
1. Einleitung

1.1. *Historie der Knochenzemente*

Seit Jahrtausenden sind Menschen bemüht, neue Materialien und Verfahren zur Verbesserung ihrer Lebensumstände zu entwickeln oder bereits existierende zu perfektionieren. So stehen sie auch vor der Problematik, erkranktes, zerstörtes oder infolge von Abnutzung, Alter oder Unfall verlorengegangenes Gewebe wiederherzustellen oder durch andere Materialien zu ersetzen. Insbesondere dann, wenn die körpereigene Regenerationsfähigkeit des biologischen Materials nicht ausreicht.

Zunächst soll kurz auf die Historie im Hinblick auf den Einsatz von Zementen im zahnmedizinischen Bereich eingegangen werden und im Anschluss wird der Bezug zu den Knochenzementen dargestellt.

Die Bemühungen können bis zur Zeit der Mayas anhand von historischen Funden zurückverfolgt werden. Die Mayas (um 600 v. Chr.) betrieben keine wirkliche wiederherstellende oder korrigierende Zahnmedizin. Vielmehr dienten ihre Zahnverzierungen kultischen Zwecken. So wurden geschnitzte Steininlays (aus unterschiedlichen Materialien z.B. Jade, Türkis, Eisenpyrite) in sorgfältig präparierte Aushöhlungen der Zähne eingebracht und blieben dort mehrere tausend Jahre erhalten. Durch das Auffüllen des Hohlraumes zwischen Inlay und Zahnhöhlenwand mit *Zement*, konnte eine bessere Haftung erreicht werden. Spektroskopische Untersuchungen der Zementreste ergaben, dass unterschiedliche Materialien - hauptsächlich Kalziumphosphatverbindungen - zum Einsatz kamen.

Gleichermaßen existieren Beweise, dass die Mayas auch anorganische Substanzen bei lebenden Menschen implantierten. Aus dieser Zeit stammt der Fund eines Unterkieferfragmentes, welches drei zahnförmige Muschelstücke im Bereich der Schneidezähne enthält. Amadeo Bobbio wies im Jahre 1970 über Röntgenaufnahmen nach, dass diese Muschelstücke, im Gegensatz zu der zuvor kursierenden These, vor dem Tod eingesetzt worden sein mussten. Um zwei Implantate waren feste Knochenstrukturen nachweisbar.

Bemühungen zum Erhalt von kariösen Zähnen werden ebenfalls seit langer Zeit unternommen. Eine Vielzahl ungewöhnlicher Materialien wurde ausprobiert, um kranke Zähne vor deren Extraktion zu bewahren.

Im Jahre 1850 kam erstmals Gutta Percha (Absonderung von Bäumen der Sapotillafamilie) vermischt mit Kalk, Quarz und Feldspat unter dem Namen „Hill's Stopping“ auf den Markt.

So konnten die Zähne nicht nur provisorisch versorgt werden, vielmehr ergab sich hiermit die Möglichkeit Zähne zu stabilisieren, die für eine Metallfüllung zu schwach waren.

Im späten 19. Jahrhundert kam es zur Einführung des modernen *Zahnzementes*. Hierbei handelte es sich um eine Substanz, die Zinkchlorid enthielt und bereits beim Zementieren von Fußboden- oder Wandfliesen ihren Einsatz fand. Diese Substanz wurde verändert, da das enthaltene Zinkchlorid einen schädigenden Einfluss auf die Pulpa ausübte. Durch den Einsatz einer schwachen Phosphorsäure war damit im Jahre 1879 der Vorläufer der modernen Zinkoxid-Phosphat-Zemente auf dem Markt.

Die Suche nach passenden zahnfarbenen Füllungsmaterialien ging weiter. Die große Innovation von Kompositen und flüssigen Kunststoffen der jüngsten Zeit, ist auf das Ergebnis der Forschungen zurückzuführen, die auf die Verringerung des Kariesrisikos bei Kindern durch Versiegelungen abzielten. 1910 wurde eine Methode vorgestellt, bei der die Fissuren der Bissflächen mit Zinkoxid-Phosphatzementen versiegelt wurden. Diese erwiesen sich jedoch als unzureichend abriebstabil.

1955 ätzte Michael Buonocore die Zahnoberfläche mit einer milden Säurelösung, anschließend wurde ein autopolymerisierendes Acryl aufgetragen, welches jedoch zu weich war, um dem Kaudruck standzuhalten.

Mit der Einführung der zusammengesetzten, gefüllten Kunststoffe brach eine neue Ära an. Hier wurde die Abriebfestigkeit durch die in die Kunststoffbasis eingebrachten mikroskopisch kleinen Glas- oder Quarzpartikel erreicht [87].

Da diese Arbeit die Entwicklung und Beurteilung eines vollkommen neuartigen Knochenzementes zum Ziel hat, wird an dieser Stelle der Einsatz von Zementen als *Knochenzemente* dargestellt – wann, wo, wie und warum werden Knochenzemente verwendet?

Zemente spielen nicht nur als Füllungs-, Befestigungs- oder Verankerungsmaterial in der Zahnheilkunde eine große Rolle. Im medizinischen Bereich werden *Zemente* insbesondere in der Unfall- und Wiederherstellungschirurgie zum Auffüllen von Knochendefekten nach Trauma oder Unfall eingesetzt. In der Orthopädie kommen *Zemente* als sogenannte Knochenzemente zur Fixierung von Gelenkimplantaten (künstliches Hüft- oder Kniegelenk) zum Einsatz [102]. Knochenzemente werden benutzt, um künstliche Verbindungen zu fixieren. Sie füllen den Raum zwischen Knochen und Prothese aus. Dabei ist die Verbindung zwischen Knochen und Zement, sowie zwischen Zement und Prothese rein mechanisch [3].

Die Grundlage der gegenwärtig am häufigsten eingesetzten Knochenzemente bildet das Monomer Methylmethacrylat (MMA) mit entsprechenden Zusätzen. Das MMA ist der Ester der Methylacryl-Säure und stellt die Basis-Komponente dar. Die Aushärtung dieser Art von Knochenzementen erfolgt durch radikalische Polymerisation. Deshalb spricht man von Polymethylmethacrylat (PMMA)-Knochenzementen.

Wie kam es zum Einsatz von PMMA als Knochenzement?

1928 war bereits eine große Bandbreite von technischen Synthesen des MMA etabliert. Otto Röhm, Schüler von Prof. Pechmann, gründete die Firma Röhm & Haas, in deren Laboren viele Acrylate entwickelt wurden. Im Jahre 1936 wurde PMMA erstmals industriell synthetisiert. Erste klinische Versuche folgten 1938. Es wurden Schädellücken bei Affen gedeckt. Noch zögerten viele Chirurgen nach bekannt werden dieser Ergebnisse, das Material auch im menschlichen Organismus einzusetzen. Bald wurde jedoch das unter Wärmeentwicklung abbindende Polymer Paladon 65® benutzt, um entsprechende Defekte auch beim Menschen mit im Labor vorgefertigten Platten zu schließen [57]. Als die Chemiker entdeckten, dass die Polymerisation von MMA durch die Benutzung eines entsprechenden Co-Initiators auch selbstständig bei Raumtemperatur stattfindet (Fa. Degussa und Kulzer), kam ein tertiäres aromatisches Amin zum Einsatz. Das war die Geburtsstunde des PMMA-Knochenzementes im Jahr 1943. Zum Ende des 2. Weltkrieges wurden viele der deutschen Patente auf dem Gebiet der Methacrylatforschung von den Siegermächten gepfändet.

Heutige PMMA-Knochenzemente wurden unabhängig voneinander in verschiedenen Ländern entwickelt - beispielsweise CMV®, Palacos R®, Simplex P®. Die Bandbreite der Abwandlungen ist groß, die Basis aber grundsätzlich identisch.

Im Jahre 1960 benutzte Charnley [18] zum ersten Mal einen selbsthärtenden PMMA – Acryl – Zement, um den Femoralanteil beim Menschen zu fixieren. Seine Studien beschreiben den Einsatz einer neuartigen chirurgischen Technik. Damit war die komplette Hüftprothese (THA – Total Hip Arthroplasty) eingeführt. Auch beispielsweise bei Osteoarthritis erwies sich Knochenzement als sehr hilfreich [72].

Das in der Zahnmedizin eingesetzte Zinkcarboxylat und die Glas-Polyalkenoat-Zemente genießen seit 1970 bis heute ein großes Forschungsinteresse. Die Entwicklung einer gut integrierten Zwischenschicht zwischen Knochen und vielen bioaktiven Keramikphasen des Kalzium-Phosphat-Systems, wie das Hydroxylapatit (HA), legten den Grundstein für die Entwicklung weiterer Zemente, die genau diese Phase enthalten. Hierbei reicht die Spanne von formbaren bioaktiven Materialien bis hin zu bioaktiven Kompositen [54].

Auch bei der Frakturreparatur kommen Knochenzemente zum Einsatz. Esenwein et al. [30] beschreiben klinische Anwendungsmöglichkeiten von porösen Biomaterialien im Knochengewebe.

Es kommen Materialien wie das oben bereits erwähnte HA zum Einsatz. Dabei handelt es sich um eine kristalline Substanz mit einer dem natürlichen Knochen sehr ähnlichen Struktur. Allerdings gestaltet sich der Umgang mit diesem Material relativ schwierig. Daher findet dieses Verfahren selten Anwendung.

Weder Knochenspäne noch HA stützen das Körpergewicht ausreichend ab. Um den Einheilungsprozess nicht zu gefährden, ist der Patient gezwungen, sich bis zum Zeitpunkt der Knochenneubildung nur wenig zu belasten.

Zur Defektauffüllung stehen zudem osteokonduktive Materialien zur Verfügung wie z.B. α -BSM® (ETEX-Coop.) und Bonesource® (Stryker Biotech). Alle diese Varianten sind Calciumsulfat- oder apatitartige Calciumphosphatverbindungen [30].

SRS-Norian®-Zement, als Skelettreparatursystem, gehört ebenfalls zu den oben genannten Verbindungen. Hierbei kann die Paste direkt in den Hohlraum injiziert werden. Die Aushärtung erfolgt innerhalb von 10 Minuten. Es legt sich ein Zementmantel um das Implantat. Dieser ist konform mit den Konturen der Lücke. Gleichzeitig wird der poröse Knochen unterstützt. So haben Patienten wesentlich eher die Möglichkeit, die Physiotherapie zu beginnen und Belastung auszuüben. Das ist ein nicht zu unterschätzender Faktor im Zuge von Kosteneinsparungen im Gesundheitswesen. Insgesamt gestaltet sich diese Art der Frakturreparatur schmerzfreier.

Nach längerer Zeit lässt sich aufgrund der Knochenstrukturähnlichkeit von SRS-Norian® eine partielle Resorption erkennen. Es formiert sich natürlicher Knochen [20].

Um die werkstoffkundlichen und biologischen Eigenschaften von Knochenzementen zu optimieren, laufen stetig Untersuchungen, konventionelle Knochenzemente den gewünschten Parametern anzugleichen. Dabei werden konventionelle Knochenzemente entweder mit weiteren oder bereits enthaltenen, aber modifizierten Inhaltsstoffen versetzt bzw. es wird die Entwicklung einer gänzlich neuen Art von Knochenzementen angestrebt.

1.2. Zusammensetzung von Knochenzementen

Der Begriff *Zement* stammt aus dem Bereich der anorganischen Chemie. Beim Mischen von Pulver und Flüssigkeit findet eine sog. Fällungsreaktion statt. Ordnen sich frei bewegliche Ionen eines schwerlöslichen Salzes zu Kristallen, die als Niederschlag ausfallen - das bedeutet, das Löslichkeitsprodukt des Salzes wird überschritten - spricht man von einer solchen Reaktion [95]. Unter *Zementieren* versteht man im weitesten Sinne das Zusammenfügen bzw. das Fixieren von Teilen.

Befestigungszemente sind per definitionem ein Gemisch aus Pulver und Flüssigkeit, das zu einem Brei gemischt, durch die Reaktion beider Komponenten erstarrt.

Die Eigenschaften, sowohl des Zementbreies (Fließfähigkeit, Verarbeitungszeit) als auch die des abgebundenen Zementes (Festigkeit, Wasserlöslichkeit) hängen sehr stark vom Mischungsverhältnis ab [67]. Variationen von unterschiedlichen Zusätzen ergeben sich nach dem Anwendungsbereich der entsprechenden Zemente. Die verwendeten Materialien treten abhängig von deren Zusammensetzung auf unterschiedliche Art und Weise mit dem umgebenden natürlichen Gewebe in Wechselwirkung.

Jegliche derzeit eingesetzte Knochenzemente bergen mehr oder weniger erhebliche Nachteile. Die konventionellen **Acrylate** haben Defizite bei der Verarbeitung. So ist das Anmischen großer Mengen schwierig und die Applikation mit einer Spritze nicht möglich. Zusätzlich kommt es während der Abbindephase, als Folge der exothermen Reaktion, zu einem kräftigen Temperaturanstieg.

Anorganische Knochenzemente erreichen eine nur unzureichende Verbindung zwischen Knochen und Implantat.

Das Problem der **Glasionomerzemente (GIZ)** ist deren extreme Feuchtigkeitsanfälligkeit während der Abbindephase. Die Ionen- und Salzbildung werden durch die Feuchtigkeit behindert oder finden nur partiell statt. Folglich wird die Stabilität des Systems (Implantat - Zement - Knochen) negativ beeinflusst.

Konventionelle Acrylat-Knochenzemente basieren auf PMMA-Pulver und MMA-Monomer. Acrylat-Knochenzemente sind 2-Phasen-Materialien, die vor der Implantation angemischt und auf die Prothesenteile aufgebracht werden. Durch Polymerisation erfolgt die Aushärtung [19]. PMMA gehört zu den alloplastischen Werkstoffen. Sie besitzen günstige mechanische

Eigenschaften und sind unbegrenzt verfügbar, haben jedoch den Nachteil von Fremdkörperreaktionen bei Kontakt mit dem natürlichen Gewebe [102].

Im Jahr 1972 stellten S. Morita et al. [72] die Benutzung einer neuen Art von Knochenzement (Bonemite®), der *Tri-n-butylboran* (TBB) als Initiator beinhaltet, vor. Die weiteren Inhaltsstoffe dieses Knochenzements sind ein Co-polymerpulver, hergestellt aus MMA und EMA im Verhältnis 1:1, 2-5-dimethylhexan-2-5-hydroperoxid (Polymerisationsanreger) als Polymeranteile und Bariumsulfat (BaSO_4) als Füllstoff für die Röntgenopazität. Die flüssige Phase besteht aus MMA-Monomer und dem Stabilisator Hydrochinon.

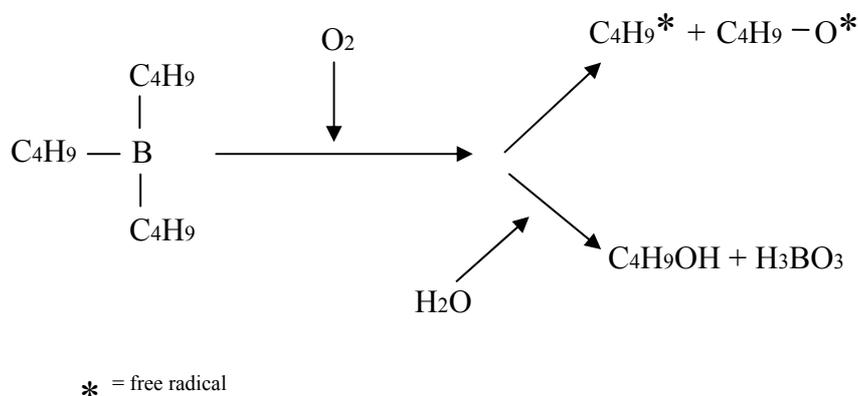


Abb. 1: Struktur von Tri-n-butylboran (TBB) als Härtingsinitiator von Bonemite® und dessen Umwandlung zum freien Radikal

Benzoylperoxid (BPO) als Initiator und Dimethyl-p-toluidin (DMT) als Promoter [72] sind die Inhaltsstoffe des Knochenzementes CMV®.

Die Aluminiumoxid-Keramiken (Al-Keramiken) werden bei THA [92] und bei Knieprothesen [38, 66] eingesetzt. Sie sind biokompatibel, haben gute mechanische Eigenschaften, ihr Ermüdungsverhalten ist gering und gleichzeitig haben sie gute Schmiereigenschaften [66]. In großen Mengen zeigen sich Al-Keramiken jedoch bioinert, da Aluminium nicht ohne Oberflächenmodifizierung am Knochen haftet [38, 66].

Der bereits erwähnte SRS-Norian-Zement® ist eine injizierbare Paste. Diese bildet ein Karbonat-Apatit mit einem geringen Kristallisationsgrad und einer kleinen Korngröße. Die chemischen und physikalischen Eigenschaften sind denen des natürlichen Knochens sehr ähnlich. Enthalten sind Monocalciumphosphat, Monohydrattricalciumphosphat, sowie Calciumcarbonatpulver. Die Bestandteile werden trocken gemischt. Durch eine Natriumphosphatlösung wird eine pastenähnliche Konsistenz erreicht, was die Applikation durch Injektion ermöglicht [20].

Weitere Inhaltsstoffe - wie Medikamente - speziell Antibiotika, können in Knochenzementen vorhanden sein.

Ende der 60er Jahre wurden durch Buchholz [16] Knochenzementen erstmals Antibiotika zugesetzt. Seit 1972 wird Refobacin®-Palacos®, ein Gentamycin-enthaltender Knochenzement verwendet. Der Antibiotikagehalt soll hierbei Infektionen durch Gelenkplastiken vorbeugen bzw. diese behandeln [62]. Aufgrund der Tatsache, dass 1996 weltweit über 30.000 infizierte Hüft- und Knieendoprothesen in der Literatur aufgeführt wurden, bestand klinisch die Notwendigkeit, einen veränderten Knochenzement mit einem erweiterten antibiotischen Spektrum zu entwickeln. Über 73% der pathogenen Keime waren in diesen Fällen gegenüber Gentamycin resistent. Daraus ergaben sich Versuche, die Kombination mit einem weiteren Antibiotikum zu überprüfen.

Unter diesem Gesichtspunkt testeten K.-D. Kühn und H.-J. Pfefferle [62] eine Reihe von Antibiotika.

Eigenschaften der in Knochenzementen enthaltenen Antibiotika:

1. Sie sollten hitzebeständig sein.
2. Es sollte ein möglichst breites antibiotisches Spektrum abgedeckt werden.
3. Sie sollten die Fähigkeit besitzen, durch Diffusion den Zement zu verlassen, um in das umliegende Gewebe zu gelangen, um dort die entsprechende Wirkung zu entfalten.

Das günstigste Testergebnis erreichte Clindamycin. Es erfüllte die Anforderungen nahezu vollständig. Clindamycin kann in Verbindung mit Gentamycin eingesetzt werden. Daraus resultierte der Genta-Clinda-Zement. Diese Kombination erreicht eine Erhöhung der lokalen Antibiotikakonzentration und damit ein erweitertes antibiotisches Spektrum. Bedingt durch den höheren Medikamentengehalt ergaben sich hier etwas niedrigere mechanische Eigenschaften. Diese lagen im Bereich der des Refobacin®-Palacos®-Knochenzementes.

Aufgrund der chemischen Eigenschaften der Acrylat-Zemente und durch die bei der Aushärtung eintretende exotherme Reaktion, ist die Medikamentenauswahl jedoch eingeschränkt.

C.P. Scott et al. [91] untersuchten einen Tobramycin-enthaltenden Knochenzement. Die Studie konnte zeigen, dass Tobramycin stabil gegenüber der exothermen Polymerisationsreaktion des Zementes ist und von der Zementoberfläche sogar in ausreichender Konzentration abgegeben wird. Damit kann den allermeisten pathogenen Erregern im Bereich der Gelenkplastik entgegengewirkt werden. Die Belastung für den

menschlichen Organismus muss jedoch so gering wie möglich gehalten werden. Durch Antibiotika kann es zu negativen Auswirkungen auf den Gesamtorganismus kommen. Beschrieben werden hauptsächlich gastrointestinale Störungen (z.B. Übelkeit, Erbrechen, Durchfall), Veränderungen des Blutbildes (z.B. Leukopenie, Thrombopenie, Agranulozytose), Überempfindlichkeitsreaktionen (z.B. Hautreaktionen, anaphylaktischer Schock) bis hin zu Superinfektionen mit resistenten Bakterien [31].

Die zugefügten Medikamente sind nur begrenzt und hauptsächlich an der Materialoberfläche wirksam. Fraglich ist, was bei auftretendem Abrieb geschieht.

1.3. Eigenschaften von Knochenzementen

Die Eigenschaften eines Knochenzementes sind bedingt durch die langjährige Erfahrung allgemein, als auch für den Bereich der Endoprothetik, relativ exakt definiert. Neben einer guten Verbundfestigkeit zwischen Zement und Knochen aber auch zum Implantat, ist eine hervorragende Biokompatibilität, mit einer möglichst bioaktiven Phase, eine ständig an Bedeutung zunehmende Anforderung. Es sollen keine toxischen Stoffe freigesetzt werden und die Aushärtung soll bei Körpertemperatur unter entsprechenden Bedingungen stattfinden. Günstigenfalls soll der eingesetzte Zement die Heilung und Stabilisierung des Implantates aktiv fördern. Dem behandelnden Arzt soll gleichermaßen eine einfache, zeitsparende und sichere Applikation ermöglicht werden. Die Verarbeitungszeit muss ausreichend sein, um ein passgenaues Einsetzen des Implantates zu garantieren. Ein geringer Elastizitätsmodul (E) in Verbindung mit hoher Festigkeit, eine hervorragende Biokompatibilität mit einer bioaktiven Phase sind wünschenswert.

Die Zemente füllen, bzw. schließen den Spalt zwischen Knochen und Prothese. Dabei soll die Schicht mindestens so stabil sein, dass die Prothese sicher fixiert ist, um eine gleichmäßige Kraftübertragung von Implantat auf den Knochen zu gewährleisten. Idealerweise soll eine Haftung des Zementes an Metall (Prothese) und Knochen erreicht werden. Die Abbindung soll unter feuchten Bedingungen vollständig erfolgen. Partiiell osteoinduktive Eigenschaften des Materials sollen zur teilweisen Resorption mit Porenbildung führen. Durch die Poren sollte das Einwachsen des natürlichen Knochengewebes ermöglicht werden.

Die derzeit vorhandenen Lösungen zur Befestigung von künstlichen Gelenksprothesen funktionieren, dennoch besteht Handlungsbedarf.

Morita et al. [72] fassten die Nachteile bereits existierender Knochenzemente zusammen:

1. Die geringe Biokompatibilität von Knochenzementen

Obwohl ein PMMA-Block keine aktiven Fremdkörperreaktionen hervorruft [46], können jedoch PMMA-Mikropartikel eine Entzündung bewirken und damit zur Auflösung des umliegenden Knochens führen [76].

2. Das Ermüdungs- und Bruchverhalten von Knochenzementen

Um Belastungskonzentrationen zu vermeiden, wird der Knochenzement mit einer Zementpistole oder der Vakuum-Mischtechnik auf das Knochengewebe aufgebracht [67, 93]. Die Dicke des Zementmantels sollte dabei 3mm nicht überschreiten [64].

Um der zunehmenden Ermüdung von Knochenzementen entgegenzuwirken, wurde dem Polymer zur Verstärkung Styren zugefügt. Dabei führten das Co-Polymer bestehend aus MMA und Styren zur Verlängerung der Lebenszeit des Zementes Symplex®.

3. Die Hitzeentstehung während der Polymerisation des MMA-Monomers

Einige Autoren sind der Ansicht, dass die Wärmeentwicklung während der Polymerisation, die Temperatur, bei der Proteine koagulieren, überschreitet und es daraus resultierend zu einer irreversiblen nekrotischen Zerstörung des Knochengewebes in der Umgebung des Zementes kommt [85].

Andere vertreten die Auffassung, dass die Hitzentwicklung ausreichend vom Metallimplantat absorbiert wird und den Knochen nicht schädigt [82].

Unumstritten ist jedoch, dass eine Temperatur über 70°C in jedem Fall die Gefahr der Schädigung von biologischem Gewebe in situ birgt. Weiterhin sind im menschlichen Organismus Auswirkungen auf den Kreislauf (hypotone Krise), das Atmungssystem und den Fettstoffwechsel durch zirkulierendes Monomer beschrieben worden [21, 65, 85].

4. Der Elastizitätsmodul von Knochenzementen

Weightmann et al. [109] heben hervor, dass ein Knochenzement mit niedrigen Elastizitätsmodulen und einem höheren Dehnbarkeitswert als die konventionellen Knochenzemente, verbessert Lasten zum proximalen Femor ableiten und somit einer Überlastung entgegengewirkt werden kann.

In der Literatur besteht keine Einigung darüber, welcher Elastizitätsmodul der günstigste ist [74, 104].

Die Nachteile der derzeit auf dem Markt befindlichen Materialien sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

Tabelle 1: Nachteile derzeit auf dem Markt befindlicher Materialien

Zement	Nachteile
MMA-Basis	<ul style="list-style-type: none"> • hohe Polymerisationstemperatur → Nekrosen im umliegenden Gewebe → Entzündungsreaktionen • Wasseraufnahme → langfristig Quellung, Herabsetzung von mechanischen Eigenschaften • toxischer Restmonomergehalt, Stabilisatoren, Initiatoren • Versprödung → aseptische Lockerung des Implantates • Schrumpfspannung durch Polymerisation → Rissbildung, Verlust der Verbindung zwischen Knochen und Implantat → Beeinträchtigung der mechanischen Festigkeit • kurze Verarbeitungszeit (5min) → schlechte Positionierung und wenig Korrekturmöglichkeit • komplizierte Applikation aufgrund von hoher Viskosität • schwierige Revision, da sehr hart und spröde
anorg. Basis	<ul style="list-style-type: none"> • klebt selbst nicht, keine Adhäsion → Membran zum Verschluss nötig • beschränkter Einsatzbereich → unbelasteter Knochen
GIZ	<ul style="list-style-type: none"> • Feuchtigkeitsanfällig in der initialen Phase → komplizierte Applikation • härtet nicht unter feuchten Bedingungen • hohe Sprödigkeit • Reduzierung der mechanischen Eigenschaften, ungeeignet für belastete Bereiche

Die Bemühungen zur Optimierung der Eigenschaften von Acrylat-Knochenzementen konzentrieren sich auf folgende Punkte:

1. Verbesserung der biologischen Eigenschaften, d.h.
 - hohe Biokompatibilität
 - osteoinduktive Wirkung
 - geringer Restmonomergehalt
 - niedrige Polymerisationstemperatur
2. Verbesserung der mechanischen Eigenschaften, d.h.
 - hohe Bruchfestigkeit
 - hohe Dimensionsstabilität
 - geringe Sprödigkeit
 - gleichmäßige Kraftverteilung

Eine wichtige Eigenschaft, der in der Chirurgie und Orthopädie verwendeten Materialien, ist deren spezifische Röntgendurchlässigkeit. So besteht die Möglichkeit, postoperativ das Schicksal des Implantats bewerten zu können. Diese Eigenschaft wird durch das Einfügen von anorganischen, röntgenopaken Materialien erreicht. Wiederum können durch diese Zusätze die mechanischen Eigenschaften von Knochenzementen beeinflusst werden.

Artola et al. [5] führten Untersuchungen an einem neuen Knochenzement durch, der kovalent gebundenes Jod enthält. Das Material ist ein Co-Polymer von MMA und 4-Iodophenolmethacrylat (IPMA). Ihre Ergebnisse zeigten in allen Proben Röntgendurchlässigkeit, mit einer deutlichen Markierung bei einem Gehalt von 15-20%.

Bei einigen Knochenzementen wird Bariumsulfat (BaSO_4) als röntgenopakes Material zugesetzt.

Ein neuartiges Material sollte die meisten Nachteile ausschließen bzw. reduzieren und positive Eigenschaften wie Patientenverträglichkeit, günstige Verarbeitbarkeit und ausreichende Festigkeit in den Vordergrund rücken.

Tabelle 2: Zusammensetzung und mechanische Kennwerte einiger Knochenzemente

Bezeichnung	Zusammensetzung	Eigenschaften	Literatur
Bonemite®	Monomer:MMA,Hydrochinon Polymer:Poly(MMA-coEMA) 2-5-dimsthyllhexan-2- 5hydroperoxid Zusatzstoffe: BaSO ₄	Biegefestigkeit: 67.4MPa	[72]
CMW®	Monomer:MMA,Hydrochinon, N,N-Dimethyl-p-toluidin (DMT) Polymer:Poly(MMA) Zusatzstoffe: Ethanol, Ascorbinsäure, Benzoylperoxid, BaSO ₄	Biegefestigkeit: 70.3 MPa	[72]
konventionelle PMMA-Zemente	Monomer:MMA Polymer:PMMA-Pulver Zusatzstoffe:Mediamente, Röntgenopaker etc.	Biegefestigkeit: 60 MPa	[93]
Refobacin®	Zusatzstoffe:Gentamycin, Clindamycin, Tobramycin	Biegefestigkeit: 71.4 MPa Druckfestigkeit: 88.7 MPa	[19, 38, 66]
Palamed®	Zusatzstoffe: s.o.	Biegefestigkeit: 80.1 MPa Druckfestigkeit: 87.9 MPa	[19, 38, 66]
Palacos®	Zusatzstoffe:s.o.	Biegefestigkeit: 81.2 MPa Druckfestigkeit: 87.8 MPa	[19, 38, 66]
ABC (Composit)	Anorganischer Füllstoff: Al ₂ O ₃ -Perlen Organ. Matrix:Bisphenol a-glycidyl-dimethacrylat (Bis-GMA)-Harz	Biegefestigkeit: 71 MPa	[104]
BABC	Kombination von CaO-SiO ₂ -P ₂ O ₅ -CaF ₂ -Glas; MgO-CaO-SiO ₂ -P ₂ O ₅ -CaF ₂ -Glas o.MgO-CaO-SiO ₂ -P ₂ O ₅ - CaF ₂ -Apatit u. Wollastonit enth. Glaskeramik; (Bis-GMA)- Harz	Biegefestigkeit: 139 MPa Druckfestigkeit: 269 MPa Zugfestigkeit: 52 MPa	[26, 68, 79]
Hydrogele	auf der Basis von Getreidestärke/Zementoacetat	Druckfestigkeit: 45-47 MPa Zugfestigkeit: 20-26 MPa	[59]
SRS-Norian®	Monocalciumphosphat-Monocalciumtriphosphat Calciumcarbonat-Pulver Na ₃ PO ₄ -Lösung	Druckfestigkeit: 55 MPa	[20]

1.3.1. Biegefestigkeit/Härte von Knochenzementen

Alle Werkstoffe sind bei Belastung Kräften ausgesetzt. Diese Kräfte können nach Zug, Druck und Biegung unterschieden werden. Die Biegung ist bereits eine Kombination aus einem Zug- und Druckspannungszustand.

Die Dynstat-Biegebruchfestigkeit bietet die Möglichkeit, einfach und schnell die mechanischen Eigenschaften eines Materials zu beurteilen. So kann frühzeitig eine Entscheidung über die grundsätzliche Eignung des Materials getroffen werden. Dennoch ist sie ein nicht unbedingt vordergründiger Bestandteil bei der Gesamtbewertung von Knochenzementen. Durch die relativ kleinen Probekörper werden die grundsätzlichen Anforderungen für die normale Stressverteilung nur teilweise erfüllt. Schon relativ kleine Inhomogenitäten innerhalb der Probekörper können zu einem sehr niedrigen Ergebnis führen [53]. Durch das Einbringen von Füllstoffen kann eine Erhöhung der Bruchfestigkeit von Knochenzementen erreicht werden.

Perek et al. führten Untersuchungen mit unterschiedlichen Füllstoffen durch [81]. Andere Untersuchungen gingen dahin, durch die Zugabe einer bioaktiven Glaskeramik zur Pulverkomponente eines PMMA-Knochenzementes, die Festigkeit zu steigern. Henning et al. [40] untersuchten diesen Zement im Hinblick auf die Reaktion zwischen Knochengewebe und Glaskeramikpartikeln. Es war eine Verbindung an der Grenzfläche beider Medien zu beobachten.

Morita et al. [72] entwickelten Bonemite®. Es handelte sich dabei um einen neuartigen Knochenzement. Dieser Knochenzement hat ein um 3% niedrigeres Elastizitätsmodul und eine höhere Dehnbarkeit als der konventionelle Knochenzement CMV®. In ihrer Studie zeigten sie, dass Stäbe (die mit Bonemite® befestigt wurden) eine höhere Überlebensrate als die CMV®-Vergleichsgruppe hatten. Statistisch signifikante Unterschiede wurden allerdings nicht beobachtet [79].

Um die Eigenschaften zu optimieren, wurden eine Reihe von Veränderungen in der Zusammensetzung der konventionellen Knochenzemente vollzogen. So soll beispielsweise durch die Inkorporation von Polybutyl-MA-Perlen, die eine niedrige Glasübergangstemperatur haben, ein Zement mit einem viskoelastischen Verhalten anstelle von Sprödigkeit, entstehen [68]. Durch langsame Erwärmung des PMMA geht das glasähnliche Bruchverhalten in einen eher gummielastischen Zustand über. Wird diese Glas-Übergangstemperatur (glass transition temperature T_G) erreicht, kommt es zum Anstieg der Brown'schen Molekularbewegungen,

welche dann die physikalischen Eigenschaften verändern. Die Charakterisierung mit Hilfe von T_G wurde damit zunehmend zur Bewertung von Knochenzementen herangezogen.

W. Ege et al. [26] zeigten, dass Testmuster, die unter trockenen Bedingungen gelagert wurden, keine Änderung von T_G aufwiesen, wohingegen die in Wasser gelagerten Muster einen kontinuierlichen Anstieg von T_G erkennen ließen. Es wurde eine Temperatur von 70°C gemessen. Weiterhin konnte festgestellt werden, dass die T_G von neueren Knochenzementen unter trockenen Bedingungen zwischen $40\text{-}50^\circ\text{C}$ liegt.

Bezugnehmend auf die Dehnbarkeit und Widerstandsfähigkeit von konventionellen Knochenzementen, zeigten M. M. Vila et al. [106], dass durch den Zusatz des elastischen Copolymers Acrylnitril-Butadien-Styren (ABS) zwar Festigkeit und Steifheit abnahmen, jedoch ein Anstieg bei Dehnbarkeit und Härte zu verzeichnen war. Allerdings könnten die eventuell giftigen Abbauprodukte eine Gefahr für den Organismus darstellen und der unbedenklichen Anwendung entgegenstehen. Die Knochenzemente Palamed®, Palacos®, Osteopal® und Cemex® haben die höchsten Biegebruchfestigkeitswerte. Die Ergebnisse liegen zwischen 90 und 96 MPa [27].

1.3.2. Quellung und Formveränderungen von Knochenzementen

Formabweichungen betreffen die primäre Dimensionierung und die Formbeständigkeit eines Therapiemittels in der Gebrauchsperiode. Sekundäre Formungenauigkeiten können sich mit der Quellung, d.h. der Wasser- bzw. Flüssigkeitsaufnahme und der sich daraus resultierenden Dimensionsveränderung ergeben [28].

Nach Inkorporation befinden sich Knochenzemente in einem feuchten Milieu bei einer ungefähren Umgebungstemperatur von 37°C . Wenige Wochen nach der Implantation ist der Werkstoff von Feuchtigkeit/Wasser durchtränkt. Durch die Wasserabsorption ist eine Art plastifizierender Effekt zu beobachten und darüber hinaus das bereits unter 1.3.1. beschriebene Absinken der Glastransitionstemperatur T_G [26].

S. Deb et al. [20] versetzten Zemente mit einem neuartigen Aktivator, dem N,N-Dimethylamino-4benzyl-laurat (DML). In konventionellen Knochenzementen ist als Aktivator N,N-Dimethyl-p-toluidin (DMT) enthalten.

Bei DML handelt es sich um ein tertiäres Amin, mit einem höheren Molekulargewicht. Dieses Gewicht lässt erwarten, dass DML nicht ohne weiteres in das umgebende Medium abgegeben wird. Der Anstieg der Hydrophobizität beeinflusst ebenfalls die Wasserabsorptionseigenschaften.

1.3.3. Verbundfestigkeit zwischen Knochen und Implantat

Bei der Inkorporation von Implantaten bzw. Endoprothesen ist zwischen der zementfreien und der zementierten Fixierung zu unterscheiden.

Da der direkte Verbund zwischen Knochen und dem Implantatwerkstoff über eine physikochemische Haftung erfolgt, wird diese der rein mechanischen Haftung vorgezogen [99]. Bei der zementierten Variante muss der Verbund zwischen Knochen und Zement bzw. Endoprothese und Zement als kritisch angesehen werden. Der verwendete Knochenzement spielt hierbei eine entscheidende Rolle.

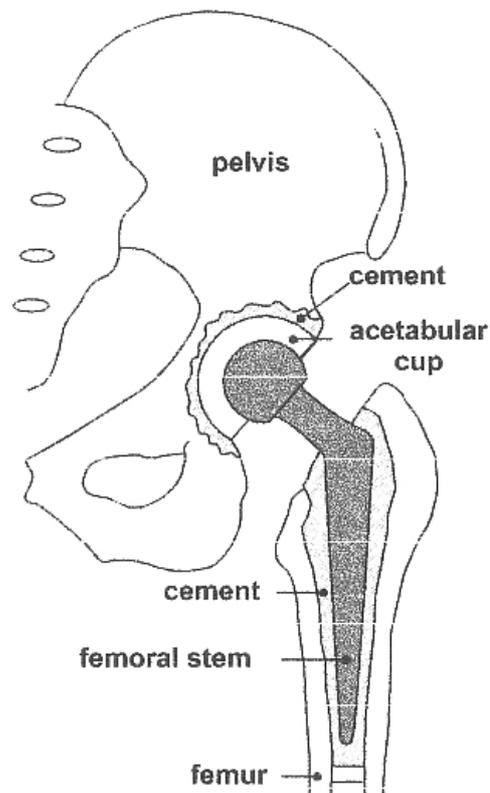


Abb. 2: Beispiel einer Implantation im Bereich des Hüftgelenkes [98]

Die bei herkömmlichen PMMA-Knochenzementen rein mechanische Verankerung kann aufgrund der durch Mikrobewegungen im Grenzbereich zwischen Knochen und Implantat auftretenden Belastungen im Laufe der Zeit zu Lockerungen führen. Im ungünstigsten Fall muss die Prothese gewechselt werden - durch eine erneute Operation - verbunden mit Risiken und Kosten [112]. Durch die auftretenden Mikrobewegungen kann es weiterhin zu lokalisierter Knochenresorption und zu Membranverdickungen kommen [77], die ebenfalls unerwünschte Nebeneffekte darstellen.

Kobayashi et al. [60] untersuchten den Grenzbereich zwischen einem Al-Perlen enthaltenen Komposit und dem Knochen. Das Komposit (ABC) besteht dabei aus Al-Perlen als anorganischen Füllstoff und einem auf Bisphenol-a-glycidyl-dimethacrylat (Bis-GMA)-basierenden Harz als organische Matrix.

Andere bioaktive Knochenzemente kombinieren $CaO-SiO_2-P_2O-CaF_2$ -Glas, $MgO-CaO-SiO_2-P_2O_5-CaF_2$ -Glas oder $MgO-CaO-SiO_2-P_2O_5-CaF_2$ Apatit und Wollastonit enthaltene Glaskeramik (AWGC) mit einem auf Bis-GMA basierendem Harz [52, 100, 101]. Bei diesen Zementen ergibt sich ein direkter Kontakt mit vitalem Knochengewebe. Es entsteht eine Kalzium-Phosphatreiche Schicht. Diese Schicht kann, unabhängig von den Belastungszuständen, am Knochen haften. Die Knochenhaftung sowie das Knocheninduktionsverhalten sind bei diesen Zementen günstiger als bei Hydroxylapatit- oder Tricalciumphosphat- enthaltenden Knochenzementen zu bewerten [58, 59]. Grundsätzlich ist jeder Knochenzement nach der Implantation mechanischen Belastungen ausgesetzt.

F. Wean et al. [108] führten Untersuchungen über die Knochenverbundfestigkeit des bioaktiven Knochenzementes (BABC=bioactive bonecement) unter mechanischer Belastung durch. Es wurde der von Kawanabe et al. [52] entwickelte bioaktive Knochenzement benutzt. Dieser sollte einige Probleme von herkömmlichen PMMA-Knochenzementen überwinden - insbesondere die Lockerungsproblematik. BABC hat eine hohe Bioaktivität. Der Mechanismus des Knochenverbundes wurde wie folgt beobachtet: Nach Implantation von BABC in den Knochen löst sich Monomer (hauptsächlich TEGDMA) von der Zementoberfläche. Auf diese Weise exponieren sich Apatit-Wollastonit-Glas-Keramik-Körner (AW-GC-Körner). Diese sind an der Formierung der Apatitschicht auf der Zementoberfläche beteiligt. BABC haftet nun, vermittelt durch die Apatitschicht, am Knochen [61]. Bei der Kontrollgruppe nahm die Dicke des auf der Zementoberfläche liegenden weichen Gewebes zu. So konnte von einer mechanischen Belastung im Zwischenraum ausgegangen werden. Die Versorgung des Knochens könnte nun durch diese Schicht negativ beeinflusst werden. BABC konnte als biokompatibel und untoxisch

angesehen werden. Die zunehmende Starrheit von BABC-WS-Konstruktionen führt zu einem beanspruchungsabschirmenden Effekt. BABC haftet ohne dazwischenliegendes Weichgewebe direkt am Knochen.

Erwähnenswert sind an dieser Stelle die Hydrogele. Ihre physikalischen Eigenschaften machen sie für eine wachsende Anzahl von biomedizinischen Anwendungen, z.B. als Medikamententräger in der Orthopädie und der Augenheilkunde, nutzbar. Ebenso finden Hydrogele als Übergangstelle zwischen Knochen und Implantat unter dem Gesichtspunkt der Befestigung von Prothesen ihre Anwendung. Durch Absorption von Körperflüssigkeit könnte eine Ausdehnung in gewissem Maße erreicht und somit die Fixierung unterstützt werden.

Peireira et al. [80] berichten über die Entwicklung von neuartigen Hydrogelen auf der Basis einer Getreidestärke/Zementacetat-Mischung. Die Herstellung erfolgt durch eine radikalfreie Polymerisation. Diese Hydrogele bewirken das Einwachsen von neuem Knochen und können so unverzüglich als strukturelle Knochenunterstützung auftreten.

1.3.4. Porosität von Knochenzementen

Die Porosität spielt im Zusammenhang mit der Haltbarkeitsdauer von zementierten Endoprothesen eine bedeutende Rolle. Je höher die Porosität, desto geringer die Bruchfestigkeit eines Werkstoffes. Wiederum kann eine hohe Porosität das Einwachsen natürlichen Gewebes in den Werkstoff begünstigen und so in zweiter Linie zur Stabilität des Implantates beitragen.

B.P. Murphy et al. [75] untersuchten die Beziehung zwischen Beanspruchung, Porosität und unlinearer Zerstörungshäufung in Acryl-Knochenzementen.

Sie gingen dabei von der Feststellung aus, dass Mikrorisse [47] in Acryl-Knochenzementen hauptsächlich dazu führen, dass:

1. die mechanische Integrität des Zementmantels verloren geht, und damit das Implantat.
2. PMMA-Partikel, die durch Abrasion der Bruchoberfläche entstehen, mit dem umliegenden Gewebe reagieren und zu Entzündungen und Osteolyse führen und demzufolge eine Lockerung des Implantates verursachen.

Die Zerstörungsentwicklung in Acryl-Knochenzementen ist nicht linear. Der Grad der Linearität ist beanspruchungsabhängig. Je höher die Beanspruchung, umso mehr Risse entstanden pro Pore. Bei niedrigerer Belastung war die Rissentstehungsrichtung in der Regel senkrecht zur aufgewendeten Last verteilt. Bei höherer Belastung ergab sich eine weite Streuung. Wenn die Belastung sank, war die Porosität der Prüfkörper der entscheidende Faktor für den Misserfolg.

Eine Vielzahl von Autoren haben beschrieben, dass das Mischen unter Vakuum die Festigkeitseigenschaften von Knochenzementen verbessern kann. Der Anstieg der Festigkeit ist dann durch die Reduktion der Blasenbildung bedingt, die ihrerseits zur Ausbildung von Poren (Lufteinschlüsse) führt. Diese Poren können die Ursache von Brüchen sein.

M.M. Vila et al. [106] führten Untersuchungen hinsichtlich der Porosität und der Umgebung in Bezug auf das mechanische Verhalten eines Acrylknochenzementes durch. Dieser Knochenzement wurde mit Acrylnitril-Butadien-Styren (ABS)-Teilchen modifiziert. Als Kontrollgruppe kam ein herkömmlicher orthopädischer Acrylzement zur Anwendung.

Das Mischen unter Vakuum reduzierte signifikant die Porosität des Zementes. Der mittlere Gehalt, gemessen anhand der zweidimensionalen Prozent-Porosität, betrug 3.4% bei den Probekörpern, die an der Luft hergestellt wurden. Bei den unter Vakuum hergestellten Probekörpern betrug der Gehalt nur noch 0.7%. Der mittlere Porendurchmesser für die an der Luft hergestellten Probekörper lag bei 150µm. Die Poren entstanden durch Luftporen während des Anmischvorganges. Einige kleine Poren mit Größenordnungen zwischen 10 und 20µm wurden innerhalb der PMMA-Perlen entdeckt. Diese könnten jedoch durch den Emulsions-Polymerisationsprozess des Zementpulvers entstanden sein.

Soltez et al. [94] untersuchten den Einfluss des Mischens unter Vakuum auf das Ermüdungsverhalten von Füllstoff-enthaltendem Knochenzement. Die Untersuchungen wurden an einem Antibiotika-enthaltenden Knochenzement durchgeführt. Die Mischungsart hatte, besonders im Fall von Palamed®, einen Einfluss. Sind zusätzlich Antibiotika als Füllstoffe enthalten, reduziert sich die Festigkeit und der Unterschied zwischen den Mischungsarten (Vakuum vs. Non-Vakuum) wird geringer. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass Poren in jedem Fall die Festigkeit reduzieren.

Poren können jedoch im Zusammenhang mit dem Einwachsen von Knochengewebe als durchaus sinnvoll angesehen werden, sodass dann – im besten Fall – der Zement nahezu oder vollständig resorbiert und durch körpereigenes Knochenmaterial ersetzt wird.

In Bezug auf die Viskosität lieferten Palacos® mit Gentamycin, Refobacin® und Palamed® sehr gute Ergebnisse [96]. Um einen hochviskösen Knochenzement anwendbar zu machen, empfiehlt es sich, die Komponenten vorzukühlen.

1.3.5. Biologische Eigenschaften

Die Biokompatibilität (biologische Verträglichkeit) von herkömmlichen PMMA-Knochenzementen stellt einen äußerst wichtigen Punkt bei deren Einsatz im lebenden Organismus dar. Sind die in den Körper eingebrachten Materialien oder Werkstoffe nicht oder unzureichend biokompatibel, kann das zu negativen Auswirkungen auf das Gesamtsystem führen – Zellschädigung, Gewebsnekrosen und dergleichen.

Die meisten handelsüblichen Knochenzemente basieren auf dem Monomer MMA mit Zusätzen von Initiatoren (Peroxide), Stabilisatoren (Amine), Antibiotika und anderen Stoffen. Das Aushärten von auf MMA-basierenden Zementen erfolgt durch eine radikalische Polymerisation. Diese stark exotherme Reaktion führt zu Aushärtetemperaturen, die laut Hersteller zum Teil über 70°C liegen. Da die Polymerisation nie vollständig abläuft, liegen nach dem Anmischen der Zementkomponenten etwa 33% und nach 72 Stunden noch etwa 4-7% an Restmonomer vor.

Die exotherme Reaktion, sowie lokale toxische Effekte von MMA-Monomeren, Stabilisatoren und Polymerisationsinitiatoren, können in vivo zu thermischen und chemischen Nekrosen führen. Diese Nekrosen werden als mögliche Ursache für die Bildung einer bindegewebigen Zwischenschicht (Interface) zwischen Knochen und PMMA-Knochenzement angesehen [35]. Diese Schicht begünstigt Mikrobewegungen des Zementköchers im umliegenden Knochengewebe und kann folglich einer aseptischen Prothesenlockerung Vorschub leisten [50].

In vielfältiger Art und Weise wurden bereits Wege zur Reduzierung von Gewebszerstörung, Austritt von toxischen Chemikalien und der Reaktionstemperatur gesucht. Ebenso wurden Änderungen hinsichtlich der Applikation von PMMA-Knochenzementen (Hochdrucktechniken, Vakuumapplikation, Zentrifugation), sowie Modifikationen der Zusammenstellung der Inhaltsstoffe getestet.

Bernstein et al. [9] entwickelten einen neuartigen, teilweise resorbierbaren Knochenzement. Untersucht wurden die akute Zelltoxizität von Makromer und Co-Monomer des gehärteten Komposites. Diese Knochenzemente sind aus Oligo(-lacton)methacrylaten durch überkreuzte Co-Polymerisation mit biokompatiblen MMA-Co-Monomeren in Anwesenheit von HA

erhältlich. Die Ergebnisse zeigten, dass der neu entwickelte Knochenzement eine relativ niedrige Polymerisationstemperatur (nicht über 45°C) und eine niedrige Schrumpfung hat. Gleichzeitig besteht die Möglichkeit des Einwachsens in den Knochen. Die verwendeten Materialien sind biokompatibel. Der Zement nimmt allmählich Wasser auf und hat eine gute Adhäsionskraft zur Prothese.

In einer großen Anzahl von radikalischen Acryl-Polymerisationen ist besonders zum Ende hin ein deutlicher Anstieg der Polymerisationsrate zu beobachten. Obwohl ein Abfall durch Monomeraustritt zu erwarten wäre. Dieses Phänomen wird als „Auto-acceleration“ oder „Trommsdoff-Effekt“ [78, 103] bezeichnet. Es ist das direkte Ergebnis des Anstiegs der Viskosität während der Reaktion.

Die Hauptcharakteristik der Selbst-Beschleunigung ist die hohe exotherme Reaktion während der Polymerisationsreaktion. Diese exotherme Reaktion, die während des Abbindevorganges in Knochenzementen abläuft, ist die Hauptursache für nachfolgend auftretende Knochennekrosen bei Hüftgelenks- oder Knieplastikoperationen, die den Heilungsprozess natürlich nachhaltig negativ beeinflusst.

Gewebsnekrosen können die Stabilität der Prothesen gefährden und gleichzeitig für den Patienten schwere Komplikationen aus allgemeinmedizinischer Sicht mit sich bringen. Folglich wurden zahlreiche Versuche unternommen die Temperatur, beispielsweise durch Modifizierung der Inhaltsstoffe oder durch Hinzufügen neuer Bestandteile, zu minimieren.

M. Brown [15] führte Versuche mit Terpinolen als chemisches Kontrollagenz durch, mit der Absicht, die exotherme Reaktion zu minimieren. Er kam zu dem Ergebnis, dass kleinere Anteile von Terpinolen zwar zu reduzierten mechanischen und physikalischen Eigenschaften führen, die exotherme Reaktion jedoch gleichzeitig bedeutend geringer war. Es handelte sich um eine Reduzierung um 15% gegenüber konventionellen Knochenzementen.

Morita et al. [72] zeigten in ihrem Versuch, dass durch ihren 1972 erstmals eingesetzten Knochenzement Bonemite® (TBB als Härtingsinitiator) die Polymerisation nicht so rasch eintritt und die Höchsttemperatur während der Polymerisation niedriger als die von konventionellen Knochenzementen ist. Dennoch ist die Verarbeitungszeit für den klinischen Einsatz ausreichend.

Pascual et al. [79] führten Untersuchungen durch, um die biologischen Eigenschaften von Knochenzementen zu verbessern. Es existieren zwei Hauptgründe, den Monomergehalt zu reduzieren.

Nachteile eines erhöhten Monomergehaltes:

1. Es handelt sich um eine toxische, für den lebenden Organismus schädliche Komponente.
2. Es werden die physikalischen und mechanischen Eigenschaften von Knochenzementen zum Teil negativ beeinflusst.

Man nimmt an, dass zwar ein bestimmter Anteil von Monomer während der Mischung und Polymerisation verdunstet, dennoch kann nach der Aushärtung ein Restmonomeranteil von bis zu 3% in der polymerisierten Masse eingeschlossen sein [90].

Das Ergebnis zeigte, dass ein mit 1-Hydroxypropyl-Methacrylat (HPMA) als flüssige Komponente modifizierter Knochenzement einige Vorteile gegenüber herkömmlichen Knochenzementen aufweist:

Vorteile der modifizierten Komponente (HPMA):

1. Der prozentuale Anteil von Restmonomer reduzierte sich mit der Zugabe von hydrophilen Monomer.
2. Die Zugabe größerer Mengen der hydrophilen Komponente ließ die Wasserabsorption ansteigen, damit sank die Polymerisationsschrumpfung.
3. Durch Zugabe von bis zu 20% HPMA verbesserten sich die mechanischen Eigenschaften. Es wurden höhere Festigkeitswerte erreicht.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass obwohl bereits zahlreiche Versuche unternommen wurden, um einen optimalen Knochenzement zu entwickeln, noch keine rundum zufriedenstellenden Ergebnisse erzielt werden konnten, deshalb lag es nahe weiterführende Versuche zur Entwicklung eines verbesserten Knochenzementes durchzuführen.