \pi \cdot d_2/2 \cdot \tan\varphi \cdot (0,5 + 0,57735 \cdot d/p)$ (18) mit dem Thread Shape Factor TSF das Überdrehmoment $M_{\text{üb}}$ der Schraube errechnet. Zu diesem Überdrehmoment $M_{\text{üb}}$ wird ein Anzugsmoment M_a mit ausreichendem Abstand zum Überdrehmoment $M_{\text{üb}}$ festgelegt. Mit diesem M_a ist die Schraube einzuschrauben. Vor dem Einschrauben ist das Überdrehmoment $M_{\text{üb}}$ noch mit den bei der täglichen Bewegung des Patienten auftretenden Momenten $M_{\text{tägl}}$ zu vergleichen, um zu entscheiden, ob zementiert werden muß oder nicht. $M_{\text{tägl}}$ errechnet sich gemäß obenstehender Ausführungen durch $M_{\text{tägl}} = F_{\text{tägl}} \cdot d_2/2 \cdot \tan\varphi$.

Literaturliste:

[1] Mosekilde L.

Vertebral structure and strength in vivo and in vitro.

Calcif Tissue Int, 1993;53 Suppl:121-5; discussion 125-6.

[2] Baum T, Gräbeldinger M, Räth C, Garcia EG, Burgkart R, Patsch JM, Rummeny EJ, Link TM, Bauer JS.

Trabecular Bone Structure Analysis of the Spine Using Clinical MDCT: Can It Predict Vertebral Bone Strength?

J Bone Miner Metab, Jan 2014;32(1):56-64 DOI: 10.1007/s00774-013-0465-6

[3] Deckelmann S, Schwyn R, Van der Pol B, Windolf M, Heini PF, Benneker LM.

DensiProbe Spine: A Novel Instrument for Intraoperative Measurement of Bone Density in Transpedicular Screw Fixation.

Spine (Phila Pa 1976), 2010 Mar;15;35(6):607-12

DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181bc9470

[4] Ab-Lazid R, Perilli E, Ryan MK, Costi JJ, Reynolds KJ.

Pullout Strength of Cancellous Screws in Human Femoral Heads Depends on Applied Insertion Torque, Trabecular Bone Microarchitecture and Areal Bone Mineral Density.

J Mech Behav Biomed Mater, Dec 2014;40:354-361

DOI: 10.1016/j.jmbbm.2014.09.009

[5] Asnis SE, Ernberg JJ, Bostrom MP, Wright TM, Harrington RM, Tencer A, Peterson M.

Cancellous bone screw thread design and holding power.

J Orthop Trauma, 1996;10(7):462-9.

- [6] Wiegand H, Kloos KH, Thomala W. Montage von Schraubenverbindungen, S.296-S.378, Schraubenverbindungen: Grundlagen, Berechnung, Eigenschaften, Handhabung, 2007. Springer Berlin Heidelberg New York.
- [7] Mizuno K, Shinomiya K, Nakai O, Shindo S, Otani K. Intraoperative Insertion Torque of Lumbar Pedicle Screw and Postoperative Radiographic Evaluation: Short-Term Observation. J Orthop Sci, 2005;10(2),137-44.DOI: 10.1007/s00776-004-0873-5
- [8] Tsuji M, Crookshank M, Olsen M, Schemitsch EH, Zdero R. The biomechanical effect of artificial and human bone density on stopping and stripping torque during screw insertion. J Mech Behav Biomed Mater, 2013 Jun;22:146-56. doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.03.006. Epub 2013 Mar 21.
- [9] Stone JL, Beaupre GS, Hayes WC. Multiaxial strength characteristics of trabecular bone. J Biomech. 1983;16(9):743-52.
- [10] Schmid MR, Schiel HJ, Lambrecht JT. [Torque of endosseous dental screw type implants]. [Article in German] Schweiz Monatsschr Zahnmed, 2002;112(8):804-13.
- [11] Bühler DW, Berlemann U, Oxland TR, Nolte LP. Moments and forces during pedicle screw insertion. In vitro and in vivo measurements. Spine (Phila Pa 1976), 1998 Jun 1;23(11):1220-7; discussion 1228.
- [12] Tankard SE, Mears SC, Marsland D, Langdale ER, Belkoff SM. Does maximum torque mean optimal pullout strength of screws? J Orthop Trauma, 2013 Apr;27(4):232-5. doi: 10.1097/BOT.0b013e318279791f.
- [13] Reynolds KJ, Cleek TM, Mohtar AA, Hearn TC. Predicting cancellous bone failure during screw insertion. J Biomech, 2013 Apr 5;46(6):1207-10. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.01.021. Epub 2013 Mar 1.
- [14] Wiegand H, Kloos KH, Thomala W. Selbsttätiges Lösen und Sichern von Schraubenverbindungen, S.378-S.411, Schraubenverbindungen: Grundlagen, Berechnung, Eigenschaften, Handhabung, 2007. Springer Berlin Heidelberg New York.
- [15] von Stempel A, Kühle J, Plitz W. Stability of pedicle screws. 2: Maximum pullout force with reference to bone density. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 1994 Jan-Feb;132(1):82-6.
- [16] Kueny RA, Kolb JP, Lehmann W, Püschel K, Morlock MM, Huber G. Influence of the screw augmentation technique and a diameter increase on pedicle screw fixation in the osteoporotic spine: pullout versus fatigue testing. Eur Spine J. 2014 Oct;23(10):2196-202. doi: 10.1007/s00586-014-3476-7. Epub 2014 Aug 1.

Abkürzungen:

| | |
|--------------------------|--|
| A | Zylinderfläche mit dem Außendurchmesser D_a der Schraube und der Einschraublänge L der Schraube. |
| d | Gewindetiefe des Gewindes |
| d₂ | Flankendurchmesser |
| D | Durchmesser |
| D_a | Außendurchmesser der Schraube |
| D_i | Innendurchmesser der Schraube |
| D_{os} | Knochenlochdurchmesser |
| F | Kraft |
| F_{axmax} | maximale Axialkraft der Schraube bei Schraubenausriß |
| F_{tägl} | Belastungskraft durch die täglichen Bewegungen |
| F_{umax} | maximale Umfangskraft der Schraube bei Schraubenausriß |
| L | Einschraublänge der Schraube |
| M | Moment |
| M_a | finale Anzugsmoment, Endpunkt des Einschraubvorgangs |
| MDCT | Multi Detektor Computertomographie |
| M_{GR} | Gewindereibungsmoment |
| M_{GSt} | Nutz - oder Gewindesteigungsdrehmoment |
| M_{KR} | Kopfreibungsmoment |
| M_{tägl} | Moment durch die tägliche Bewegung |
| M_{üb} | Überdrehmoment bei Schraubenausriß |
| p | Ganghöhe des Gewindes |
| QCT | Quantitative Computertomographie |
| TSF | Thread Shape Factor |
| ρ_G | Reibungswinkel zur Reibungszahl μ_G des Gewindes. |
| ρ_k | Reibungswinkel zur Reibungszahl μ_k der Kopfauflage |
| τ | Scherfestigkeit |
| φ | Gewindesteigungswinkel |