

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische
Gesichtschirurgie an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. Johannes Schubert

**Bakterielles Wachstum auf verschiedenen Nahtmaterialien
bei enoralem Gebrauch**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)
vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Dr. med. Markus Berginski
geboren am 2. März 1971 in Iserlohn.

Betreuer: PD Dr. Dr. P. Maurer

Gutachter: 1. Prof. Dr. J. Schubert
2. PD M. Bloching
3. Prof. Dr. S. Schultze-Mosgau

Verteidigungsdatum: 15.11.2006

urn:nbn:de:gbv:3-000011166

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000011166>]

Referat und bibliographische Beschreibung

Einleitung und Zielstellung: Ziel der Untersuchung ist es, Zahl und Spektrum möglicher Bakterien am Nahtmaterial zu bestimmen und die physikalischen Ursachen für die bakterielle Adhärenz zu untersuchen.

Material und Methodik: In einer prospektiven Studie wurden primär nicht infizierte intraorale Wunden von 20 Patienten sowohl mit monofilem (Monocryl) als auch geflochtenem Faden (Polyester) der Stärke 4-0 versorgt. Am 1., 5. und 10. postoperativen Tag erfolgten Fadenentnahme und der Transport im Stuart-Medium zur mikrobiologischen Untersuchung (Keimspektrum und Zahl der koloniebildenden Einheiten). Zusätzlich wurden die Oberflächen der Nahtmaterialien mit Hilfe der Environmental-Scanning-Elektronenmikroskopie (ESEM) untersucht.

Ergebnisse: Bei Probeentnahme am 1. postoperativen Tag waren keine Unterschiede hinsichtlich Keimart und -menge zu verzeichnen. Nach intraoraler Verweildauer von 5 Tagen fanden sich am geflochtenen Nahtmaterial eine signifikant höhere Keimbesiedlung und ein anderes Keimspektrum als am Monofilament. Die ESEM-Auswertung bestätigte eine erhebliche Keimbesiedlung des geflochtenen Materials vor allem in den Zwickelbereichen.

Schlussfolgerung: Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass die Ursachen der gesteigerten Keimbesiedlung des Polyfilamentes vor allem in der Oberflächenbeschaffenheit und im Quellungsvermögen des geflochtenen Nahtmaterials zu suchen sind.

Schlüsselwörter: Nahtmaterial, Mikrobiologie, ESEM, Keimbesiedlung

Berginski, Markus: Bakteriellles Wachstum auf verschiedenen Nahtmaterialien bei enoralem Gebrauch. Halle, Univ., Med. Fak., Diss., 44 Seiten, 2006

Inhaltsverzeichnis

| | Seite | |
|-----|---|----|
| 1 | Einleitung | 1 |
| 1.1 | Geschichte der chirurgischen Naht | 1 |
| 1.2 | Naht und Wundheilung | 4 |
| 1.3 | Nahtmaterialien | 5 |
| 1.4 | Nähte in der Mundhöhle | 8 |
| 2 | Zielstellung | 9 |
| 3 | Material und Methodik | 10 |
| 3.1 | Methodisches Vorgehen | 10 |
| 3.2 | Material | 10 |
| 3.3 | Patientenbezogener Untersuchungsabschnitt | 10 |
| 3.4 | Probandenbezogener Untersuchungsabschnitt | 12 |
| 3.5 | Mikrobiologische Untersuchung | 13 |
| 3.6 | Elektronenmikroskopische Untersuchung | 14 |
| 3.7 | Mathematische und statistische Auswertung | 15 |
| 4 | Ergebnisse | 22 |
| 5 | Diskussion | 29 |
| 6 | Schlussfolgerungen | 34 |
| 7 | Zusammenfassung | 36 |
| 8 | Literaturverzeichnis | 38 |
| 9 | Thesen | 44 |

1 Einleitung

1.1 Geschichte der chirurgischen Naht

Die Geschichte der chirurgischen Naht ist zu einem großen Teil gleichbedeutend mit der Geschichte der Chirurgie, stand doch die Versorgung einer Wunde an deren Beginn. Dabei ging der Wundnaht zweifellos die Stoffnaht als lehrendes Beispiel voraus. Die erste eingehende Beschreibung einer Wundnaht und der dabei verwendeten Nahtmittel besitzen wir von dem Inder Susruta etwa aus dem Jahr 500 vor Christus. Neben Leinenfäden, Pflanzenfasern und Haaren erwähnt Susruta auch Bogensehnen als Nahtmaterial. Möglicherweise handelt es sich bei diesen Sehnen um die ersten resorbierbaren Fäden.

Während so im Altertum die wesentlichen, auch heute noch verwandten Nahtmittel bereits bekannt waren, finden wir zur gleichen Zeit viele Nahttechniken in den großen medizinischen Büchern von Hippokrates (460 bis 377 vor Christus), Celsus (25 bis 50 nach Christus) und Galen (129 bis 199 nach Christus) im Einzelnen beschrieben.

Bevor weitere Fortschritte in der Nahttechnik erzielt werden konnten, mussten zuerst die Nahtmittel verbessert werden. Die unsauberen, keimhaltigen Nahtmittel führten nach einer chirurgischen Naht in einem hohen Prozentsatz zu Wundinfektionen. Erst nachdem Lister (1827 bis 1912) und Schimmelbusch (1860 bis 1895) die ersten brauchbaren Desinfektions- und Sterilisationsverfahren angegeben hatten, konnten diese gefährlichen Wundinfektionen verhütet werden. Später suchte man Nahtmittel, die nicht wie Leinenzwirn und Seide in der Wunde liegen blieben, sondern sich allmählich auflösten und so aus dem Wundgebiet verschwanden. Nach langen Versuchen fand wiederum Lister im Jahre 1868 das geeignete Material in der aus Schafsdärmen hergestellten Darmsaite. Um die Saiten

keimfrei zu machen, desinfizierte er sie mit Karbolsäure. So entstand das heutige Catgut.



Abbildung 1: Joseph Baron Lister, englischer Chirurg, 1827-1912. Der berühmte Pionier der Antisepsis und damit der modernen Operationsmethoden [Sournia et al., 1980].

Die unzureichende Entkeimung des Catguts durch die Karbolsäure veranlasste Lister, nach besseren Sterilisationsmöglichkeiten zu suchen. Gleichzeitig war er bemüht, ein Catgut mit einer längeren Resorptionszeit herzustellen. Auf der Suche nach einem geeigneten Verfahren griff er schließlich auf das altbekannte Gerben des Leders zurück. Dabei lässt man zum Beispiel Chromsalzlösungen auf die Tierhaut einwirken und erreicht so einmal eine höhere Festigkeit der Haut durch Herabsetzung der Quellfähigkeit. Außerdem schützt man sie gleichsam durch eine Desinfektion vor Fäulnis.

Durch diese Behandlung erhielt Lister im Jahre 1881 einen festen, schwer resorbierbaren Faden, der nach seiner anfänglichen Meinung auch steril war. Catgut entwickelte sich rasch zu einem beliebten Standardfaden in der Chirurgie. Die Industrie hat mit der Zeit immer bessere und wirksamere Sterilisationsmethoden für Nahtmaterial entwickelt, zum Beispiel Gammastrahlen oder Ethylenoxid, so dass auch die anfänglich problematische Sterilisation von Catgut kein Problem mehr darstellte.

Die Entwicklung moderner medizinischer Nähfäden und Ligaturen begann kurz vor Ausbruch des zweiten Weltkrieges mit der Entdeckung der Textilfasern Polyamid 6 (Perlon) und Polyamid 6.6 (Nylon). Es dauerte nicht lange, bis diese Kunstfasern auch zur chirurgischen Naht verwandt wurden. Im Jahre 1939 entstand sogar durch besondere Verarbeitung von Perlon ein Kunststofffaden, der speziell für die chirurgischen Erfordernisse entwickelt wurde, das Supramid. Hinzu kamen wenig später weitere nicht resorbierbare Fäden aus Polypropylen und aus Polyesterfasern. Durch Kopolymerisation der Substanzen Glycolsäure und Milchsäure ist die Herstellung eines synthetischen Materials (Vicryl®) gelungen, welches nicht wie Catgut enzymatisch, sondern durch körpereigenes Wasser abgebaut wird. Dieser geflochtene und beschichtete Faden besitzt eine besonders hohe Reißkraft und zeichnet sich durch seine hervorragenden Knüpfeigenschaften aus. Dadurch wurde die Verwendung feinerer Fäden möglich.

Selbstverständlich erlebten auch die zur Wundnaht benötigten Instrumente ihre geschichtliche Entwicklung. Sie soll hier im Einzelnen nicht dargelegt werden. Bedeutsam ist jedoch die Entwicklung einer stufenlosen, festen Verbindung von Nadel und Faden, wie sie als sogenanntes atraumatisches Nahtmaterial heute allgemein bekannt ist [Alexander et al., 1967; Brunius et Zederfeldt, 1970; Nockemann, 1975; Blomstedt et al., 1977; Osterberg et Blomstedt, 1979; Osterberg, 1983].

1.2 Naht und Wundheilung

Der Wundverschluss ist der entscheidende Endpunkt eines jeden operativen Eingriffs und die Qualität seiner Ausführung wird oft als „Visitenkarte des Operateurs“ verstanden. Die Art des gewählten Verschlusses ist abhängig von Größe und Lokalisation der Operationswunde sowie den lokalen Spannungsverhältnissen und muss kosmetische Belange berücksichtigen.

Neben den Nadeln ist das verwendete Nahtmaterial von entscheidendem Einfluss auf die Wundheilung und die nachfolgende Narbenbildung [Kaufmann et Landes, 1992; Schubert, 2000]. Das Verhalten der verschiedenen Fäden wird durch das Zusammenspiel von Naht- und Gewebefaktoren bestimmt.

Lymphozyten spielen bei der reinen Nahtreaktion nur eine untergeordnete Bedeutung, Granulozyten sind in der Anfangsphase der Wundheilung im umgebenden Gewebe sichtbar. Monozyten und durch Differenzierung ihre Derivate wie Makrophagen – für die Phagozytose zuständig -, Fibroblasten und Fibrozyten – zur Faserbildung befähigt – und Fremdkörperriesenzellen - für die Fremdkörperabschirmung gebildet – bestimmen das histologische Bild im Fadenkern und um die Fäden in der Folgezeit.

Diese Gewebefaktoren beinhalten den Anwendungsbereich und das Verhalten der Fäden bei steriler oder infizierter Implantation. Jeder Säugetierorganismus reagiert auf Nahtmaterial, welches ein Fremdmaterial darstellt, mit einer Entzündungsreaktion. Monozyten, Granulozyten und Lymphozyten sind Blutzellen, die prinzipiell bei dieser Wundreaktion auftreten können [Alexander et al., 1967; Karutz et al., 2001; Lilly et al., 1972].

1.3 Nahtmaterialien

Unter den Faktoren, die das Nahtmaterial charakterisieren, sind Fadenaufbau- und -verarbeitung sowie Grundsubstanz zu nennen.

Generell gibt es heute vier verschiedene Flechtarten. Zu unterscheiden sind a) monofile, b) geflochtene, gedrehte oder gezwirnte, c) pseudomonophile oder ummantelte und d) beschichtete Fäden (Abbildung 2) [Thiede et al. 1979].

Bei der Grundsubstanz wird zwischen resorbierbarem, absorbierbarem und



Abbildung 2: Schematischer Aufbau verschiedener chirurgischer Nahtmaterialien

nicht resorbierbarem Material unterschieden (Tabelle 1).

Tabelle 1: ausgewählte Eigenschaften verschiedener chirurgischer Nahtmaterialien, ihre Herkunft und Grundsubstanzen.

| | <i>Herkunft</i> | <i>Grundsubstanz</i> |
|---------------------------|------------------------------|----------------------|
| resorbierbar | Säugetierdärme | Catgut |
| absorbierbar | vollsynthetisch | Polyglykolsäure |
| | | Polyglactin |
| | pflanzlich | Baumwolle |
| | | Zwirn |
| | Kokon der Seidenspinnenraupe | Seide |
| nicht resorbierbar | vollsynthetisch | Polyester |
| | | Polyamid |
| | | Polypropylen |
| | Mineralien | Stahl |

Catgut und Zwirn sind den Anforderungen der modernen Chirurgie an Nahtmaterialien aufgrund ihrer geringen Knotensicherheit, der mangelhaften Reißfestigkeit und einer oft unerwünschten Gewebereaktion im Vergleich zu den vollsynthetisch hergestellten, resorbierbaren Nahtmaterialien nicht mehr gewachsen und Anfang der siebziger Jahre durch Polyglykolsäurederivate ersetzt worden [Morgan, 1969; Postlethwait, 1970; Ludewig et al., 1971].

Kollagenfäden als weiterentwickelte resorbierbare Fäden mit Vorteilen in physikalischen Eigenschaften konnten sich aufgrund der schlechten Handhabung nicht durchsetzen [Jennings et Addison, 1967; Reynolds, 1968; Snyder, 1968].

Metallfäden als Nahtmaterialien anorganischen Ursprungs eignen sich nur für Spezialindikationen wie zum Beispiel Sehnennähte. Bestechend ist die geringe Gewebereaktion, ungünstig die erschwerte Handhabung [Nockemann, 1975; Hausamen et al., 1995].

Seide und Zwirn weisen als Naturprodukte bei sehr guten Handhabungseigenschaften und hoher Reißkraft auch heute noch trotz „Oberflächenveredelung“ den Nachteil einer erheblichen Kapillarität auf [Thiede, 1978] und sind inzwischen vom Markt verdrängt worden [Nockemann, 1975].

Übernommen haben die Aufgaben der vorgenannten nicht resorbierbaren Nahtmaterialien vollsynthetische Fäden, die in drei Gruppen eingeteilt werden (siehe Tabelle 1): Polyamide, Polyester und Polypropylene [Brunius et Zederfeldt, 1970]. Die günstigen physikalischen Daten wie hohe Faden- und Knotenzugfestigkeit und minimale Kapillarität werden durch die Grundsubstanzen bedingt. Flechtart und „Oberflächenveredelung“ sollen die Handhabung, die Knotengleitfähigkeit und Knotenzugfestigkeit, Geschmeidigkeit und das Gewebedurchzugsverhalten verbessern.

1.4 Nähte in der Mundhöhle

Die Adhäsion pathogener Keime auf chirurgischen Nahtmaterialien stellt einen möglichen Risikofaktor für postoperative Wundinfektionen, vor allem im Bereich der Chirurgie mit intraoralem und damit kontaminiertem Zugangsweg, dar.

Die in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie bei enoralem Zugangsweg gebildeten Schleimhaut oder Mukoperiostlappen werden mittels primärer Naht verschlossen.

Die in den ersten Phasen der Wundheilung ablaufenden Regenerations- und Reparationsvorgänge sind unter anderem abhängig von einer sicheren Fixierung [Schubert, 2000]. Dazu findet Nahtmaterial der Stärke 3-0 bis 5-0 Verwendung, welches bis zu zehn Tage in situ verbleibt.

In dieser Zeit wird das Nahtmaterial mikrobiell besiedelt. Da sich die Wundränder in direkter nachbarschaftlicher Beziehung zum keimbeladenen Nahtmaterial befinden, besteht die Möglichkeit einer postoperativen Infektion, welche durch unterschiedliche Nahtmaterialien begünstigt werden könnte [Karutz et al., 2001; Lilly, 1972].

Die Gewebeantwort gegenüber verschiedenen Nahtmaterialien ist unterschiedlich. Tierexperimentell konnte nachgewiesen werden, dass die intraorale Schleimhaut im histologischen Bild eine geringere Gewebeantwort bei Verwendung von nichtresorbierbarem Monofilament bzw. einem resorbierbaren Multifilament im Gegensatz zu nicht resorbierbarem Multifilament zeigt [Lilly et al., 1972]. Dieser Effekt kann auch noch nach Imprägnierung des nicht resorbierbaren Multifilaments mit Antibiotika beobachtet werden.

2 Zielstellung

Im Hinblick auf eine weitere Reduktion der postoperativen Wundinfektionsrate in der Chirurgie mit intraoralem und damit kontaminiertem Zugangsweg wurden Untersuchungen zur Bakterienbesiedlung verschiedener chirurgischer Nahtmaterialien durchgeführt.

Gegenwärtig steht eine Vielzahl verschiedener Nahtmaterialien für die Chirurgie mit intraoralem Zugangsweg zur Verfügung, die sich in ihrer chemischen Struktur, den physikalischen Eigenschaften und in ihrer Gewebeanantwort voneinander unterscheiden.

Für den Erfolg der chirurgischen Therapie ist es daher von Bedeutung, aus dem umfangreichen Angebot ein Material zu wählen, das die Wundheilung nur wenig beeinflusst und auch bei längerer Liegezeit bakterielle Infektionen nicht fördert. Die klinische Erfahrung zeigt, dass trotz optimaler Antisepsis und nur wenig traumatisierender Operationsmethodik in 5,3% der Fälle postoperative Wundinfektionen zu verzeichnen sind [Maurer et al., 2001].

Daher ist das Ziel dieser Untersuchung, Zahl und Spektrum der Keimbelastung verschiedener chirurgischer Nahtmaterialien nach unterschiedlicher intraoraler Verweildauer zu bestimmen und die mögliche Ursache der Bakterienadhärenz auf dem Material zu klären.

3 Material und Methodik

3.1 Methodisches Vorgehen

Die Untersuchung gliederte sich in zwei Abschnitte. Im ersten Teil (patientenbezogener Abschnitt) erfolgte der Wundverschluss bei ausgewählten Patienten mit zwei unterschiedlichen Nahtmaterialien, deren Keimbelastung zu definierten Zeitpunkten mikrobiologisch untersucht wurde. Im zweiten Teil (probandenbezogener Abschnitt) wurden die gleichen Nahtmaterialien bei einem freiwilligen Probanden zu unterschiedlichen Zeitpunkten eingebracht, um sie am Versuchsende elektronenmikroskopisch zu untersuchen.

3.2 Material

Folgende Nahtmaterialien fanden Verwendung: Ein resorbierbares, monofiles Nahtmaterial (Monocryl) aus Poliglecapron der Stärke 4-0 von Johnson & Johnson Medical Wien, Österreich und ein geflochtenes, nicht resorbierbares Material (Polyester) aus Polyethylenterephthalat der gleichen Stärke von Catgut, Markneukirchen, Deutschland (Abbildung 3). Dieses Nahtmaterial ist mit einem grünen Farbstoff (D&C Grün Nr. 6, C:I: 61565) eingefärbt und mit Silikon oder Teflon beschichtet.

3.3 Patientenbezogener Untersuchungsabschnitt

In einer prospektiven Studie wurden primär nicht infizierte, intraorale Wunden von zwanzig Patienten (11 weibliche, 9 männliche, durchschnittliches Alter: 19,2 Jahre) nach dysgnathiechirurgischen Eingriffen gleichzeitig mit den zwei ausgewählten Nahtmaterialien versorgt. Die Teilnahme an dieser Studie war für alle Probanden nach eingehender Aufklärung freiwillig. Um Verfälschungen auf dem Probenmaterial zu vermeiden, wurde die Wundversorgung im Sinne einer split-mouth Versuchsanordnung durch-

geführt. Dabei werden an jedem Patienten beide Nahtmaterialien verwendet und miteinander verglichen. Diese Versuchsanordnung wird in der Zahnheilkunde auch split-mouth-design oder gekreuztes Versuchsdesign genannt. Bei den Eingriffen handelte es sich um bilaterale, sagittale Unterkieferosteotomien nach Obwegeser Dal Pont, Le Fort I Osteotomien oder die Kombination als bimaxillärer Eingriff. Alle operativen Versorgungen erfolgten in Intubationsnarkose.

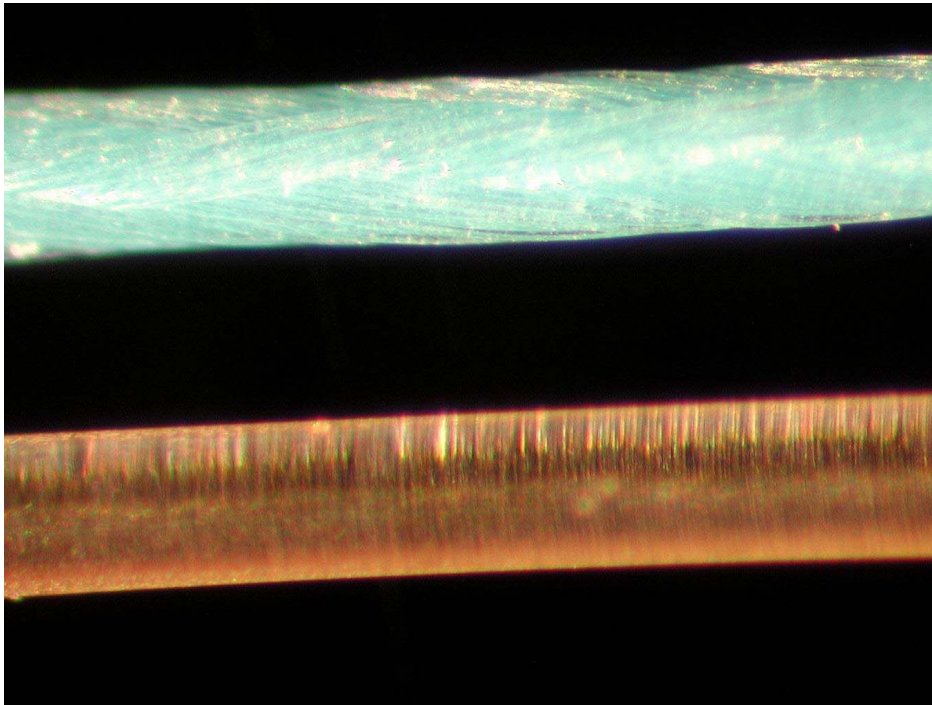


Abbildung 3:

Lichtmikroskopische Oberflächendarstellung von chirurgischem Nahtmaterial. 25-fache Vergrößerung

oben: Polyester® aus Polyethylen (geflochten und beschichtet)

unten: Monocryl® aus Poliglecapron (Monofilament)

Die Wundversorgung erfolgte für die Dauer der Studie durch einen Behandler.

Um Verfälschungen der Untersuchungsergebnisse zu vermeiden, wurden nur klinisch gesunde Patienten, welche keine Dauermedikation erhielten, keine lokalen Infekte im Kiefer- und Gesichtsbereich aufwiesen und Nichtraucher waren, eingeschlossen.

Sie erhielten eine perioperative antibiotische Prophylaxe von einem Gramm Cefotiam (Spizel[®]), als einmalige Gabe intramuskulär, eine Stunde vor Operationsbeginn [Schubert et al., 1995].

Das postoperative Regime beinhaltete die Zahnpflege mit der Zahnbürste nach jeder Mahlzeit und zusätzlich mehrmals tägliche Mundspülungen mit Hexetidin[®]-Lösung 0,1% für den gesamten Versuchszeitraum.

3.4 Probandenbezogener Untersuchungsabschnitt

Durch die spezielle Technik der Environmental-Scanning-Elektronen-Mikroskopie ist die Probengewinnung direkt am Gerät sinnvoll, um Verfälschungen durch Austrocknung, Transport oder ähnliches zu vermeiden (siehe hierzu auch Punkt 3.6). Daher wurden für die elektronenmikroskopische Untersuchung zusätzlich bei einem nicht operierten Probanden im Bereich der beweglichen Gingiva der Molarenregion beidseits beide Nahtmaterialien unter Lokalanästhesie mit jeweils 0,5 ml Ultracain[®] D eingebracht. Diese Proben wurden nach einem, fünf und zehn Tagen, unter den gleichen aseptischen Kautelen wie unter Punkt 3.5 beschrieben, entnommen. Die auf diese Weise gewonnenen Proben wurden ohne Aufbereitung elektronenmikroskopisch untersucht.

3.5 Mikrobiologische Untersuchung

Am ersten, fünften und zehnten Tag erfolgte die Fadenentnahme unter aseptischen Bedingungen in definierter Länge von 5mm oberhalb des Knotens.

Nach Eintauchen der Proben in Stuart-Medium und luftdichtem Verschluss erfolgte der Transport innerhalb einer Stunde zur Untersuchung in das Institut für medizinische Mikrobiologie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg (Leitung: Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. A. S. Kekulé).

Dort wurde das Erregerspektrum qualitativ und quantitativ (Bestimmung der koloniebildenden Einheiten (in KbE/ml)) untersucht.

Die primäre Anzucht wurde nach den üblichen Standardmethoden sowohl aerob als auch anaerob durchgeführt [Summanen et al., 1993; Burckhardt, 1992]. Die Identifizierung der isolierten aeroben und anaeroben Keime wurde mit den Identifizierungssystemen der Firmen bio-Merieux, BBL und LD nach den Empfehlungen der Hersteller durchgeführt. Die Angabe der Koloniebildenden Einheiten erfolgt als logarithmische Bereichsangabe in folgender Abstufung (Tabelle 2):

Tabelle 2: logarithmische Einteilung koloniebildender Einheiten

| Koloniebildende Einheiten in KbE/ml |
|-------------------------------------|
| 0 |
| 0 bis <100 |
| 100 bis <1000 |
| 1000 bis <10.000 |
| 10.000 bis <100.000 |
| 100.000 bis 1.000.000 |

3.6 Elektronenmikroskopische Untersuchung

Bei der Materialcharakterisierung ist die Elektronenmikroskopie eine etablierte Methode zur Bestimmung der Mikrostruktur von Festkörperoberflächen.

Eine Weiterentwicklung dieser konventionellen Technik ist die Environmental-Scanning-Elektronen-Mikroskopie (ESEM). Die ESEM-Technik ermöglicht eine direkte, hochauflösende Oberflächenabbildung von naturbelassenen und vor allem auch feuchten Proben. Diese besonders für Objekte aus dem medizinisch-biologischen Bereich vorteilhaften Abbildungsleistungen werden dadurch erreicht, dass eine Probenaufbereitung zur Untersuchung im Sinne einer Fixierung oder Bedampfung entfällt und dass der Probenraum des Mikroskops nicht ins Hochvakuum evakuiert, sondern unter

einer Gasatmosphäre im Druckbereich von 0,1 bis 10 Torr gearbeitet wird (Niedrigvakuum) [Collins et al., 1993; Otten et al., 2000].

Die Probenentnahme erfolgte analog zur mikrobiologischen Untersuchung am 1., 5. und zehnten postoperativen Tag direkt am Elektronenmikroskop unter den gleichen Bedingungen wie unter Punkt 3.3 beschrieben. Unmittelbar nach Probenentnahme wurden diese Nahtmaterialien auf den Probenteller aufgebracht und am Elektronenmikroskop betrachtet.

3.7 Mathematische und statistische Auswertung

Zur statistischen Analyse und Darstellung der Ergebnisse werden Microsoft Excel und Microsoft Word, beide für Windows XP, sowie SPSS in der Version 10.0 verwendet. Ergebnisse werden als signifikant betrachtet, wenn sich bei der statistischen Analyse eine Irrtumswahrscheinlichkeit kleiner als 5% ergibt ($p < 0,05$).

Zur statistischen Auswertung werden die gewonnenen Daten entsprechend der mikrobiologischen Ergebnisübermittlung (s. Tabelle 2) gegenübergestellt.

Tabelle 3: Verteilung der Keimbelastung auf zwei ausgewählten Nahtmaterialien nach einem Tag intraoraler Verweildauer.

| | | | POLY | | | | | Gesamt | |
|------|-----------------|------------|-------|----------|-------------|---------------|-----------------|--------|----------|
| | | | 0 | bis <100 | 100 - <1000 | 1000 - <10000 | 10000 - <100000 | | > 100000 |
| MONO | 0 | Anzahl | 3 | | | 1 | | | 4 |
| | | % von MONO | 75,0% | | | 25,0% | | | 100,0% |
| | bis <100 | Anzahl | | 2 | 1 | 1 | 1 | | 5 |
| | | % von MONO | | 40,0% | 20,0% | 20,0% | 20,0% | | 100,0% |
| | 100 - <1000 | Anzahl | | 1 | | 1 | | 1 | 3 |
| | | % von MONO | | 33,3% | | 33,3% | | 33,3% | 100,0% |
| | 1000 - <10000 | Anzahl | | 1 | 1 | | | 2 | 4 |
| | | % von MONO | | 25,0% | 25,0% | | | 50,0% | 100,0% |
| | 10000 - <100000 | Anzahl | | | 2 | 1 | 1 | | 4 |
| | | % von MONO | | | 50,0% | 25,0% | 25,0% | | 100,0% |
| | Gesamt | Anzahl | 3 | 4 | 4 | 4 | 2 | 3 | 20 |
| | | % von MONO | 15,0% | 20,0% | 20,0% | 20,0% | 10,0% | 15,0% | 100,0% |

Tabelle 4: Verteilung der Keimbelastung auf zwei ausgewählten Nahtmaterialien nach fünf Tagen intraoraler Verweildauer.

| | | | POLY | | | | | Gesamt |
|------|-----------------|------------|-------|-----------|--------------|-----------------|----------|--------|
| | | | <100 | 100 <1000 | 1000- <10000 | 10000 - <100000 | > 100000 | |
| MONO | 0 | Anzahl | | 1 | | 2 | 4 | 7 |
| | | % von MONO | | 14,3% | | 28,6% | 57,1% | 100,0% |
| | <100 | Anzahl | | 1 | 2 | 1 | | 4 |
| | | % von MONO | | 25,0% | 50,0% | 25,0% | | 100,0% |
| | 100 - <1000 | Anzahl | 1 | 1 | 1 | | 2 | 5 |
| | | % von MONO | 20,0% | 20,0% | 20,0% | | 40,0% | 100,0% |
| | 10000 - <100000 | Anzahl | | | 1 | | 1 | 2 |
| | | % von MONO | | | 50,0% | | 50,0% | 100,0% |
| | > 100000 | Anzahl | | | | | 2 | 2 |
| | | % von MONO | | | | | 100,0% | 100,0% |
| | Gesamt | Anzahl | 1 | 3 | 4 | 5 | 7 | 20 |
| | | % von MONO | 5,0% | 15,0% | 20,0% | 25,0% | 35,0% | 100,0% |

Tabelle 5: Verteilung der Keimbelastung auf zwei ausgewählten Nahtmaterialien nach zehn Tagen intraoraler Verweildauer.

| | | | POLY | | | | | Gesamt | |
|--------|-----------------|------------|-------|--------|-----------|--------------|----------------|--------|----------|
| | | | 0 | <100 | 100-<1000 | 1000- <10000 | 10000- <100000 | | > 100000 |
| MONO | 0 | Anzahl | 1 | | 1 | 1 | | 2 | 5 |
| | | % von MONO | 20,0% | | 20,0% | 20,0% | | 40,0% | 100,0% |
| | <100 | Anzahl | | 2 | | 2 | 1 | 3 | 8 |
| | | % von MONO | | 25,0% | | 25,0% | 12,5% | 37,5% | 100,0% |
| | 100 - <1000 | Anzahl | | 1 | 1 | | | | 2 |
| | | % von MONO | | 50,0% | 50,0% | | | | 100,0% |
| | 1000 - < 10000 | Anzahl | | | 1 | | | | 1 |
| | | % von MONO | | | 100,0% | | | | 100,0% |
| | 10000 - <100000 | Anzahl | | | 1 | 1 | | 1 | 3 |
| | | % von MONO | | | 33,3% | 33,3% | | 33,3% | 100,0% |
| | > 100000 | Anzahl | | 1 | | | | | 1 |
| | | % von MONO | | 100,0% | | | | | 100,0% |
| Gesamt | Anzahl | 1 | 4 | 4 | 4 | 1 | 6 | 20 | |
| | % von MONO | 5,0% | 20,0% | 20,0% | 20,0% | 5,0% | 30,0% | 100,0% | |

Folgende Ergebnisse können nach Anwendung des Friedman-Tests (SPSS 10.0), welcher auf gleiche Verteilung mehrerer, ordinal verbundener Merkmale über Rangzahlen testet, dargestellt werden:

p= 0,001

| | Mittlerer Rang |
|----------|----------------|
| TAG1MONO | 3,22 |
| TAG1POLY | 3,55 |
| TAG5MONO | 2,85 |
| TAG5POLY | 4,85 |
| TAG10MON | 2,65 |
| TAG10POL | 3,88 |

p=0,438

| | Mittlerer Rang |
|----------|----------------|
| TAG1MONO | 2,20 |
| TAG5MONO | 1,95 |
| TAG10MON | 1,85 |

p=0,026

| | Mittlerer Rang |
|----------|----------------|
| TAG1POLY | 1,67 |
| TAG5POLY | 2,42 |
| TAG10POL | 1,90 |

p=0,59

| | Mittlerer Rang |
|----------|----------------|
| TAG1MONO | 1,45 |
| TAG1POLY | 1,55 |

p=0,012

| | Mittlerer Rang |
|----------|----------------|
| TAG5MONO | 1,23 |
| TAG5POLY | 1,77 |

p=0,134

| | Mittlerer Rang |
|----------|----------------|
| TAG10MON | 1,35 |
| TAG10POL | 1,65 |

Um diese Ergebnisse im Zusammenhang interpretieren zu können, müssen diese mit fünf multipliziert werden (Bonferroni-Korrektur).

Aus Gründen der klinischen Relevanz werden die Daten zusätzlich in dichotomisierter Form (keine Keimbelastung / Keimbelastung vorhanden) dargestellt. Die Daten aus den Abbildungen vier bis sechs werden dazu in zwei Gruppen eingeteilt und in Form von Kreuztabellen (Tabelle sechs bis acht) aufgezeigt.

Tabelle 6: Ergebnisdarstellung in Form einer Kreuztabelle für dichotomisierte Variablen (0 gegen >0) für zwei ausgewählte Nahtmaterialien nach einem Tage intraoraler Verweildauer.

MONO1CUT * POLY1CUT Kreuztabelle

| | | | POLY1CUT | | Gesamt |
|----------|----------------|----------------|----------|--------|--------|
| | | | 0 | > 0 | |
| MONO1CUT | 0 | Anzahl | 3 | 1 | 4 |
| | | % von MONO1CUT | 75,0% | 25,0% | 100,0% |
| | > 0 | Anzahl | | 16 | 16 |
| | | % von MONO1CUT | | 100,0% | 100,0% |
| Gesamt | Anzahl | 3 | 17 | 20 | |
| | % von MONO1CUT | 15,0% | 85,0% | 100,0% | |

Tabelle 7: Ergebnisdarstellung in Form einer Kreuztabelle für dichotomisierte Variablen (0 gegen >0) für zwei ausgewählte Nahtmaterialien nach fünf Tagen intraoraler Verweildauer.

MONO5CUT * POLY5CUT Kreuztabelle

| | | | POLY5CUT | |
|----------|----------------|----------------|----------|--------|
| | | | > 0 | Gesamt |
| MONO5CUT | 0 | Anzahl | 7 | 7 |
| | | % von MONO5CUT | 100,0% | 100,0% |
| | > 0 | Anzahl | 13 | 13 |
| | | % von MONO5CUT | 100,0% | 100,0% |
| Gesamt | Anzahl | 20 | 20 | |
| | % von MONO5CUT | 100,0% | 100,0% | |

Tabelle 8: Ergebnisdarstellung in Form einer Kreuztabelle für dichotomisierte Variablen (0 gegen >0) für zwei ausgewählte Nahtmaterialien nach zehn Tagen intraoraler Verweildauer.

MONO10CU * POLY10CU Kreuztabelle

| | | | POLY10CU | | Gesamt |
|----------|----------------|----------------|----------|--------|--------|
| | | | 0 | > 0 | |
| MONO10CU | 0 | Anzahl | 1 | 4 | 5 |
| | | % von MONO10CU | 20,0% | 80,0% | 100,0% |
| | > 0 | Anzahl | | 15 | 15 |
| | | % von MONO10CU | | 100,0% | 100,0% |
| Gesamt | Anzahl | 1 | 19 | 20 | |
| | % von MONO10CU | 5,0% | 95,0% | 100,0% | |

Die aus den Tabellen sechs bis acht gewonnenen Werte sind im Folgenden nach Verwendung des Friedman-Tests für dichotomisierte Variablen dargestellt.

p=0,012

| | Mittlerer Rang |
|----------|----------------|
| MONO1CUT | 3,40 |
| POLY1CUT | 3,55 |
| MONO5CUT | 2,95 |
| POLY5CUT | 4,00 |
| MONO10CU | 3,25 |
| POLY10CU | 3,85 |

p=0,497

| | Mittlerer Rang |
|----------|----------------|
| MONO1CUT | 2,10 |
| MONO5CUT | 1,88 |
| MONO10CU | 2,03 |

p=0,097

| | Mittlerer Rang |
|----------|----------------|
| POLY1CUT | 1,88 |
| POLY5CUT | 2,10 |
| POLY10CU | 2,03 |

p=0,317

| | Mittlerer Rang |
|----------|----------------|
| MONO1CUT | 1,48 |
| POLY1CUT | 1,52 |

$p=0,008$

| | Mittlerer Rang |
|----------|----------------|
| MONO5CUT | 1,33 |
| POLY5CUT | 1,67 |

Eine zusammenfassende Übersicht ist in Abbildung 4 zu sehen.

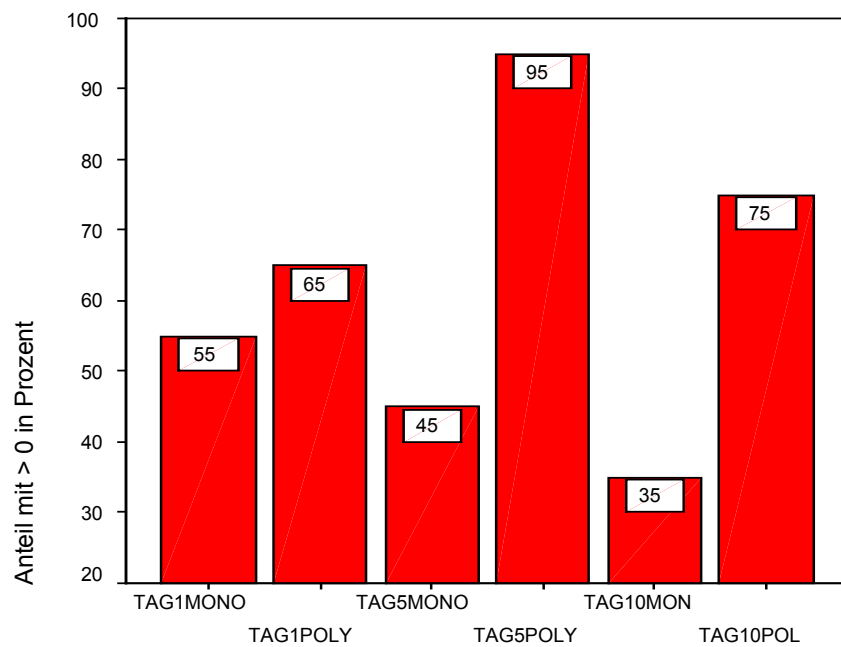


Abbildung 4: Dichotomisierte Darstellung der Keimbelastung auf zwei verschiedenen Nahtmaterialien zu drei Zeitpunkten über einen Zeitraum von zehn Tagen.

4 Ergebnisse

Klinisch behandlungsbedürftige Wundheilungsstörungen im Sinne einer Wunddehiszenz, Infektion oder eitrigen Abszedierung sind während der Studie bei keinem Patienten beobachtet worden.

Über den gesamten Untersuchungszeitraum sind auf dem monofilen Nahtmaterial insgesamt elf und auf dem geflochtenen Material vierzehn pathogen bedeutsame Keimgattungen isoliert worden (Tabelle 9).

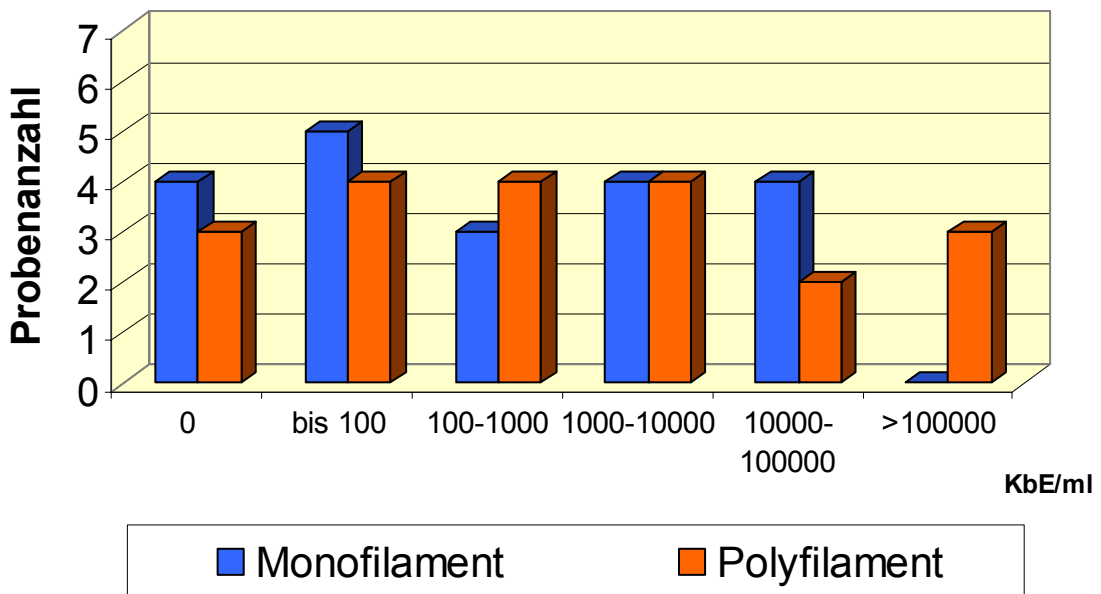


Abbildung 5: Koloniebildende Einheiten (KbE/ml) auf zwei ausgewählten Nahtmaterialien nach einem Tag intraoraler Verweildauer. Je 20 Proben.

Die mikrobiologische Auswertung der Nahtmaterialbesiedlung ergab eine zunehmende Kolonisierung vor allem des geflochtenen Materials mit steigendem Abstand von der Operation.

Nach einem Tag post operationem zeigten sich keine Unterschiede zwischen den zwei Nahtmaterialien hinsichtlich der koloniebildenden Einheiten (Abbildung 5). Die durchschnittliche Keimbelastung auf dem Monofilament betrug 1,44 Keime, auf dem geflochtenen Material 1,94 Keime.

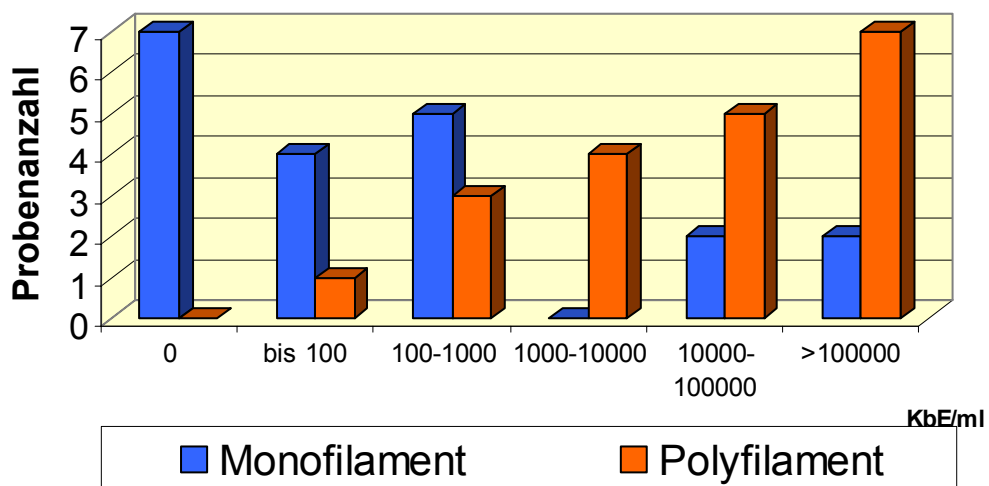


Abbildung 6: Koloniebildende Einheiten (KbE/ml) auf zwei ausgewählten Nahtmaterialien nach fünf Tagen intraoraler Verweildauer. Je 20 Proben.

Nach fünf Tagen ergaben sich bereits optisch Unterschiede in der Gesamtkeimbelastung des Materials (Abbildung 6). 75% der Proben des monofilen Materials wiesen eine Keimbelastung von unter 1000 KbE/ml auf, während bei dem geflochtenen Material 75% der Proben Werte von über 1000 KbE/ml aufzeigten. Dieser Unterschied ist sowohl im Chi-Quadrat-Test ($p < 0,018$), im Testverfahren nach Friedman für mehrere ordinal verbundene Merkmale über Ranzahlen ($p = 0,012$), als auch im Friedman-Test für dichotomisierte Variablen ($p = 0,008$) signifikant.

Durchschnittlich hatten zu diesem Zeitpunkt 1,5 verschiedene Bakterienstämme das monofile und 2,1 Stämme das geflochtene Material besiedelt.

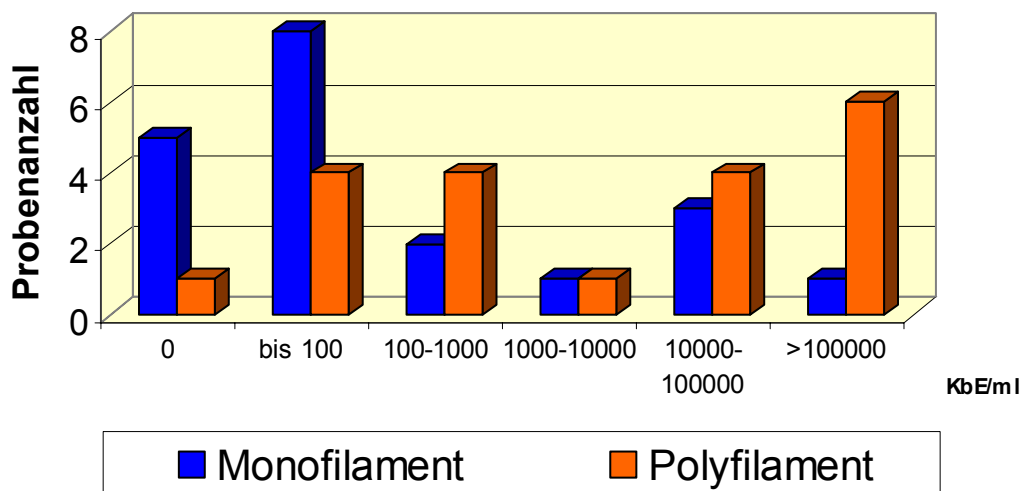


Abbildung 7: Koloniebildende Einheiten (KbE/ml) auf zwei ausgewählten Nahtmaterialien nach zehn Tagen intraoraler Verweildauer. Je 20 Proben.

Nach zehn Tagen Liegedauer zeigten über die Hälfte der Proben des Monofilamentes eine Keimbelastung von unter 100 KbE/ml. Die Belastung der gleichen Probenanzahl des geflochtenen Materials lag zwischen 1000 bis >100.000 (Abbildung 7). Die durchschnittliche Anzahl verschiedener Keimgattungen lag für das monofile Material bei 1,55 und die des geflochtenen Materials bei 1,86.

Tabelle 9: Keimnachweis auf intraoral verwendeten Nahtmaterialien über einen Zeitraum von zehn Tagen.

| Monofilament | Polvfilament |
|-----------------------------------|--------------------------------|
| <i>vergrünende Streptokokken</i> | |
| <i>Staphylococcus aureus</i> | |
| <i>Pseudomonas aeruginosa</i> | |
| <i>Neisseria species</i> | |
| <i>Staphylococcus epidermidis</i> | |
| <i>Escherichia coli</i> | |
| <i>Klebsiella oxytocea</i> | |
| <i>Sprosspilze</i> | |
| <i>Micrococcus species</i> | <i>Staphylococcus hominis</i> |
| <i>Acinetobacter baumannii</i> | <i>Gemella morbillorum</i> |
| <i>Streptococcus intermedius</i> | <i>Bacillus species</i> |
| | <i>Pediococcus pentosaceus</i> |
| | <i>Aerococcus urinae</i> |
| | <i>Citrobacter freundii</i> |

Die Auswertung am ESEM-Mikroskop bestätigte die mikrobiologischen Ergebnisse. Auf dem Monofilament hafteten im Vergleich zum geflochtenen Material zu jedem Untersuchungszeitpunkt sichtbar weniger Keime.

Während sich auf der sehr glatten Oberfläche des Monofilamentes nur eine geringe Zunahme der Keimzahl über den Untersuchungszeitraum darstellte, fand sich auf dem geflochtenen Nahtmaterial eine erhebliche Besiedlung vor allem am fünften postoperativen Tag. Die Keime wurden auf dem geflochtenen Material hauptsächlich in den Zwickeln zwischen den einzelnen Filamenten gefunden (Abbildung 9).

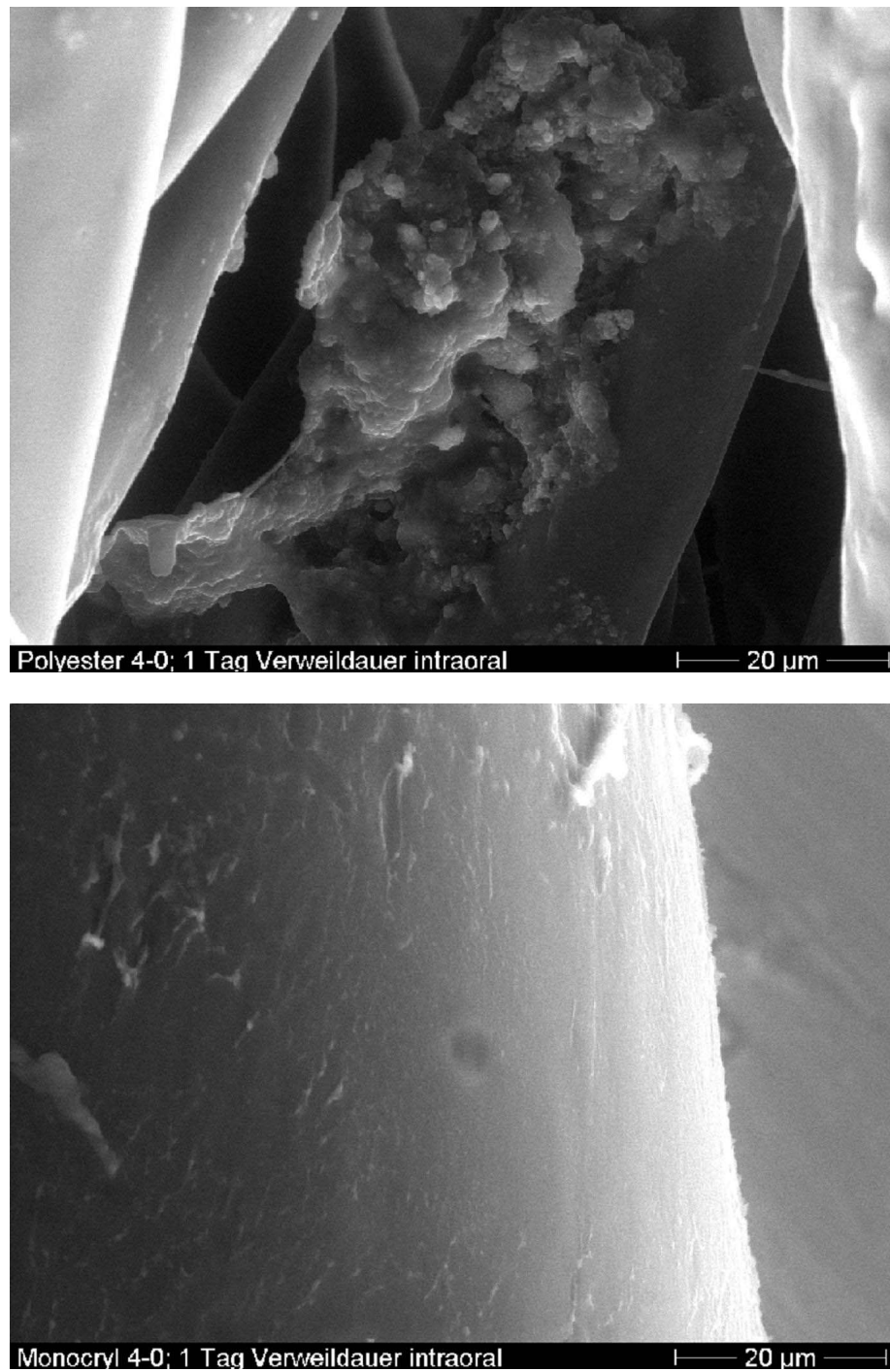


Abbildung 8: ESEM-Bilder von zwei Nahtmaterialien (oben Polyester; unten Monocryl) nach einem Tag intraoralen Verweildauer.

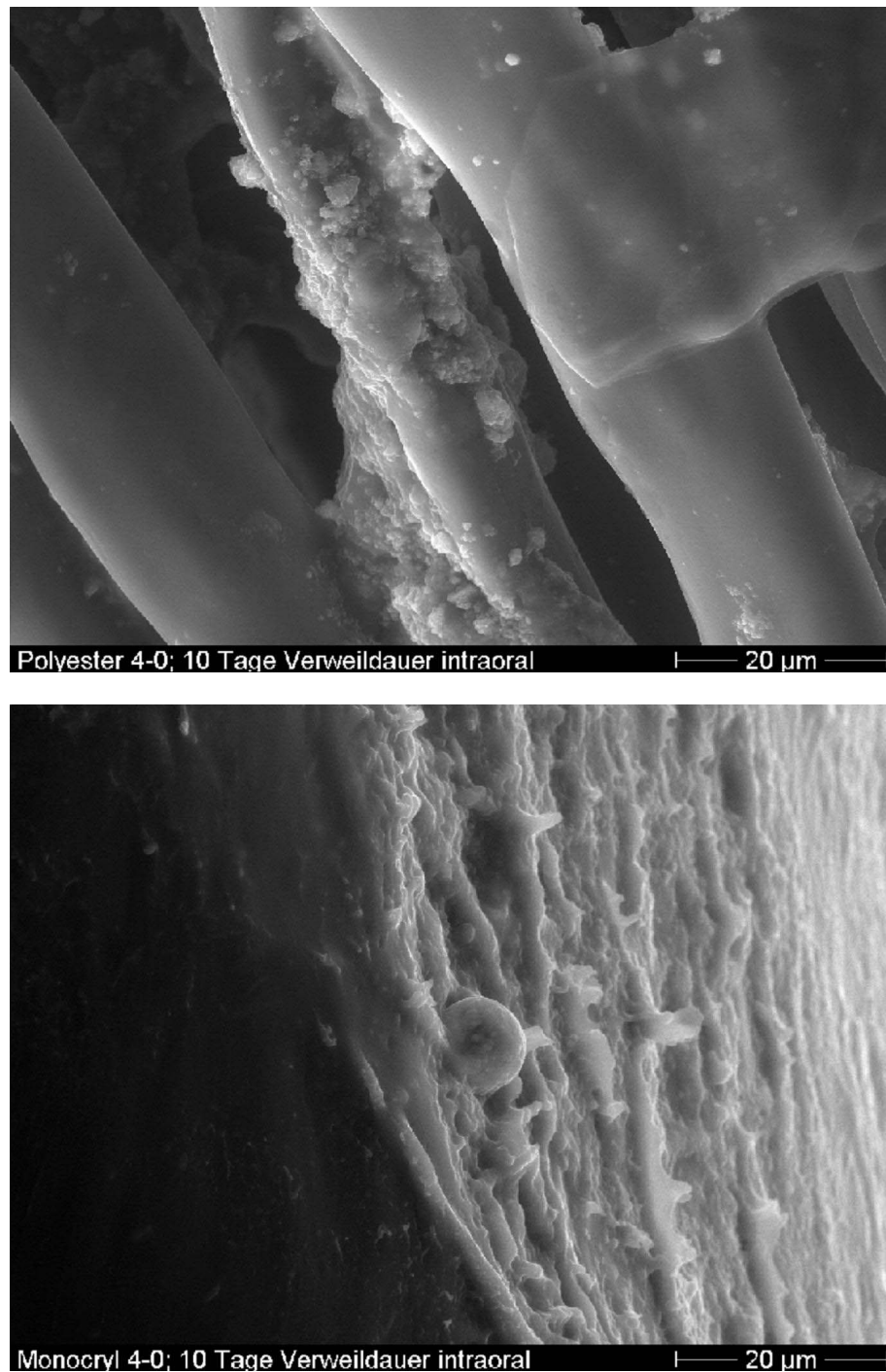


Abbildung 9: ESEM-Bilder von zwei Nahtmaterialien (oben Polyester; unten Monocryl) nach zehn Tagen intraoralen Verweildauer.

5 Diskussion

Der Vergleich chemisch und physikalisch unterschiedlicher Nahtmaterialien war und ist nach wie vor Gegenstand verschiedener Untersuchungen [Alexander et al., 1967; Chung et Weinberg, 1978; Elek et Conen, 1957; Katz et al., 1981, Howell et Chisholm, 1997; Ivanoff et Widmark, 2001; James et Mac Leod, 1961; Kamann et al., 1997; Karutz et al., 2001; Macht et Krizek, 1978; Otten et al., 2000].

Das ideale Nahtmaterial sollte kräftig und einfach in der Handhabung sein, sichere Knoten formen, eine minimale Gewebereaktion erzeugen und keine Wundinfektion hervorrufen. Es soll zusätzlich dehnbar sein, um dem entstehenden Wundödem nachzugeben, sich aber in der Phase der Wundkontraktion wieder zu der Originallänge kontrahieren. Idealerweise sollte es preiswert sein [Moy et al., 1991].

Kein Nahtmaterial kann gegenwärtig alle gestellten Anforderungen erfüllen. Es ist jedoch für verschiedene Indikationen möglich, ein geeignetes Material hinsichtlich der physikalischen Eigenschaften wie zum Beispiel Stärke, Dehnbarkeit, Zugfestigkeit und Resorptionszeit etc. auszuwählen. Eine geringe Gewebereaktion und Schutz vor Wundinfektion wäre jedoch für alle verwendeten Materialien sinnvoll, denn unter den Faktoren, die eine Wundinfektion begünstigen, ist die Keimbelastung der einzelnen Fäden ein möglicher Risikofaktor [Sharp et al., 1982; Mc Caul et al., 2000]. Otten et al. (2000) belegen in ihrer Untersuchung eine Kolonisierung der Wundfäden mit anaeroben pathogenen Infektionserregern, welche als potentielles Infektionsrisiko in der Nachbarschaft frischer Wunden angesehen wird.

Klinisch behandlungsbedürftige Wundheilungsstörungen im Sinne einer Wunddehiszenz, Infektion oder eitrigen Abszedierung sind während der eigenen Untersuchung bis zum 10. postoperativen Tag bei keinem Patienten

beobachtet worden. Andere Untersucher konnten auch keine klinisch manifeste Infektion im Untersuchungszeitraum bis zum siebten Tag finden [Otten et al., 2000; Karutz et al., 2001].

Thiede und Lünstedt fanden allerdings 1979 im Tierversuch nach künstlicher Kontamination von Seide mit einer Staphylokokkenlösung noch nach mehreren Jahren rezidivierende, aufbrechende Fadenabszesse und Fadenfisteln. Das Verhalten von infizierten Polyglykolsäurefäden war grundsätzlich different von dem infizierten, nicht resorbierbaren Material. Die nach 20, 40 und 60 Tagen entnommenen Fäden ergaben folgendes Bild: Nach 20 Tagen war eine abszessartige Ansammlung von Entzündungszellen um den Faden im histologischen Bild erkennbar. In der Randzone des Fadens waren viele Bakterien sichtbar, im Zentrum jedoch nicht. Nach 40 Tagen war diese Gewebereaktion schon deutlich rückläufig, nach 60 Tagen schließlich war die infektionsbedingte Entzündungsreaktion völlig abgeklungen. Die Polyglykolsäure-Fadenreste lagen fast reizlos im Gewebe. Zwischen einem infizierten und einem steril eingelegten Polyglykolsäure-Faden bestand histologisch nach 60 Tagen kein Unterschied hinsichtlich der Gewebereaktion.

Berücksichtigt man die unterschiedlichen Untersuchungszeiträume und Untersuchungsmethoden, sind diese Ergebnisse sicher mit den eigenen vergleichbar und stellen keinen Widerspruch dar.

Die Zusammensetzung der physiologischen Mundflora zeichnet sich durch einen hohen Grad an Komplexität und Variabilität aus. Die Auswertung dieser Untersuchung belegt, dass eine Kolonisierung der verwendeten Nahtmaterialien sowohl mit Keimen der physiologischen Mundhöhlenflora als auch mit Erregern eitriger Infektionen erfolgt (siehe Tabelle 1). Otten et al. untersuchten 2000 ein resorbierbares (Monocryl) und ein nicht resorbierbares (Deknalon) Monofilament im intraindividuellen Vergleich und fanden

annähernd gleiche Keimzahlen und gleiche aerobe/anaerobe Verteilung des bakteriellen Spektrums. Im Gegensatz zu dieser Untersuchung stellten wir bei der ermittelten Gesamtkeimbesiedlung in KbE/ml jedoch einen deutlichen Unterschied zwischen den zwei Materialien fest. Der Grund dafür könnte in der Studienanordnung liegen. Otten et al. (2000) untersuchten zwei Monofilamente, während in der eigenen Untersuchung auch ein Polyfilament mit anderen Oberflächeneigenschaften geprüft wurde.

Im Gegensatz zu den Untersuchungen von Karutz et al. (2001) und Otten et al. (2000) beschränkte sich die eigene Untersuchung nicht auf die Bestimmung ausgewählter Keime. Die Probenbearbeitung in der vorliegenden Arbeit erfolgte nach den üblichen mikrobiologischen Standardmethoden aerob als auch anaerob und für sämtliche Keimarten sowohl qualitativ als auch quantitativ. Hierdurch konnte ein Unterschied im Spektrum der Keimbelastung der verschiedenen Nahtmaterialien gefunden werden, der eine deutlich höhere Keimbelastung des Polyfilamentes belegt.

Karutz et al. (2001) fanden in ihrer Untersuchung eine zunehmende Besiedlungsstärke der Nähte nach sieben Tagen enoraler Verweildauer in folgender Reihenfolge: monofiles Material < beschichtetes Polyester < unbeschichtetes Polyester < Seide Die Unterschiede waren signifikant. Interessant ist hier vor allem der Unterschied hinsichtlich der Keimbelastung zwischen beschichteten und unbeschichteten Polyesterfäden zu werten. Die Ursache für die stärkere Adhärenz der Keime an einem Polyfilament wird in dessen hoher Friktion und der großen Oberfläche gesehen [Scher et al., 1985], während die experimentell ermittelten geringeren Keimzahlen an beschichteten Polyfilamenten durch dessen Oberflächenveredelung erklärt werden [Thiede et Lünstedt, 1979]. Sugarman und Musher konnten 1981 nachweisen, dass die bakterielle Adhärenz auf Monofilamenten geringer ausgeprägt ist als auf geflochtenen Materialien.

Osterberg et Blomstedt verglichen 1979 zwei Nahtmaterialien unterschiedlicher Kapillarität im Tierexperiment. Die bakterielle Besiedlung ist exemplarisch anhand der Belastung mit *Staphylococcus aureus* bestimmt worden und war signifikant höher für das geflochtene Material.

Diese Ergebnisse und ihre Interpretation bestätigen sich in der eigenen Untersuchung. Die deutliche Zunahme der Keimbesiedlung auf dem Polyester zwischen dem ersten und fünften postoperativen Tag könnte unter Umständen durch die Oberflächenveränderung erklärt werden. Die Oberfläche der Materialien wurde hier mit Hilfe der Environmental-Scanning-Elektronen-Mikroskopie beurteilt. Andere Autoren verwendeten dazu raster-elektronenmikroskopische Verfahren [Karutz et al., 2001; Prack, 1993], für die eine Probenaufbereitung obligat ist. Eine dadurch bedingte Verfälschung z.B. durch Ablösung der Bakterien oder Veränderung der beschichteten Oberfläche kann nicht sicher ausgeschlossen werden [Prack, 1993]. Mikroorganismen wie zum Beispiel Bakterien, Pilze, Protozoen und Mikroalgen bestehen hauptsächlich aus Wasser und entziehen sich daher der konventionellen Elektronenmikroskopie. Durch die notwendige Fixierung, Gefriertrocknung oder Dehydrierung und Oberflächenbeschichtung vor der Untersuchung, die im Hochvakuum stattfindet, ist eine mechanische Alteration der Proben möglich [Collins et al., 1993].

In den eigenen Untersuchungen konnten auf mehreren Proben Erythrozyten in ihrer ursprünglichen Morphologie dargestellt werden (Abbildung 9), welches deutlich die exakte Oberflächendarstellung ohne Veränderungen, wie sie durch osmotische oder physikalische Einwirkungen entstehen kann, illustriert.

Mittels ESEM ist bei den Proben des geflochtenen Materials vom ersten postoperativen Tag bereits ein ausgeprägtes Oberflächenrelief nachweisbar. Am fünften und zehnten Tag erscheint die Filamentstruktur aufgelockert,

und es zeigt sich eine bakterielle Adhärenz besonders in den Zwickelbereichen. Diese Beobachtung wird auch durch andere Untersucher bestätigt. Chu und Williams finden 1984 in einer vergleichenden Studie von zehn verschiedenen Nahtmaterialien in der elektronenmikroskopisch-morphologischen Untersuchung einen Zusammenhang der Keimbelastung auf den Materialien in Abhängigkeit von der Art des Nahtmaterials, der Bakterienstämme und der Zeitdauer. Die niedrigste Keimbelastung wurde beim Monofilament, die höchste beim Polyfilament gefunden.

Auffällig ist in der eigenen Untersuchung die sinkende Keimbelastung des Monofilamentes über den Versuchszeitraum. Hier könnte eine mögliche Änderung der chemischen Oberflächeneigenschaften, wie zum Beispiel durch Abbauprodukte des Poliglecaponnes, eine Ursache sein. Uff et al. untersuchten 1995 den Einfluss von löslichen Abbauprodukten verschiedener Nahtmaterialien auf die Makrophagenfunktion, wie zum Beispiel Adhärenzverhalten und Phagozytosefähigkeit, die Lysozym- und Tumornekrosefaktorproduktion. Der extremste Effekt konnte für das (geflochtene) Polyglactin gefunden werden. Es verursachte sowohl eine Inhibition der Zelladhärenz als auch eine Verringerung der Produktion des bakteriziden Lysozyms. Im Gegensatz dazu wurde für das Polydioxanone nur eine geringe Inhibition der Makrophagenfunktion gefunden.

In einer gefäßchirurgischen Untersuchung wurden geknotete und nicht geknotete Gefäßnähte untersucht. Hier konnte eine höhere Keimbesiedlung bei den geknoteten Materialien gefunden werden [Scher et al., 1985].

Unbeschichtete Polyesterfäden neigen jedoch leicht zur Separation der Filamente, besonders beim Auftreten von Infektionen und begünstigen daher noch stärker das Eindringen von Mikroorganismen [Osterberg, 1983].

Die eigenen hier vorgelegten Befunde erweitern und präzisieren bereits vorliegende Daten. Wird ausschließlich die mikrobiell und physikalisch nachweisbare Keimbelastung als Maßstab für die Wertigkeit eines Nahtmaterials herangezogen, so scheint das Monocryl dem Polyester weit überlegen.

6 Schlussfolgerungen

Zur abschließenden Bewertung eines Nahtmaterials muss heute eine Vielzahl von Parametern *in vitro* und *in vivo* untersucht werden. Erst die Summe aus physikalischen, biologischen und Handhabungseigenschaften ermöglicht eine Einordnung hinsichtlich der praktischen Wertigkeit. In anderen Arbeitsgruppen wird für das monofile Material die geringste Körperreaktion auf das Nahtmaterial bei völlig fehlender Kapillarität beschrieben [Thiede et Lünstedt, 1979; Osterberg, 1983]. Ebenfalls besitzt der beschichtete geflochtene Polyesterfaden keine Dochtwirkung. Diese Eigenschaft favorisiert das Material bei septischen Eingriffen, wenn nicht absorbierbare Materialien erforderlich sind. Aufgrund der Verarbeitung weisen geflochtene Polyesterfäden wegen der Grundsubstanz und der Flechtart eine erhebliche Kapillarität auf, die den Einsatz in infizierten Geweben wegen der verbleibenden Abszess- und Fistelbildung geradezu ausschließt [Thiede et Lünstedt, 1979]. Bedingt durch die stärkere Keimbesiedlung polyfiler Nahtmaterialien und die Gefahr einer Übertragung von Keimen in tiefere Gewebsschichten (Kapillarität) neigen Wunden, die mit geflochtenem Material versorgt werden, stärker zu Infektionen [Thiede et al., 1985].

Die Oberflächenbeschaffenheit ist verantwortlich für das Gewebedurchzugsverhalten [Apt et Henrick, 1976; Lord et al., 1978]. Je glatter ein Faden ist, desto weniger traumatisierend und sägend gleitet er durch ein Gewebe [Herrmann, 1971]. Die Oberflächenbeschaffenheit hat allerdings auch einen Einfluss auf die Knotengleitfähigkeit und –sitzfestigkeit [Herrmann, 1973]. Je glatter die Oberfläche des Fadens ist, desto geringer wird die Knotensitz-

festigkeit, die vom Reibungskoeffizienten zwischen den Oberflächen eines Fadens abhängig ist [Herrmann, 1971]. Rein praktisch bedeutet dies, dass bei monofilen Fäden die Knüpftechnik und Knotenzahl different von der bei geflochtenen sein muss. Die Oberflächenveredelung bei beschichteten Fäden mindert die Kapillarität, setzt aber die Knotensitzfestigkeit herab. Die Flechtart entscheidet neben dem Ausgangsmaterial über weitere Parameter der Handhabung wie Flexibilität und Geschmeidigkeit [Nockemann, 1975].

Als Konsequenz aus den vorliegenden Ergebnissen, die eine Erklärung für die klinische Beobachtung bieten, bevorzugen wir monofiles Nahtmaterial in der enoralen Chirurgie und entfernen die Fäden zum frühest möglichen Zeitpunkt, um die Dauer der Keimbelastung zu begrenzen.

7 Zusammenfassung

Die Adhäsion pathogener Keime auf chirurgischen Nahtmaterialien stellt einen möglichen Risikofaktor für postoperative Wundinfektionen, vor allem im Bereich der Chirurgie mit intraoralem und damit kontaminiertem Zugangsweg, dar.

Da sich die Wundränder in direkter nachbarschaftlicher Beziehung zum keimbeladenen Nahtmaterial befinden, besteht die Möglichkeit einer postoperativen Infektion, welche durch unterschiedliche Nahtmaterialien begünstigt werden könnte [Karutz et al., 2001; Lilly, 1972].

Ziel dieser Untersuchung war es, Zahl und Spektrum der Keimbelastung verschiedener chirurgischer Nahtmaterialien nach unterschiedlicher intraoraler Verweildauer zu bestimmen und die mögliche Ursache der Bakterienadhärenz auf dem Material zu klären.

In einer prospektiven Studie wurden primär nicht infizierte intraorale Wunden von 20 Patienten sowohl mit monofilem (Monocryl) als auch geflochtenem Faden (Polyester) der Stärke 4-0 versorgt. Am 1., 5. und 10 postoperativen Tag erfolgte eine Fadenentnahme und der Transport im Stuart-Medium zur mikrobiologischen Untersuchung (Keimspektrum und Zahl der koloniebildenden Einheiten). Zusätzlich wurden die Oberflächen der Nahtmaterialien mit Hilfe der Environmental-Scanning-Elektronenmikroskopie (ESEM) untersucht.

Bei Probeentnahme am 1. postoperativen Tag waren keine Unterschiede hinsichtlich Keimart und -menge zu verzeichnen. Nach intraoraler Verweildauer von 5 Tagen fanden sich am geflochtenen Nahtmaterial eine signifikant höhere Keimbesiedlung und ein anderes Keimspektrum gegenüber dem Monofilament.

Die ESEM-Auswertung bestätigte eine erhebliche Keimbesiedlung des geflochtenen Materials vor allem in den Zwickelbereichen.

Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass die Ursachen der gesteigerten Keimbesiedlung des Polyfilamentes in dessen Oberflächenbeschaffenheit und im Quellungsvermögen zu suchen sind.

Die eigenen hier vorgelegten Befunde erweitern und präzisieren bereits vorliegende Daten. Wird ausschließlich die mikrobiell und physikalisch nachweisbare Keimbelastung als Maßstab für die Wertigkeit eines Nahtmaterials herangezogen, so scheint das Monofilament dem Polyfilament weit überlegen zu sein.

Als Konsequenz aus den vorliegenden Ergebnissen, die eine Erklärung für die klinische Beobachtung bieten, bevorzugen wir monofiles Nahtmaterial in der enoralen Chirurgie und entfernen die Fäden zum frühest möglichen Zeitpunkt um die Dauer der Keimbelastung zu begrenzen.

8 Literatur

1. Alexander JW, Kaplan JZ, Altemeier WA: Role of suture materials in the development of wound infection. *Ann Surg* 165 (1967) 192
2. Apt L, Henrick A: "Tissue-drag" with polyglycolic acid (dexon) and polyglactin 910 (vicryl) sutures in strabismus surgery. *J Pediat Ophthalmol* 16 (1976) 360-364
3. Blomstedt B, Osterberg B, Bergstrand A: Suture material and bacterial transport. An experimental study. *Acta Chir Scand* 143-2 (1977) 71-73
4. Brunius U, Zederfeldt B: Suture materials in general surgery. *Progr Surg* 8 (1970) 38
5. Burckhardt F: *Mikrobiologische Diagnostik*. Thieme, Stuttgart, New York, 1992
6. Chu CC, Williams DF: Effects of physical configuration and chemical structure of suture materials on bacterial adhesion. A possible link to wound infection. *Am J Surg* 147(2) (1984) 197-204
7. Chung H, Weinberg S: Suture materials in oral surgery. A review. *Oral Health* 86 (1978) 31-34

8. Collins SP, Pope RK, Scheetz RW, Ray RI, Wagner PA, Little BJ: Advantages of environmental-scanning-electron-microscopy in studies of microorganisms. *Microsc Res Tech* 1993 Aug; 25 (5-6): 398-405
9. Elek SD, Conen PE: The virulence of staphylococcus pyogenes for man. A study of the problems of wound infection. *Br J Exp Pathol* 38 (1957) 573
10. Hausamen JE, Machtens E, Reuther J: Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Kirschnersche allgemeine und spezielle Operationslehre Band 2. 3. Aufl. Springer, Heidelberg, Berlin, New York (usw.), 1995, S. 224-440
11. Herrmann JB: Tensile strength and knot security of surgical suture materials. *Amer Surg* 37 (1971) 209-216
12. Herrmann JB: Changes in tensile strength and knot security of surgical sutures in vivo. *Arch Surg* 106 (1973) 77-710
13. Howell JM, Chisholm CD: Wound care. *Emerg Med Clin North Am* 15(2) (1997) 417-425
14. Ivanoff CJ, Widmark G: Nonresorbable versus resorbable sutures in oral implant surgery. A prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 3.1 (2001) 57-60
15. James RC, MacLeod CJ: Induction of Staphylococcal infections in mice with small inocula introduced on sutures. *Br J Exp Pathol* 42 (1961) 266
16. Jennings ER, Addison BA: Collagen sutures. Clinical and experimental comparison with conventional catgut. *Amer Surg* 33 (1967) 221

17. Kaman WK, Grimm WD, Schmitz I, Müller KM: Die chirurgische Naht in der Zahnheilkunde. *Parodontologie* 8 (1997) 295
18. Karutz J, Briedigkeit H, Göbel UB, Radlanski RJ, Kleber BM: Klinische und mikrobiologische Untersuchung zur Eignung verschiedener Nahtmaterialien in der Parodontalchirurgie. *DZZ* 56 (2001) 653-658
19. Katz S, Izhar M, Mirelman D: Bacterial adherence to surgical sutures. *Ann Surg* 194 (1981) 35-41
20. Kaufmann R, Landes E: *Dermatologische Operationen-Farbatlas und Lehrbuch der Hautchirurgie*. 2. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, 1992, S. 21-24
21. Lilly GE, Cutcher JL, Jones JC, Armstrong JH: Reaction of oral tissues to suture materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 33(1) (1972) 152-157
22. Lord MG, Broughton AC, Williams HTG: A morphologic study on the effect of suturing the submucosa of the large intestine. *Surg Gynecol & Obstet* 146 (1978) 211-216
23. Ludewig RM, Rudolf LE, Wangenstein StL: Reduction of experimental wound infection with jodized gut sutures. *Surg Gynecol & Obstet* 133 (1971) 946-948
24. Macht SD, Krizek TJ: Sutures and suturing-current concepts. *J Oral Surg* 36 (1978) 710-712

25. Maurer P, Otto C, Eckert AW, Schubert J: Komplikationen bei der chirurgischen Behandlung von Dysgnathien – ein 50 jähriger Erfahrungsbericht. Dtsch Mund Kiefer Gesicht Chir 5: 353-356 (2001)
26. Mc Caul LK, Bagg J, Jenkist WMM: Rate of loss of irradiated polyglactin 910 (Vicryl Rapide) from the mouth: a prospective study. Br J Oral Maxillofac Surg 38 (2000) 328-330
27. Morgan MN: New synthetic absorbable suture material. Brit med J II (1969) 308
28. Moy RL, Lee A, Zalka A: Commonly used suture materials in skin surgery. Am Fam Physician 44(6) (1991) 2123-2128
29. Nockemann PF: Die chirurgische Naht. Thieme, Stuttgart, New York, 1975, S 1-49
30. Osterberg B, Blomstedt B: Effect of suture materials on bacterial survival in infected wounds. An experimental study. Acta Chir Scand 145(7) (1979) 431-434
31. Osterberg B: Influence of capillary multifilament sutures on the antibacterial action of inflammatory cells in infected wounds. Acta Chir Scand 149 (1983) 751
32. Otten JE, Weidekamm J, Dibah K, Pelz K, Schmelzeisen R: Wundinfektion durch Nahtmaterial – Risiko für enossale Implantate? Int Poster J Dent Oral Med 2000; Vol 2: No 2, Poster 44
33. Postlethwait RW: Polyglucolic acid surgical suture. Arch Surg 101 (1970) 489

34. Prack ER: An introduction to process visualisation capabilities and considerations in the environmental-scanning-electron-microscopy (ESEM). *Microsc Res Tech* 1993 Aug; 25 (5-6): 487-492
35. Reynolds B: Reconstituted collagen and chromic catgut suture for colon anastomoses in human patients. *Amer Surg* 34 (1968) 660
36. Scher KS, Bernstein JM, Jones CW: Infectivity of vascular sutures. *AM Surgeon* 51 (1985) 577
37. Schubert J, Maurer P, Wilhelms D, Socolowsky S: Erfahrungen mit Cefotiam als perioperative Antibiotikaphylaxe bei Dysgnathieoperationen. *Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir* 14 (1995): 96-98
38. Schubert J: Wundlehre. In: Schwenzler N, Ehrenfeld (Hrsg) M: Zahn-Mund-Kieferheilkunde, Lehrbuch zur Aus- und Weiterbildung, Bd.1 Allgemeine Chirurgie 3. Auflage Thieme, Stuttgart, New York, 2000, S. 1-26
39. Sharp WV, Belden TA, King DH: Suture resistance to infection. *Surgery* 91 (1982) 61-63
40. Snyder DC: A critical comparison of surgical gut and collagen. *Arch Surg* 96 (1968) 433
41. Sournia, Poulet, Martiny: *Illustrierte Geschichte der Medizin*. Andreas & Andreas Verlagsbuchhandlung, Salzburg, 1980, S. 2836-2838
42. Sugarman B, Musher D: Adherence of bacteria to suture materials. *Proc Soc Exp Biol Med* 167 (1981) 156-160

43. Summanen P, Baron EJ, Citron DM, Strong C, Wexler HM, Finegold SM: Wadsworth anaerobic bacteriology manual. Star publishing company Los Angeles 1993
44. Thiede A: Nahtmaterialien in der Chirurgie. Fortschr Med 96 (1978) 883-886, 1010-1012
45. Thiede A, Lünstedt B: In-vivo Untersuchungen bei Nahtreaktionen an sterilen und infizierten absorbierbaren und nicht absorbierbaren chirurgische Nahtmaterialien. Zbl Chirurgie 104 (1979) 568
46. Thiede A, Stüwe W, Lünstedt B: Vergleich von physikalischen Parametern und Handhabungseigenschaften kurzfristig und mittelfristig absorbierbarer Nahtmaterialien. Chirurg 56 (1985) 803
47. Uff CR, Scott AD, Pockley AG, Phillips RK: Influence of soluble suture factors on in vitro macrophage function. Biomaterials 16(5) (1995) 355-360

9 Thesen

1. Eine Voraussetzung für die ungestörte Heilung einer versorgten Wunde ist die Verwendung eines geeigneten Nahtmaterials.
2. Die verwendeten Nahtmaterialien werden im Mund sowohl mit Keimen der physiologischen Mundhöhlenflora als auch mit Erregern eitriger Infektionen kolonisiert.
3. Nahtmaterialien unterschiedlicher Oberflächenbeschaffenheit weisen eine unterschiedliche Keimbesiedlung auf.
4. Die Ursache für eine bakterielle Adhärenz ist hauptsächlich in den Oberflächeneigenschaften zu suchen.
5. Der Einfluss löslicher Nahtmaterialprodukte könnte einen messbaren Einfluss auf die Keimbelastung darstellen.
6. Die Environmental-Scanning-Elektronen-Mikroskopie (ESEM) ermöglicht eine direkte, hochauflösende Oberflächenabbildung von intraoral verwendeten Nahtmaterialproben.
7. Die gewählte Versuchsanordnung, in welcher die Keimbestimmung sowohl aerob als auch anaerob und für sämtliche Keimarten qualitativ und quantitativ erfolgte, stellt einen diagnostischen Vorteil gegenüber einer Bestimmung ausgewählter Keime dar.
8. Um die Keimbelastung im Wundgebiet zu begrenzen, sollte monofiles Material in der Chirurgie mit enoralem Zugangsweg verwendet und zum frühest möglichen Zeitpunkt entfernt werden.

Tabellarischer Lebenslauf

| | |
|------------------------|--|
| Name | Dr. med. Markus Berginski |
| Anschrift | Steiler Berg 7 06114 Halle/Saale |
| geboren am | 02.03.1971 in Iserlohn als zweites Kind der Eheleute Hedwig Berginski und Werner Berginski. |
| Familienstand | verheiratet |
| Konfession | evangelisch |
| 08.1977-07.1981 | Besuch der „Städtischen Gemeinschaftsgrundschule“ in Werdohl-Kleinhammer. |
| 09.1981-06.1991 | Besuch des „Bergstadt-Gymnasiums“ der Stadt Lüdenscheid. |
| 07.1991-09.1992 | Im Rahmen des Zivildienstes Berufsausbildung zum Rettungssanitäter bei der Johanniter-Unfallhilfe in Werdohl. |
| 10.1992-12.1993 | Berufsausbildung zum Zahntechniker bei der Firma „Seuthe Zahntechnik“ in Plettenberg. |
| 12.1993-10.1999 | Studium der Humanmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg. |
| 10.1998-10.2003 | Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg. |
| 10.1999-04.2001 | Arzt im Praktikum an der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg unter der Leitung von Prof. Dr. Dr. J. Schubert. |

- 10.2002** Verteidigung der medizinischen Promotion: Deckung osteochondraler Gelenkflächendefekte durch gefäßgestielte Periostlappen - eine experimentelle Studie am Kaninchenkniegelenk.
- seit 10.2003** Facharztausbildung zum Kieferchirurgen an der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg unter der Leitung von Prof. Dr. Dr. J. Schubert.

Selbstständigkeitserklärung

Die vorliegende Arbeit wurde von mir ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet.

Ich versichere, dass ich für die inhaltliche Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- und Beratungsdiensten (Promotionsberater oder andere Personen) in Anspruch genommen habe. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Erklärung über Promotionsversuche

Ich erkläre, dass ich keinerlei frühere Promotionsversuche unternommen habe und dass an keiner anderen Fakultät oder Universität ein Promotionsverfahren anhängig ist.

Dr. med. Markus Berginski

Publikationen von Ergebnissen dieser Arbeit:

1. Berginski M, Maurer P, Eckert AW, Schubert J: Keimbesiedlung verschiedener Nahtmaterialien bei enoralem Gebrauch. Vortrag auf der 39. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Plastische Chirurgie (11. bis 13. Oktober 2001) Berlin, Deutschland
2. Berginski M, Maurer P, Eckert AW, Schubert J: Bacterial Growth on different sutures in the mouth. Poster Presentation at the Congress of the International and American Association For Dental Research (March 6-9, 2002) San Diego, CA, USA
3. Berginski M, Maurer P, Eckert AW, Meyer L, Schubert J: Bacterial Growth on different sutures in the mouth. Poster Presentation at the XVI Congress of the European Association For Cranio-Maxillofacial Surgery (September 3-7, 2002) Münster, Germany
4. Berginski M, Maurer P, Eckert AW, Schubert J: Bakteriellles Wachstum auf verschiedenen Nahtmaterialien bei enoralem Gebrauch. Posterpräsentation auf dem 7. Kongress der Österreichischen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (30. Januar bis 2. Februar 2003)

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Johannes Schubert danke ich herzlich für die Überlassung des Themas und für seine Geduld und Hinweise bei der Überarbeitung des Manuskriptes.

Herrn Privatdozenten Dr. med. Dr. med. dent. Peter Maurer gilt mein besonderer Dank, da er mir als Betreuer zu jedem Zeitpunkt mit Rat und Tat zur Seite stand.

Herrn Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Alexander S. Kekulé sowie seiner Mitarbeiterin Frau OÄ Dr. med. Dorothea Wilhelms vom Institut für Medizinische Mikrobiologie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg danke ich für die Unterstützung bei den mikrobiologischen Analysen.

Herrn Dr. rer. nat. Jürgen Vogel vom Fachbereich Ingenieurwissenschaften der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg gilt mein Dank für die vielfältige Unterstützung bei den elektronenmikroskopischen Untersuchungen.

Für die freundliche Unterstützung bei der biostatistischen Auswertung danke ich Frau Dr. rer. nat. Christine Lautenschläger vom Institut für Medizinische Epidemiologie, Biometrie und Informatik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.