

4. Konzeption und Auslegung des Injektionssystems

Die Zementkanalprothese ist ein Hüftendoprothesenschaft, der ausschließlich zur sekundären Zementierung dient. Der Knochenzement wird über einen Kanal im Innern des Prothesenschaftes zugeführt. Somit ist ein Einfüllen des Zementes nach dem Einsetzen und Ausrichten der Prothese im Markraum möglich. Hinsichtlich der Indikation für diese Implantatkomponente liegt eine vollkommene Übereinstimmung mit der konventionellen Zementprothese vor.

4.1 Die Zementkanalprothese als Prototyp

In Abb. 4-1 sind die Designmerkmale der Zementkanalprothese mit Austrittsöffnung des Injektionskanals, proximalem Dichtelement mit Leckagekanälen, distalem Verbindungselement mit Markraumstopper und der Eintrittsöffnung der distalen Entlüftung dargestellt.

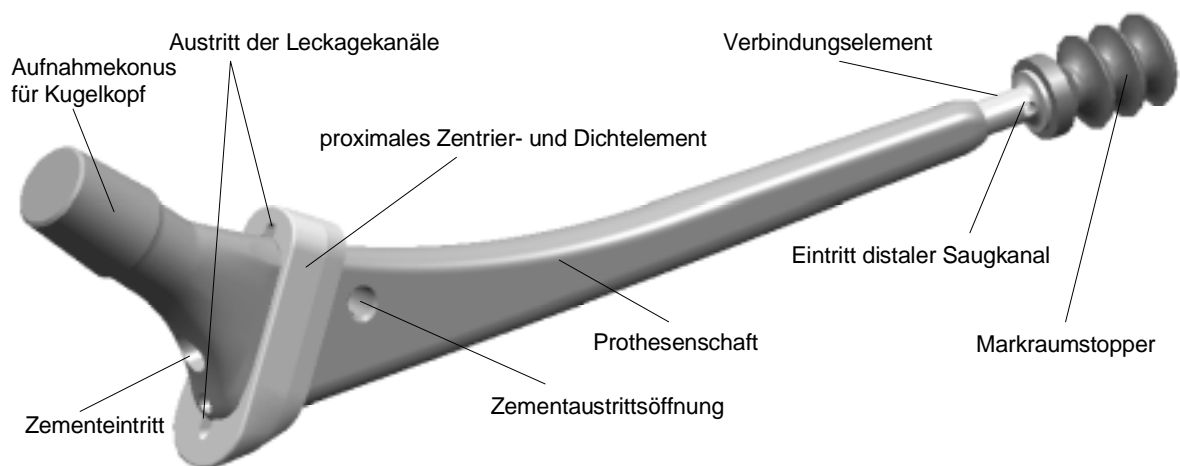


Abb. 4-1: Darstellung der wesentlichen Funktionselemente der Zementkanalprothese (Prototyp)

Die Schaftkomponente wird vor der Zementierung in das vorbereitete Implantatbett eingesetzt und mit Hilfe eines proximalen Kragenelements in Kombination mit einer festen Verbindung zum distalen Markraumstopper in gewünschter Position im Femur fixiert. Dies garantiert einen gleichmäßigen Zementmantel ohne Fehlstellen und somit eine homogene Spannungsverteilung innerhalb des Zementes.

Die Abdichtung des Spaltraumes wird distal durch einen resorbierbaren Markraumstopper und proximal durch einen fest mit der Prothese verbundenen Kragen auf PMMA-Basis¹⁴, dessen Preßsitz einer proximalen Leckströmung im Bereich des spongiösen Knochens der Resektionsebene mit einer Winkeltoleranz von +/- 10° entgegenwirkt, realisiert.

Die nachträgliche Zementapplikation erfolgt über ein Zementkanalsystem mit proximalem Zementaustritt.

Die Entlüftung des zu zementierenden Spaltvolumens wird über ein korrespondierendes Saugkanalsystem, dessen Eintrittsöffnungen unmittelbar oberhalb der Markraumplombe lokalisiert sind, umgesetzt. Über eine angeschlossene Vakuumpumpe werden Rückstände von Luft, Spülflüssigkeit und Sekret abgesaugt, um einen porenfreien Zementkötter zu gewährleisten.

Nach vollständiger Zementfüllung der freien Femurkavität erfolgt die Injektion eines bestimmten Überschußvolumens.

Über die als Ventile wirkenden Leckagekanäle wird eine gezielte Zementkompression erreicht, die für eine definierte Penetrationstiefe des Zementes in den spongiösen Knochen sorgt. Neben dem Leckagewiderstand sind die Größen Zementviskosität und Volumenstrom für den resultierenden Druckaufbau von maßgeblichem Einfluß.

¹⁴ Septopal® mit Zirkondioxid – Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim

4.2 Strömungsmechanik der Zementinjektion

Im nachfolgenden Kapitel werden Berechnungsansätze aufgestellt, um die Zementströmung beim Füllvorgang des Zementkanals (Injektionsschlauch und Prothese) und des entstehenden Spaltvolumens zwischen Prothesenschaft und Femur mathematisch zu beschreiben. Hierzu werden die charakteristischen Strömungsabschnitte während des kompletten Injektionsvorgangs einzeln analysiert.

Die folgenden Betrachtungen sind als Abschätzungen der Druckverluste mit ausschließlich qualitativem Charakter zu verstehen, um die kritischen Punkte der Zementströmung detektieren zu können und grobe Fehler bei der Systemauslegung zu vermeiden.

Detaillierte Aussagen sind nur über eine numerische Strömungssimulation zu erhalten, die sich jedoch infolge der komplexen und für Knochenzement weitgehend unbekanntem Stoffgesetze äußerst schwierig gestalten würde und mit diesem Hintergrund nur unzulängliche Ergebnisse liefern könnte.

4.2.1 Modell zur Injektion – Voraussetzungen und Vereinfachungen

Für den kompletten Vorgang der Markraumauffüllung wird eine stationäre Strömung zugrundegelegt, da aufgrund des konstanten Volumenstromes die Strömungsgeschwindigkeiten in den einzelnen Kanalabschnitten und im Markraum für jeden singulären Punkt des Koordinatensystems nach Größe und Richtung gleich sind und keine instationären Vorgänge überlagert sind [136,137].

Die Rohrströmung ist in den einzelnen Systemabschnitten der Zementkanalprothese gemäß Gleichung (1) stets laminar:

$$\text{Re} = \frac{v \cdot D}{\nu} \leq 2300 \quad (\text{Reynolds-Zahl}) \quad (1)$$

Für die resultierenden Reynolds-Zahlen werden aufgrund der moderaten Strömungsgeschwindigkeiten v , bei durchweg engen Rohrquerschnitten D und hohen kinematischen Viskositäten ν grundsätzlich Werte $\text{Re} \ll 1$ (Grenzbedingung für laminare Rohrströmung $\text{Re} \leq 2300$) erreicht [136,137].

Weiterhin gelten für ein gerades horizontales Kanalsystem mit vollausgebildeter laminarer Rohrströmung die Zusammenhänge aus Abb. 4-2. Die Gravitation wird in dieser Betrachtung vernachlässigt.

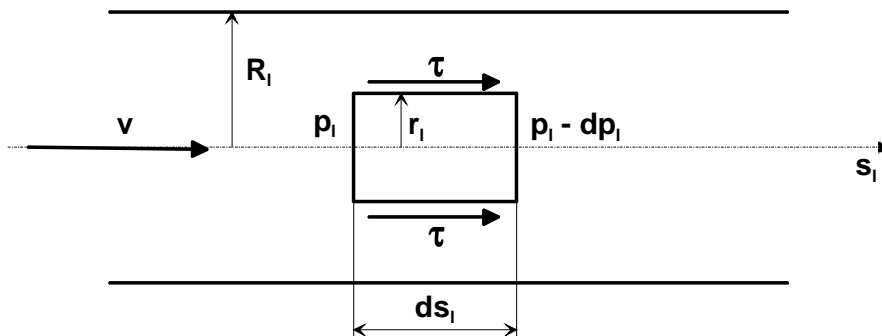


Abb. 4-2: Kräfteverhältnisse an einem Zylinder bei laminarer Rohrströmung (schematisch) [136]

Mit dem Newton'schen Schubspannungsansatz $\tau = \eta \cdot \frac{dv}{dr_i}$ (2)

ergibt sich für das Kräftegleichgewicht an einem Zylinder vom Radius r_i in Richtung s_i die Geschwindigkeit

$$v = \frac{dp_i}{ds_i} \cdot \frac{1}{4 \cdot \eta} \cdot (R_i^2 - r_i^2) \quad (3)$$

wobei τ die Schubspannung, η die dynamische Viskosität, v die Strömungsgeschwindigkeit, dp_i den Druckverlust und R_i den Rohrradius bedeuten. Das Geschwindigkeitsprofil für laminare Rohrströmung ist nach Gleichung (3) parabolisch [136]. Für die Strömung an der Rohrwand gilt die Randbedingung $r_i = R_i$. Die resultierende Strömungsgeschwindigkeit ist gemäß Gleichung (3) für laminare Strömung $v = 0$

(Haftbedingung) [136,137]. Durch das Vorliegen eines laminaren Geschwindigkeitsprofils bleibt die Wandrauigkeit ohne Einfluß, da die Haftbedingung Gültigkeit besitzt und somit die Strömungsgeschwindigkeit im unmittelbaren Wandbereich gleich Null ist [136,137].

Die komplexe Polymerisationskinetik der Knochenzemente, welche die Viskosität der Zementmasse während der Injektionszeit nicht-linear ansteigen läßt, wird in Kapitel 5.1 gesondert untersucht. Aufgrund der hohen Dominanz der zeitlichen Änderung der Viskosität (Kinetik der Aushärtereaktion) soll das in Abschnitt 5.2 untersuchte nicht-Newton'sche Verhalten der Knochenzemente hier ebenfalls nicht berücksichtigt werden. In erster Näherung wird zur Vereinfachung für die nachfolgenden Berechnungen die Annahme Newton'schen Fließverhaltens vorausgesetzt.

Zur Erzielung einer einfachen Darstellung der Zusammenhänge erfolgt in diesem Kapitel aus dem Spektrum der empirisch getesteten Startviskositäten von $\eta = 10, 25, 50, 100, 200$ Pas die Betrachtung einer häufig vorkommenden mittleren Viskosität ($\eta = 50$ Pas) im Standardarbeitsbereich der Zemente, die über den Injektionszeitraum als konstant angenommen wird.

Besonderes Augenmerk soll zum einen auf den Vorgang der Zementausbreitung im Spalt Markraum/Implantat und zum anderen auf Abschnitte hoher Druckverluste gerichtet sein. Das Ausmaß der Druckverluste wird empirisch im Modell und experimentell am Humanpräparat durch genaue Druckmessungen ermittelt.

In den folgenden Abschnitten wird als Eingangsgröße im Sinne der einfacheren Vorstellbarkeit immer die Kolbengeschwindigkeit angegeben, obwohl die mathematisch relevante Größe der Injektionsvolumenstrom ist. Dabei bezieht sich die Kolbengeschwindigkeit $v_{KInj.}$ grundsätzlich auf die Einmalzementspritze nach Hamacher¹⁵ mit einem Kolbdurchmesser von $d_{Spritze} = 28$ mm, womit eine Kolbengeschwindigkeit von $v_{KInj.}$

= 1 mm/s einem Volumenstrom von $\dot{V} = 616,0 \frac{\text{mm}^3}{\text{s}}$ entspricht.

Aus dem geplanten Spektrum von Kolbengeschwindigkeiten von $v_{KInj.} = 0,5/ 1,0/ 2,0/ 4,0/ 8,0$ mm/s wird für die theoretischen Berechnungen die mittlere Geschwindigkeit $v_{KInj.} = 2$ mm/s ausgewählt.

Zum einfacheren Verständnis der empirischen Untersuchungen in Kapitel 6 und 7 sowie im Sinne einer knappen und übersichtlichen Darstellung wird basierend auf diesen Voraussetzungen in den kommenden Abschnitten ein kompletter Ablauf der Zementfüllung in verbaler Form zusammenfassend erklärt.

Anhand von einigen schematischen Abbildungen werden nachfolgend die Zusammenhänge bei der Zementinjektion betrachtet und Ergebnisse der theoretischen Systemauslegung eingefügt.

In den schematischen Darstellungen sind die jeweils im Vordergrund stehenden Strömungsabschnitte grau unterlegt. Die Analyse gliedert sich in die entstehenden Druckverluste im Zementkanal, die Verluste beim Austritt aus der Zementinjektionsbohrung, die Betrachtung der proximalen und distalen Spaltströmung im Markraum und in die Auslegung der Leckageströmung im proximalen Krage.

4.2.2 Betrachtung der Druckverluste im Zementkanal

Aus Abb. 4-3 sind die geometrischen Verhältnisse im Injektionsschlauch und im eigentlichen Zementkanal der Prothese mit den Bezeichnungen für Länge und Durchmesser der einzelnen Rohrabschnitte zu entnehmen. Der Druckverlust im Zementkanal p_{vK} (von der Spritze bis zur Umlenkung an der Querbohrung der Prothese) setzt sich aus den Einzelverlusten der Kanalsegmente p_{vK1} bis p_{vK5} zusammen. Der Druck am Ende des axialen Zementkanals p_K vor der Strömungsumlenkung an der Querbohrung ist abhängig vom Eingangsdruck in der Spritze $p_{Zem.}$

¹⁵ Artikelnummer GB 141 Aesculap AG & Co. KG, Tuttlingen

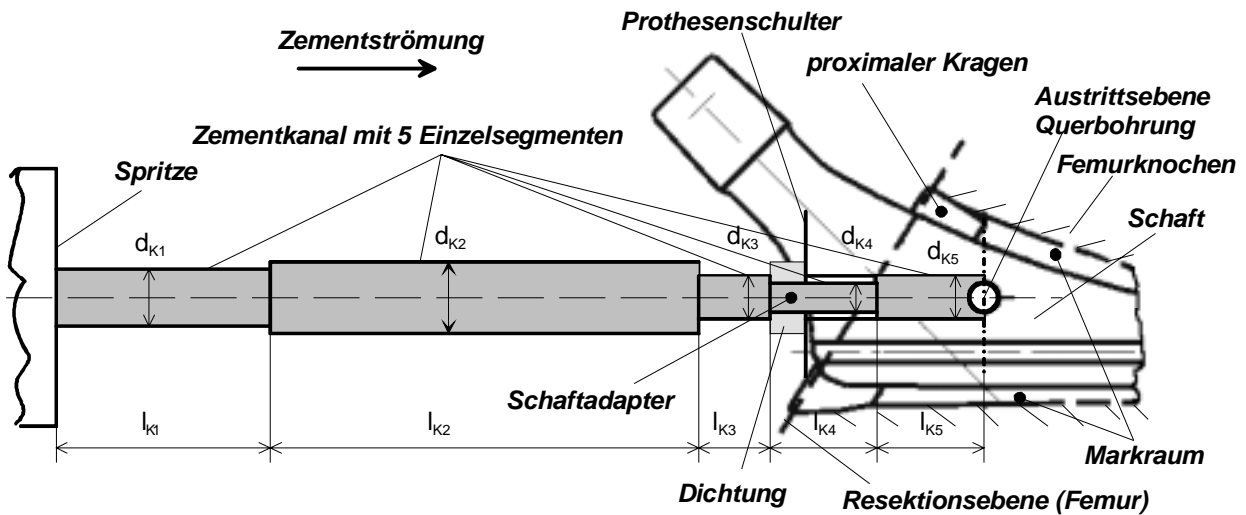


Abb. 4-3: Schematische Darstellung der unterschiedlichen Durchmesser- und Längenverhältnisse im Zementkanal

4.2.3 Betrachtung der Zementströmung am Austritt der Zementinjektionsbohrung

Die Phänomene des Fließverhaltens in der Umgebung der Zementaustrittsöffnung der Zementkanalprothese (vgl. Abb. 4-1) und die Verluste am Austritt, die durch die Umlenkungen des Zementstromes entstehen, stellen sich wie folgt dar:

Zementströmung an der Austrittsbohrung

Betrachtet man die Zementströmung am Austritt aus der Querbohrung, so lässt sich das Fließverhalten, aufgrund der laminaren Rohrströmung (Rotationsparaboloid), zunächst als halbkugelförmige Quellströmung beschreiben [136]. Beim Auftreffen auf die Markraumwand (Distanz vom Austritt 2 mm) kommt es ventral und dorsal zu einer Staupunktströmung, die unter Vernachlässigung der Gravitation zunächst durch eine radiale Zementausbreitung gekennzeichnet ist. Der weitere Verlauf der Zementausbreitung wird durch die Widerstandsverhältnisse im Spalt bestimmt, wobei der Zementstrom grundsätzlich den Weg des geringsten Widerstands geht und an der Zementfront Umgebungsdruck herrscht. Bedingt durch die hohe Zähigkeit des Knochenzements ist die vereinfachte Betrachtung ohne Wirkung der Gravitation zulässig. In Abb. 4-4 sind die Zusammenhänge für die Zementströmung am Austritt aus der Querbohrung graphisch veranschaulicht.

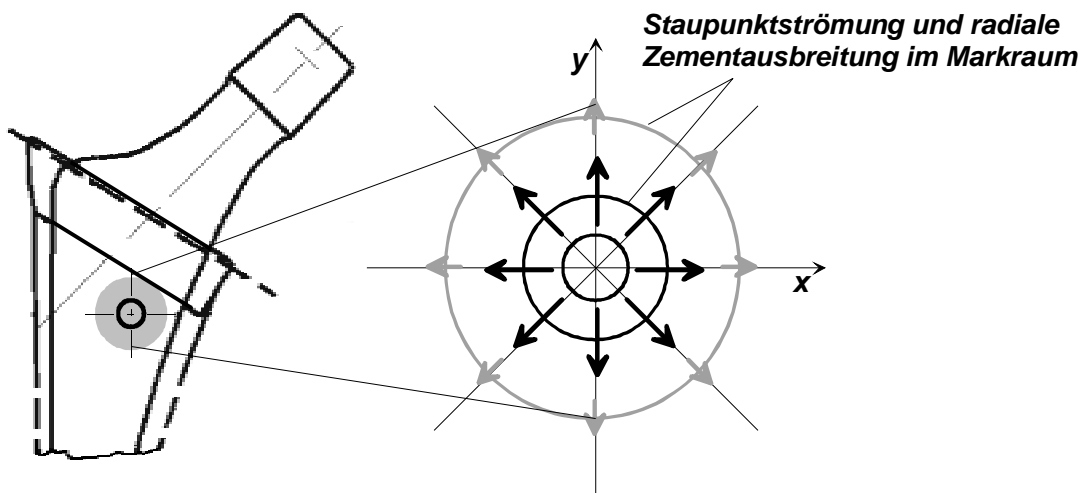


Abb. 4-4: Form des Zementstromes beim Austritt aus der Querbohrung (schematisch) mit radialer Zementausbreitung nach Auftreffen auf die ebene Markraumwand (Staupunktströmung) [136]

Infolge der beiden ventral und dorsal gelegenen Austrittsöffnungen der Zementkanalprothese bestehen zwei Austrittsströmungen, die unmittelbar nach dem Austritt dem Bild eines Rotationsparaboloids mit laminar homogener Ausbreitung entsprechen, bevor die halbkugelförmige Quellströmung durch ein Auftreffen an der Markraumwandung radial umgelenkt wird (Staupunktströmung) und die Widerstände im Markraumpalt den weiteren Verlauf bestimmen.

Daher erfolgt durch die Form der Zementströmung bald nach dem Austritt ein vollständiger Ringschluß des Knochenzementes um die Schaftprothese, der durch die medial und lateral ausgeführte größere Spaltweite bedingt durch einen verminderten Strömungswiderstand noch begünstigt wird (siehe Schema in Abb. 4-5).

Ohne Kontakt an der Markraumwand herrscht an der Zementfront stets Umgebungsdruck [136].

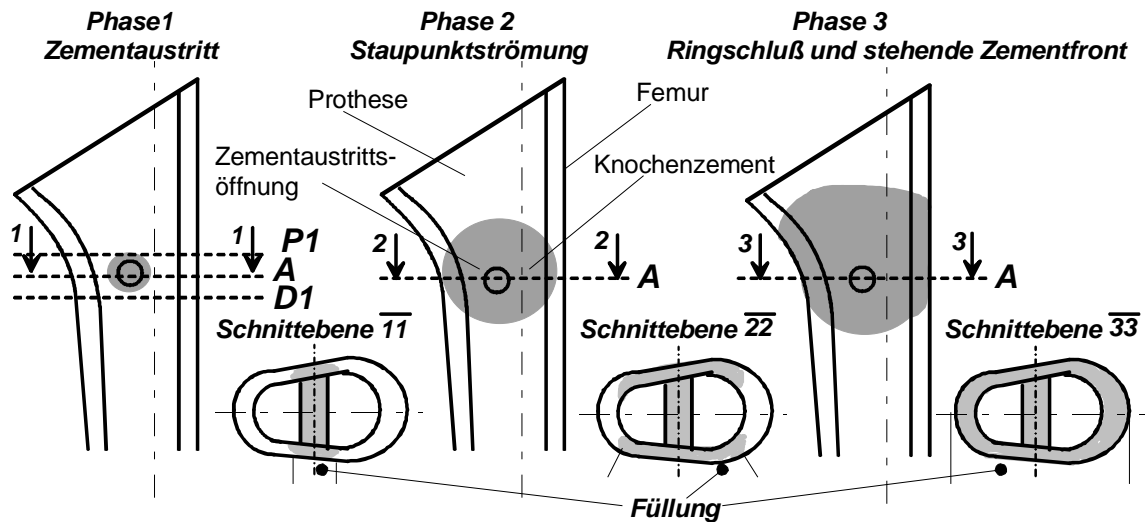


Abb. 4-5: Qualitative Darstellung der Zementströmung am Austritt von der radialen Staupunktströmung bis zum Ringschluß (A = Neutrale Austrittsebene in der Mitte der Querbohrung, P1 = erste Schnittebene für den proximalen Markraum, D1 = erste Schnittebene für den distalen Markraum)

Betrachtet man die Widerstandsverhältnisse im Markraum in der unmittelbaren Umgebung der neutralen Austrittsebene A, die durch die Mitte der Querbohrung geht und senkrecht zur Axialachse der Prothese steht, nach erfolgtem Ringschluß des Zementes, so vermindert sich der Strömungswiderstand nach proximal aufgrund der Querschnittserweiterung stetig, während nach distal der Strömungswiderstand durch die konische Querschnittsverengung unabhängig vom Blutgedruck ständig zunimmt.

Da die proximal an die Ebene A angrenzende Ebene P1 einen geringeren Strömungswiderstand aufweist als die distal angrenzende Ebene D1 (vgl. Abb. 4-5), führt dies vor dem Einsatz der Vakuumabsaugung dazu, daß zunächst ein Großteil des Zementvolumenstromes nach proximal abströmt, bis der proximale Spaltraum komplett aufgefüllt ist [137].

Aufgrund der sehr kleinen Reynoldszahlen sind die Einlaufverluste (die Anlaufstrecken befinden sich im Bereich von 0,01 mm) trotz der ungünstigen Kanalgeometrie vollkommen vernachlässigbar [138,139,140].

Im Hinblick auf die Verluste bei der Strömungsumlenkung kann bei sehr kleinen Reynoldszahlen die Zentrifugalkraft ebenfalls vernachlässigt werden. Die Stromlinien passen sich der Kontur an und es entsteht keine überlagerte Sekundärströmung [139,141,142]. Daher ist für die nachfolgenden Berechnungen die Annahme $p_K = p_A$ ohne Einschränkungen zulässig, wobei p_K den Eingangsdruck am Ende des axialen Zementkanals und p_A den Austrittsdruck nach erfolgter Umlenkung bedeuten [142,143].

4.2.4 Ermittlung der Spaltgeometrie Implantat – Knochen

Um die Spaltgeometrie ermitteln zu können, werden im CAD-System die Konturen der Zementkanalprothese, der jeweils zugehörige Formfräser und die Außenkontur der entsprechenden Raspel des OP-Instrumentariums (Centrament®) mit Bezug auf die Resektionsebene überlagert angeordnet. Als Ausgangsebene wird die neutrale Ebene A, die orthogonal zur Axialachse durch den Mittelpunkt der Austrittsöffnungen verläuft, definiert.

Anschließend werden nach proximal und distal zur neutralen Ebene A parallele Ebenen mit einer Schrittweite von 3 mm eingefügt. Die jeweilige Querschnittsfläche des Spalts wird durch Subtraktion des Prothesenquerschnitts von der durch Formfräser und Raspel geschaffenen Außenkontur gewonnen. Somit erhält man die angenäherte Geometrie (Schrittweite 3 mm) des Zementköchers, wobei die Penetration des Zements in die Trabekelstruktur in dieser modellhaften Betrachtung unberücksichtigt bleibt.

Die konisch zulaufenden Spaltabschnitte mit Freiform-Geometrien können in guter Näherung durch einen Ringspalt mit mittlerer Querschnittsfläche ersetzt werden [141,144].

Für die nachfolgenden Betrachtungen wird standardmäßig die Kombination der Zementkanalprothese Größe 10 mit der Kontur der Raspel- und Formfräsergeometrie Größe 12 zugrundegelegt. Hieraus resultiert eine distale Zementschichtdicke von 2 mm. Proximal werden ventral und dorsal 2 mm sowie medial und lateral 3 mm ausgeführt.

Einzelne Operateure bevorzugen bei Verwendung der Centrament[®]-Prothese in primärer Zementiertechnik einen sehr dünnen Zementmantel (Schichtdicke distal und proximal-ventral sowie dorsal gleich 1 mm).

Die Druckverluste im Markraum sind bei den sekundären Zementinjektionstechniken (Zementkanalprothese) basierend auf dem Gesetz von Hagen-Poiseuille sehr empfindlich gegenüber Querschnittsveränderungen. Daher soll geprüft werden, ob die Zementkanaltechnik auch eine deutlich engere Spaltgeometrie tolerieren kann, obwohl Zementschichtdicken von 1 mm aufgrund mangelnder Tragfähigkeit biomechanisch nicht empfehlenswert sind [159]. Hierzu wird hypothetisch die Zementkanalprothese Größe 12 mit der 12er Kontur von Raspel und Formfräser kombiniert.

4.2.5 Auslegung der definierten Leakageströmung im proximalen Kragen

Der proximale Zentriersitz mit definierter Leakageströmung muß hinsichtlich des Strömungswiderstands im Leakagekanal so ausgelegt werden, daß eine sichere distale Zementierung unabhängig von Druck, Injektionsgeschwindigkeit und Zementviskosität gewährleistet ist.

Demgegenüber muß der Abströmwiderstand des proximalen Kragens so abgestimmt (minimiert) werden, daß bei vollständig gefülltem Markraum der resultierende maximale Druck auf ein physiologisch tolerables Niveau (Obergrenze 266,6 kPa) sicher limitiert ist.

In Abb. 4-6 ist schematisch der Effekt der laminaren Einlaufströmung beim Eintritt der laminaren Zementströmung in den Leakagekanal dargestellt.

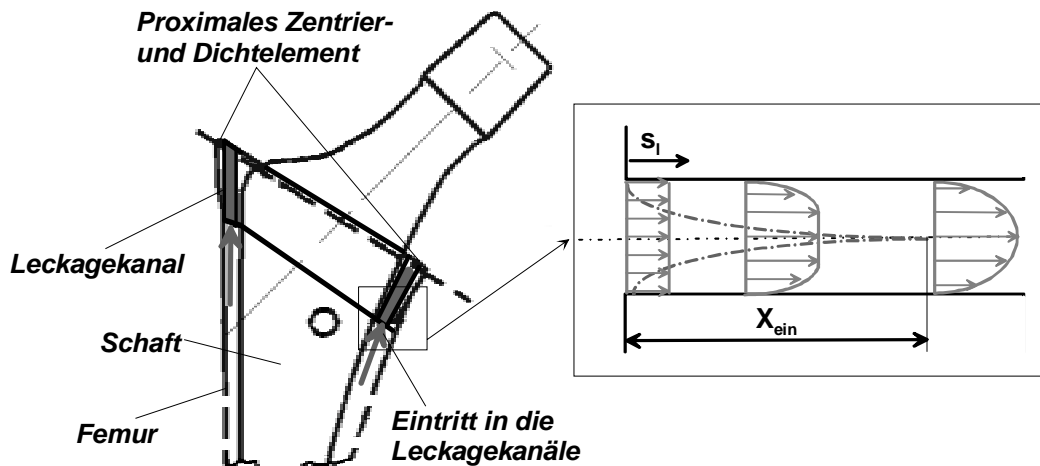


Abb. 4-6: Schematische Darstellung der Zementströmung in den Leakagekanälen im proximalen Zentrier- u. Dichtelement (links) – Modell des scharfkantigen Rohreinlaufs mit laminarer Einlaufströmung (rechts) [143].

Durch Aufstellen einer Grenzbedingung wird berechnet, wie hoch der proximale Leakagewiderstand abgestimmt sein muß, um eine sichere distale Zementierung auch unter klinisch nicht optimalen Bedingungen zu garantieren. Dabei ist die Zielsetzung der Abstimmung des proximalen Leakagewiderstands, eine einheitliche Leakagekanalgeometrie für alle Größen der Zementkanalprothese zu finden.

Es ist einfach nachvollziehbar, daß bei noch nicht vollständig gefülltem Markraum der pastöse Knochenzement zunächst in die vorhandenen Hohlräume zwischen Prothese und Femur strömt und Luft sowie Flüssigkeit verdrängt. Die Zementpenetration in die Spongiosa erfolgt hingegen erst während der Kompressionsphase bei vollständig mit Knochenzement aufgefülltem Markraum.

Das resultierende Druckniveau im Markraum $p_{\text{intr.}}$ kann basierend auf der Druckfortsetzung in inkompressiblen Newton'schen Fluiden (hydrostatische Druckverteilung) mit dem Druckverlust in den Leckagekanälen p_{vL} gleichgesetzt werden.

Da ein einzelner Leckagekanal mit einem relativ großen Durchmesser von $d_{\text{L}\sigma} = 3,4$ mm aufgrund der Prothesengeometrie nur schwierig in die Kragengeometrie integriert werden kann, wird die Leckageströmung auf zwei unabhängige, im Kragen der Prothese medial und lateral befindliche Leckagekanäle mit einem Durchmesser $d'_{\text{L}\sigma} = 2,86$ mm aufgeteilt. Die geteilte Anordnung mit einem Durchmesser der beiden Leckagekanäle von $d'_{\text{L}\sigma} = 2,86$ mm weist auch für die passive Entlüftung des proximalen Markraums (Vermeidung von Toträumen medial und lateral) deutliche Vorteile auf.

Da die Leckageströmung in diesem Stadium der Füllung stationär ist, besitzt die Höhe des Druckniveaus auch für alle anderen Größen der Zementkanalprothese Gültigkeit und ist ausschließlich von der Viskosität abhängig. Der in Vorversuchen beobachtete stetige moderate Anstieg des intramedullären Drucks während der Phase der Injektion des „Überschußvolumens“ ist nicht Ausdruck von instationären Strömungseffekten, sondern wird durch die zeitliche Überlagerung der fortschreitenden Polymerisation und damit durch die während der Injektion ansteigende Zementviskosität bestimmt.

4.3 Erkenntnisse aus der Strömungsmechanik

Basierend auf den theoretischen Erkenntnissen wurde ein Prototyp der Schaftkomponente in Kombination mit einer definierten Zementzufuhr entwickelt. Die strömungsmechanischen Berechnungen mündeten in die Konzeption des Versuchsprüfstandes zur Ausrichtung der Labor- und Präparatversuche (Kapitel 6 u. 7) ein. Die wichtigsten Überlegungen, die zur Auslegung des Systems Zementkanalprothese in der vorliegenden Form geführt haben, sind unter Kapitel 4.2 ausgeführt worden. Nachfolgend sollen daher lediglich einige zusammenfassende Betrachtungen angestellt werden.

4.3.1 Druckfortsetzung im System Zementkanalprothese

In Abb. 4-7 sind die Druckverluste und Strömungsgeschwindigkeiten in den einzelnen Segmenten des Systems dargestellt. Die hellgraue Linie stellt die theoretisch berechneten Druckverluste in den einzelnen Strömungsabschnitten, für eine dynamische Viskosität von $\eta = 50$ Pas = konstant dar, die schwarze Kurve die sich einstellenden Strömungsgeschwindigkeiten für einen Kolbenvorschub von $v_{\text{kinj.}} = 2$ mm/s.

Die durch den Punkt p_A verlaufende durchgezogene vertikale Linie kennzeichnet in Abb. 4-7 die neutrale Austrittsebene A und nimmt somit eine Trennung in Zementkanal, proximalen Spalt mit Leckagekanälen und distalen Markraum vor (Strömungsteilung in proximalen und distalen Anteil).

Die maßgebliche Aussage zur Druckfortsetzung im System Zementkanalprothese liefert die zeichnerische Abbildung der Druckverluste in den einzelnen Strömungsabschnitten. In erster Linie wird ein erheblicher Druckverlust im Bereich Zementkanal – von der Spritze bis zum Austritt – sichtbar ($p_{\text{Zem.}} \gg p_A$) (vgl. 4.2.2).

Während im Markraum für $\eta = 50$ Pas Druckniveaus unterhalb von 66,7 kPa auftreten ($p_A = 56,4$ kPa), wird in der Zementmasse ein berechneter Druck von $p_{\text{Zem.}} = 287,8$ kPa erzeugt, was einem Faktor von 5,1 für den Füllvorgang entspricht.

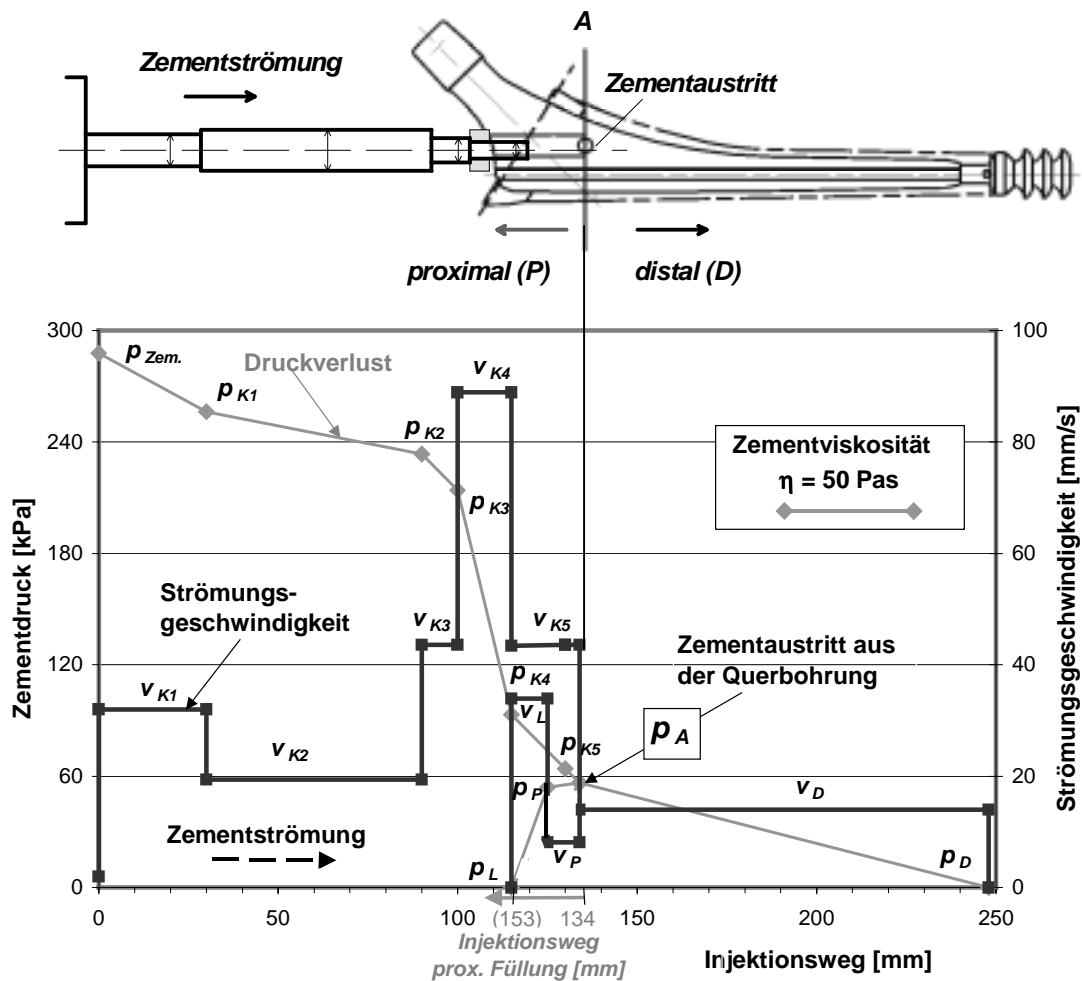


Abb. 4-7: System Zementkanalprothese – Druckverluste und Strömungsgeschwindigkeiten in den einzelnen Segmenten des Zementkanals und in den proximalen und distalen Spaltabschnitten (Annahme: Newton'sches Fließverhalten)

Durch die starke Abhängigkeit der stationären Rohrströmung vom Durchmesser (4. Potenz nach Hagen-Poiseuille) entstehen 54 % der Druckverluste im Zementkanal an der nur 15 mm langen Engstelle des Schaftadapters K4 (vgl. Abb. 4-3).

Da die in Abb. 4-7 aufgetragenen Druckverluste für eine mittlere Zementviskosität von $\eta = 50$ Pas berechnet wurden, sind für ein angedachtes Verarbeitungsfenster bis $\eta = 200$ Pas intramedulläre Drücke bis zu 226,6 kPa zu erwarten, womit sich der Zementdruck in der Spritze auf das hohe Niveau von $p_{Zem.} = 1151,2$ kPa einstellen würde. Die damit verbundene starke Druckbeaufschlagung der Zementmasse in der Spritze erhöht den Benetzungsgrad des Polymerpulvers und wirkt sich somit positiv auf die Festigkeitseigenschaften des Zementmantels aus.

Aus den unterschiedlichen Strömungsquerschnitten im System resultiert ein umfangreiches Spektrum an mittleren Strömungsgeschwindigkeiten (Faktor 44 für $v_{Kinj.} = 2$ mm/s und $v_{K4} = 88,9$ mm/s). Die aus den Versuchen zur oszillierenden Rheologie von Knochenzement (siehe Kapitel 5.2) bekannten Effekte – wie Frequenzabhängigkeit und strukturviskoses Fließverhalten – legen daher auch eine variierende Zementkonsistenz in den einzelnen Strömungsabschnitten nahe.

Als Folge der während der Füllphase auftretenden Strömungsteilung am Austritt von $\dot{V}_{D\sigma} / \dot{V}_{LD} = 0,76/0,24$ wird basierend auf der Kontinuitätsgleichung die Strömungsgeschwindigkeit im Bereich der engen Leckagebohrungen mit $v_{LD} = 32,6$ mm/s zunächst nicht so hoch wie erwartet. Für die Phase der Penetration und Kompression können aber bei Austritt der Überschußleckage $V_{LPen.}$ Geschwindigkeiten der Leckageströmung bis zu $v_{LPen.} = 84,3$ mm/s auftreten (vgl. 4.2.5).

4.3.2 Schlußfolgerungen

Die strömungsmechanische Abschätzung für eine Kombination aus Schaft- zu Markraumgeometrie von 10/12, hat ergeben, daß mit dem Gesamtsystem Zementkanalprothese eine vollständige Füllung im physiologisch akzeptablen Druckbereich bis 266,6 kPa mit einem ausreichenden Verarbeitungsbereich der Zementmasse bis $\eta = 200$ Pas umgesetzt werden kann.

Durch Abstimmung von proximalem Leckagewiderstand und konstantem Volumenstrom auf die Strömungsverhältnisse im Markraum wird bei Gültigkeit der Grenzbedingung eine sichere distale Zementierung mit reproduzierbarer Zementausbreitung gewährleistet (vgl. 4.2.5).

Das vorliegende System zur sekundären Zementierung ist so konzipiert, daß auch bei ausschließlich passiver Entlüftung vollständige Zementköcher entstehen. Allerdings vermag der Einsatz der aktiven Vakuumsaugung die Anzahl der Beimengungen von Blut, Spülflüssigkeit und Markraumfett zu reduzieren und den Injektionsvorgang zu vereinfachen.

Die durch die konstante proximale Leckageströmung hervorgerufene Abhängigkeit der intramedullären Kompression von der Zementzähigkeit bewirkt für den Penetrationsvorgang eine weitgehende Elimination des Polymerisationseinflusses und ermöglicht somit die Ausführung einer definierten und gleichzeitig in gewissen Grenzen variabel einstellbaren Spongiosapenetration. Die Kombination der Zementkanalprothese Größe 12 mit der 12er Rassel- und Formfräsergeometrie, die distal sowie proximal ventral und dorsal einen 1-mm-Zementmantel vorgibt, muß nicht nur aus biomechanischen Aspekten als nicht empfehlenswert, sondern auch aus strömungsmechanischen Gesichtspunkten ($p_A = 395,2$ kPa für 50 Pas) als für die klinische Anwendung auszuschließend eingestuft werden.

Sieht man sich die schematische Darstellung zur Lage der Austrittsöffnung des Zementkanals in Abb. 4-8 an, so wird deutlich, daß sich die optimale Position der Querbohrung zur Minimierung der Strömungsverluste im System so weit proximal wie möglich, unmittelbar unterhalb des Kragens befindet.

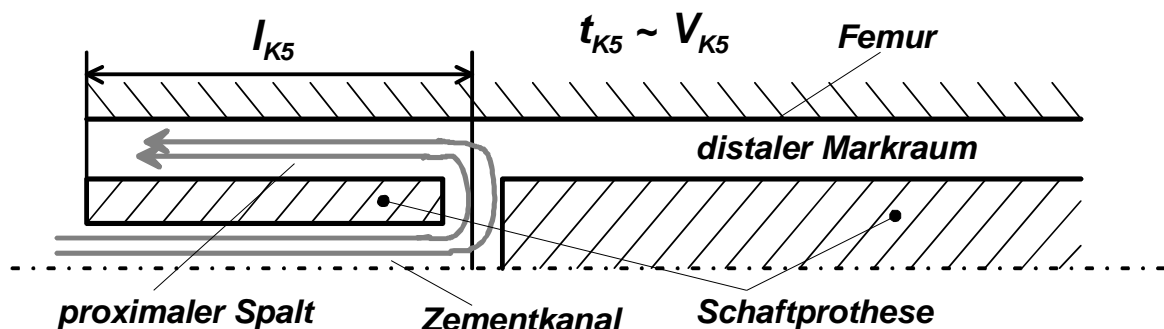


Abb. 4-8: Optimierung der Position des Zementkanalaustritts in den Markraum

Eine Minimierung der Länge der Injektionsbohrung innerhalb der Schaftprothese I_{K5} bewirkt eine Reduktion des Volumens für den Zementkanal V_{K5} und bedingt somit eine Abnahme der Strömungsverluste und durch Minimierung der Injektionszeit t_{K5} einen Zeitgewinn für die distale Markraumfüllung, der bei dem zügigen Anstieg der Zementzähigkeit von Einfluß ist.

Eine strömungstechnische Optimierung der Umlenkungsverluste am Austritt des Zementkanals erbringt, infolge der moderaten Injektionsgeschwindigkeiten bei pastöser Konsistenz, nur einen marginalen Effekt.

Lediglich die Senkung an den Zementaustrittsöffnungen ventral und dorsal steuert den Verlauf der Staupunktströmung und bestimmt daher im wesentlichen den Staudruck auf die Markraumwandung.