Universitäres Herzzentrum
gGmbH Hamburg
Klinik und Poliklinik für Herz- und Gefäßchirurgie
Direktor: Prof. Dr. H. Reichenspurner

Schädigung von Polyestergefäßprothesen durch Gefäßklemmen

D i s s e r t a t i o n

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

dem Fachbereich der Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von

Joachim Meincke

aus Hamburg

Hamburg 2004

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg am: 04.07.2005

Veröffentlicht mit Genehmigung des Fachbereichs
Medizin der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der Vorsitzende: Prof. Dr. H. Reichenspurner

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter: Prof. Dr. H. Imig

Prüfungsausschuss 3. Gutachter: PD Dr. G. Riepe

Inhaltsverzeichnis

Seite

I. Einleitung 1
1. Allgemeine Problematik 1
2. Stand der Wissenschaft 3
3. Ziel der Arbeit 5

II. Material und Methodik 6
1. Umfragen 6
2. Untersuchte Materialien 8
2.1 Garne 8
2.2 Klemmen 11
3. Untersuchungsmethoden 13
3.1 Längszugprüfung 13
3.2 Klemmenhalterung 15
3.3 Schließkraftbestimmung 19
3.4 Rasterelektronenmikroskopie 22

III. Ergebnisse 23
1. Längszugprüfung 23
2. Druckfolien 29
3. Rasterelektronenmikroskopie 31

IV. Diskussion 32
1. Warum überwiegen ungepolsterte Gefäßklemmen? 36
2. Die Prüfung der Gefäßklemmen an Polyestergarnen. 37
3. Konsequenzen für das intraoperative Vorgehen 39

V. Zusammenfassung: 41

VI. Literaturverzeichnis 42

Danksagung 44

I. Einleitung

1. Allgemeine Problematik

Bei Untersuchungen von 320 explantierten Prothesen im Gefäßchirurgischen Prüflabor des Allgemeinen Krankenhaus Harburg zeigten sich gehäuft Probleme durch Prothesenschädigungen im Bereich der Leiste. Als Ursache für diese Degeneration wurden eine chemische Schädigung durch Hydrolyse, Materialermüdung im Rahmen der Hüftgelenksbewegung und Quetschungen durch intraoperativ benutze Gefäßklemmen postuliert. [13]

Ziel dieser Arbeit ist es, die Schädigung von Gefäßprothesen durch Gefäß-klemmen zu untersuchen.

Die Klemmen, die in der Gefäßchirurgie Verwendung finden kann man in zwei große Gruppen, die gepolsterten und die nicht gepolsterten, unterteilen. Bei den nicht gepolsterten Klemmen kommt das Metall des ein- oder mehrreihig gezahnten Klemmenmaules direkt mit der Prothese oder dem Gefäß bei Klemmenschluss in Kontakt. Bei den gepolsterten Klemmen wird der direkte Kontakt des Metalls des Klemmenmauls mit der Prothese vermieden. Es dient ein Aufsatz aus weicherem Material wie Silikon oder Gummi zur atraumatischen Übertragung des Schließdruckes auf die Prothese.

Intraoperativ ist das Prothesenmaterial über eine bestimmte Zeit hinweg mit dem Schließdruck der jeweiligen Klemme im Klemmenmaul eingespannt. Zusätzlich wird mit der geschlossenen Klemme beim Einpassen und Anastomosieren Zug auf die Gefäßprothese ausgeübt, so dass außerdem Scheerkräfte zwischen Prothese und Klemme auftreten. Diese für den Operationsablauf erforderlichen Manipulationen können strukturelle Verletzungen der Prothese verursachen, die eine vorzeitige Degeneration auslösen können und dadurch eine Explantation erforderlich machen.

Im Rahmen einer Umfrage auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Gefäßchirurgie 1997 unter Gefäßchirurgen wurden verschiedene Begründungen

für die Bevorzugung ungepolsterter Gefäßklemmen genannt. Im Vordergrund stand die gute Erfahrung mit diesen Klemmen, gestützt auf die Aussagen und Empfehlungen eigener chirurgischer Lehrer. Gepolsterten Klemmen wird nachgesagt, dass sie von der abgeklemmten Arterie, insbesondere beim Approximieren, abrutschten oder diese, bei starker Verkalkung, nicht ausreichend verschliessen. Die fehlende Verfügbarkeit der weniger verbreiteten gepolsterten Gefäßklemmen und ihr höherer Preis sind weitere Begründungen für die Verwendung herkömmlicher, ungepolsterter Klemmen. Der höhere Preis und geringere Verbreitung mögen insbesondere das Ergebnis der weltweiten Umfrage im Internet erklären. Viele der Rückantworten kamen aus finanziell schwächeren Gegenden wie Südamerika und Osteuropa (17 von 25).

2. Stand der Wissenschaft

Schädigungen an Gefäßen durch Klemmen sind bekannt. 1989 wird die Schädigung des Gefäßendothels im Tierversuch durch Klemmung von Kaninchenaorten nachgewiesen [2]. Dies geschah sowohl anhand raster-elektronenmikroskopischer Untersuchung als auch durch den Nachweis zellulärer Dysfunktion im Bereich der geklemmten Areale. In dieser Arbeit setzt die gepolsterte Klemme (Fogarty® softjaw bulldog) deutlich weniger Schäden als die untersuchten ungepolsterten Klemmen. In einer weiteren Arbeit, die die Schwere der Schädigung geklemmter Arteriae femorales des Hundes untersucht, entstanden bei den Klemmen Atraugrip, Satinski und Pott-Klemme größerer Schäden (REM-Scan, histologische Aufarbeitung) als bei den verwendeten Blalock und Fogarty® Klemmen [3].

Ebenso besteht ein Zusammenhang zwischen der Kraft mit der die Klemmung stattfindet und dem entstandenen Schaden am Gefäß. Abhängig von der Zahl der Rasten die für den Klemmenschluss verwendet wurden fanden sich bei Schaf-Arterien eine Schädigung der arteriellen Wand die positiv mit der Schließkraft der Gefäßklemmen korrelierte [8]. Die so gesetzten Schäden werden durch das gute Regenerationsvermögen zum großen Teil kompensiert, doch zeigt sich eine deutliche verbleibende Umwandelung an den Verbindungsstellen der Endothelzellen [5]. Die Stellen, die mit einer atraumatischen Gefäßklemme geklemmt wurden zeigen verschiedene Stadien der Schädigung (leicht, mittelgradig, schwer). Während die Thrombozytenadhäsion an den Orten der leichten Schädigung sich kaum von der ungeklemmter Areale unterschied, war der Anstieg der Adhäsionsrate an Orten der mittelgradigen und schweren Schädigungen statistisch signifikant (bei schwerer Schädigung 5,5 fach höher als bei der Kontrollgruppe) [9]. Untersuchungen an der Arteria mammaria interna zeigen, dass Gefäßklemmen ein durch sie verschlossenes Gefäß verletzten und so möglicherweise am postoperativen Versagen der Prothese beteiligt sind [6]. Eine Studie, die mittels eines Torniquets verschlossene Gefäße untersuchte machte deutlich, dass intraoperativ lediglich mit der minimal notwendigen Kraft gearbeitet werden sollte, die in der Lage ist, den Blutfluss im Gefäß zu unterbrechen. Bei größerer Kraftanwendung steigt auch die Schädigung des Gefäßes [11].

Der hydrolytische Abbau von Polyestergefäßprothesen findet seit Mitte der siebziger Jahre in der Literatur Erwähnung. Er spielt mit zunehmender Implantationsdauer eine immer größere Rolle. Untersuchungen an Explantierten Prothesen zeigten bei Durchstoßprüfungen einen Verlust von 31,4% der Reißkraft nach 10 Jahren Implantationsdauer und einen 100% Verlust nach 25-39 Jahre dauernder Implantation gemessen an der Reißkraft einer neuen Prothese gleicher Sorte [12].

Der genaue Auslöser der Hydrolyse ist bis heute unbekannt. Sowohl Metallionen als Katalysatoren, als auch autokatalytische Mechanismen sind in vitro beschrieben worden. Ebenso kann die Degradation des Polyesters durch die Beteiligung von Fremdkörperriesenzellen beim Einwachsen der Prothese forciert werden [1, 10, 12, 14].

3. Ziel der Arbeit

Ziel der Arbeit ist es zu untersuchen, ob Polyestergefäßprothesen durch den Gebrauch von Gefäßklemmen geschädigt werden können und, ob es hierbei einen Unterschied zwischen gepolsterten und nicht gepolsterten Gefäßklemmen gibt.

II. Material und Methodik

1. Umfragen

Eine 1997 in Heidelberg auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Gefäßchirurgie durchgeführte Umfrage an 46 Gefäßchirurgischen Kliniken in Deutschland belegt, dass 56% intraoperativ ungeschützte Gefäßklemmen, 22% mit Schläuchen armierte Gefäßklemmen und 22% gepolsterte Spezialklemmen an Polyesterprothesen im Rahmen der Anastomosierung im Leistenbereich verwenden.

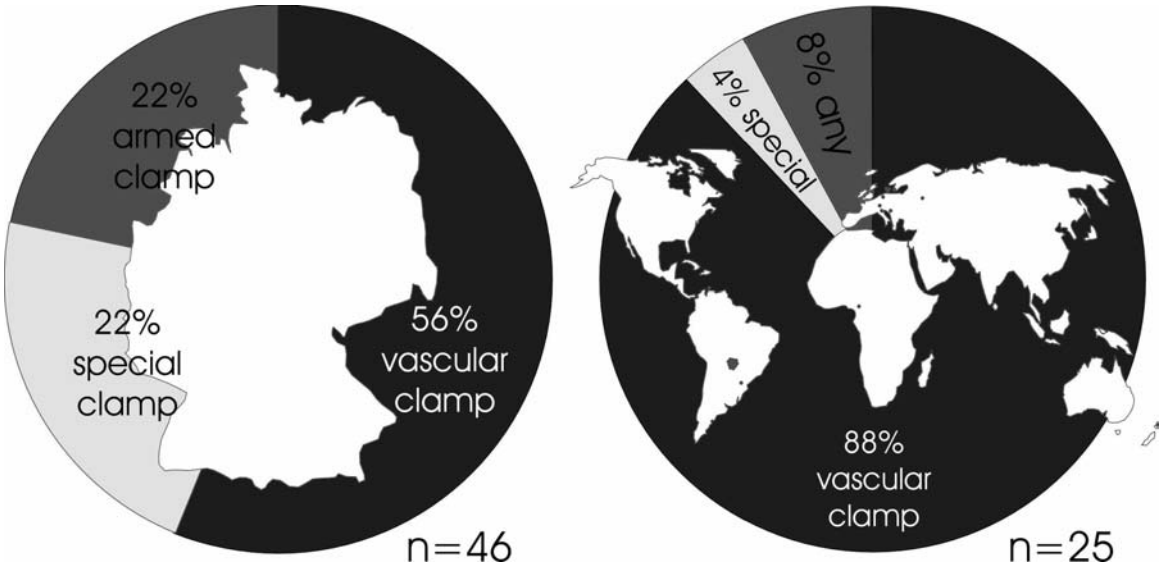


Abbildung 1: Ergebnisse der Umfrage nach Art der benutzten Klemmen. A) auf der Jahrestagung der DGG 1997 in Heidelberg (eine Person pro Klinik, B) im Internet

Eine im Juni 1997 begonnene Internetumfrage ergab weltweit einen noch höheren Prozentsatz an Kliniken in denen mit normalen ungepolsterten Gefäßklemmen geklemmt wurde (s. Abb. 2 Seite 7). In diesem Fragebogen konnten die Befragten angeben mit welchen Klemmen sie Polyester- und mit welchen sie PTFE-Prothesen klemmen. Unter 25 befragten Gefäßchirurgen benutzten 88% ungepolsterte Klemmen, 4% verwendeten Spezialklemmen und 8% benutzten auf andere Weise gepolsterte Klemmen (s. Abb. 1 Seite 6).

Questionnaire on the current practice of clamping of artificial grafts

by Dr.med.G.Riepe
Department of General, Vascular and Thoracic Surgery, General Hospital of Harburg
Eissendorfer Pferdeweg 52, D-21075 Hamburg, Germany.
e-mail: Riepe@tu-harburg.d400.de - homepage: http://www.tu-harburg.de/bim/gpl/index.html

During the annual meeting of the German Society of Vascular Surgery in Heidelberg in May 1997 vascular surgeons were asked how they occlude vascular grafts, for instance to test the suture line after having finished the proximal anastomosis of an infrarenal aortic graft. Among the interviewed surgeons from 46 different vascular clinics 56% used regular vascular clamps (e.g. DeBakey), 22% armed their clamps with rubber or textile tubes and 22% used special, soft vascular clamps (e.g. Fogarty®). Now we want t o know how vascular surgeons in Europe clamp vascular grafts.

Which instrument do you use to clamp :

1. POLYESTER (e.g. Dacron(R)) vascular grafts?

any clamp
vascular clamp
armed vascular clamp
special soft vascular clamp
I never clamp these grafts

2. PTFE (e.g. GORE, IMPRA, BAXTER®, ATRIUM) vascular grafts?

any clamp
vascular clamp
armed vascular clamp
special soft vascular clamp
I never clamp these grafts

3. Further remarks :

The results of the questionaire will be treated anonymously.

Abbildung 2: Fragebogen aus dem Internet zur Verwendung von Gefäßklemmen.

2. Untersuchte Materialien

Ein Filament ist ca. 12 µm dick. Ein Bündel aus ca. 50 – 60 einzelnen Filamenten bildet ein Garn (s. Abb. 4 Seite 9). Die Garne werden in Wirkmaschinen zur textilen Gefäßprothesen verarbeitet (s. Abb. 6).

Die Untersuchungen mit Gefäßklemmen wurden an einzelnen, polyfilamentären Garnen durchgeführt. Die Garne waren ungebraucht und wurden von Gefäßprothesenherstellern zur Verfügung gestellt. Die mechanische Testung von ganzen Prothese war nicht möglich, da die zu erhebenden Daten wie Reißkraft der Prothese oder die aufzuwendende Kraft beim Durchstoßen der Prothesenwand bei der Untersuchung einer ganzen Prothese durch ein ein- oder mehrmaliges Klemmen mittels einer Gefäßklemme nicht meßbar beeinflußt werden würden. Die Schädigung der veloursartigen Oberfläche einer Gefäßprothese durch eine Gefäßklemme ist so gering, dass ein Nachweis weder im Rasterelektronen-mikroskop noch durch eine mechanische Zugprüfung gelingen würde. Die Filamente, sind für die Prüfung mit Gefäßklemmen zu fragil.

2.1 Garne

Untersucht wurden fabrikneue Garne der Firmen Braun® und Edwards® (ehemals Baxter®) aus Polyethylenterephthalat (Polyester) die zur Herstellung der Prothesen verwendet werden.

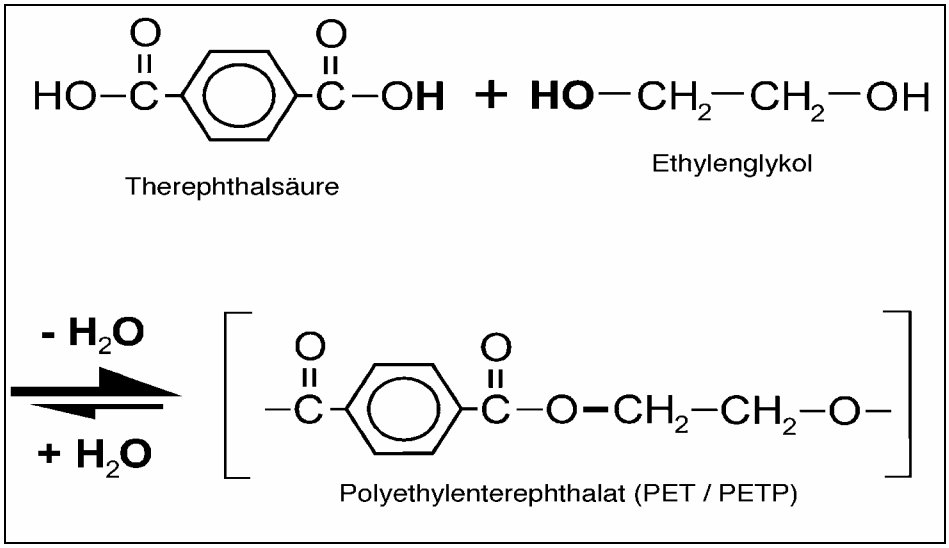


Abbildung 3: Polykondensation von Polyethylenterephthalat aus den Bausteinen Therephthalsäure und Ethylenglykol.

Polyethylenterephthalat ist ein Polyester aus Ethylenglykol- und Terephthalsäure-Molekülen, der unter Abspaltung von Wasser gebildet wird (s. Abb. 3). Diese Reaktion ist bedingt reversibel. Die Abbaureakton wird Hydrolyse genannt.

Von den verwendeten Polyestergarnen waren drei texturiert und drei glatt.

Hersteller	Titer	Filamente	Struktur	Zugkraft
Edwards®	56	40	texturiert	1,93 cN
Edwards®	57	40	glatt	2,05 cN
Braun®	52	34	texturiert	1,18 cN
Braun®	52	40	glatt	1,98 cN
Braun®	52	47	glatt	2,00 cN
Braun®	54	40	texturiert	2,15 cN

Tabelle 1: Übersicht über die verwendeten Fäden.

Bei dem texturierten Garn wurden die einzelnen Filamente im Rahmen der Herstellung durch ein physikalisches Verfahren gewellt und liegen daher nicht parallel nebeneinander wie bei dem glatten Garn (s. Abb. 4). Dies hat eine höhere Dehnbarkeit des nicht gespannten Garns zur Folge. Bei der Längszugprüfung ist eine an das Garn angepaßte Vorspannung durch ein Gewicht erforderlich.

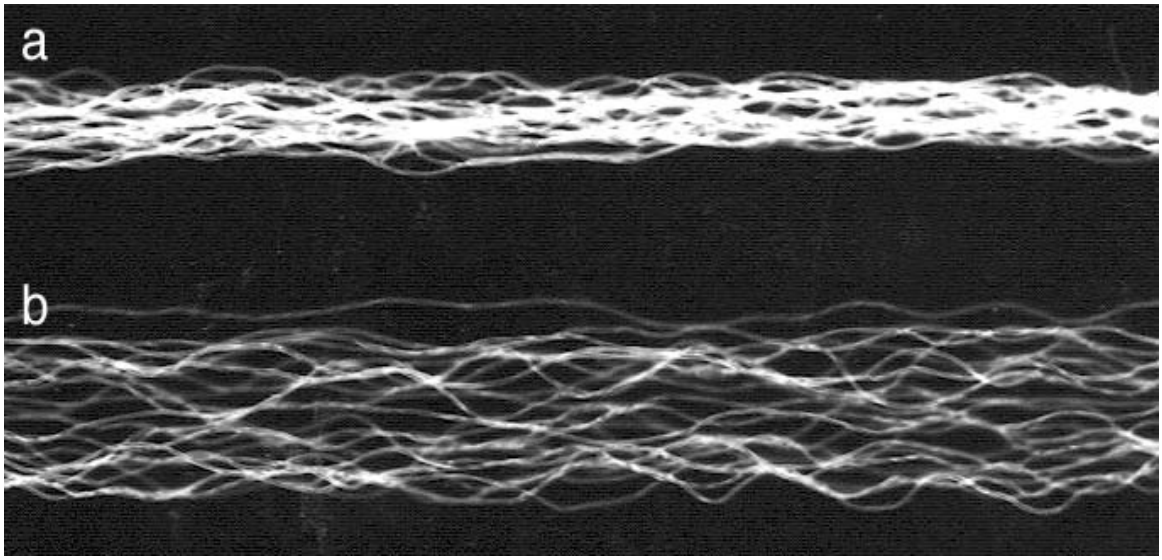


Abbildung 4: a) glattes Garn, b) texturiertes Garn

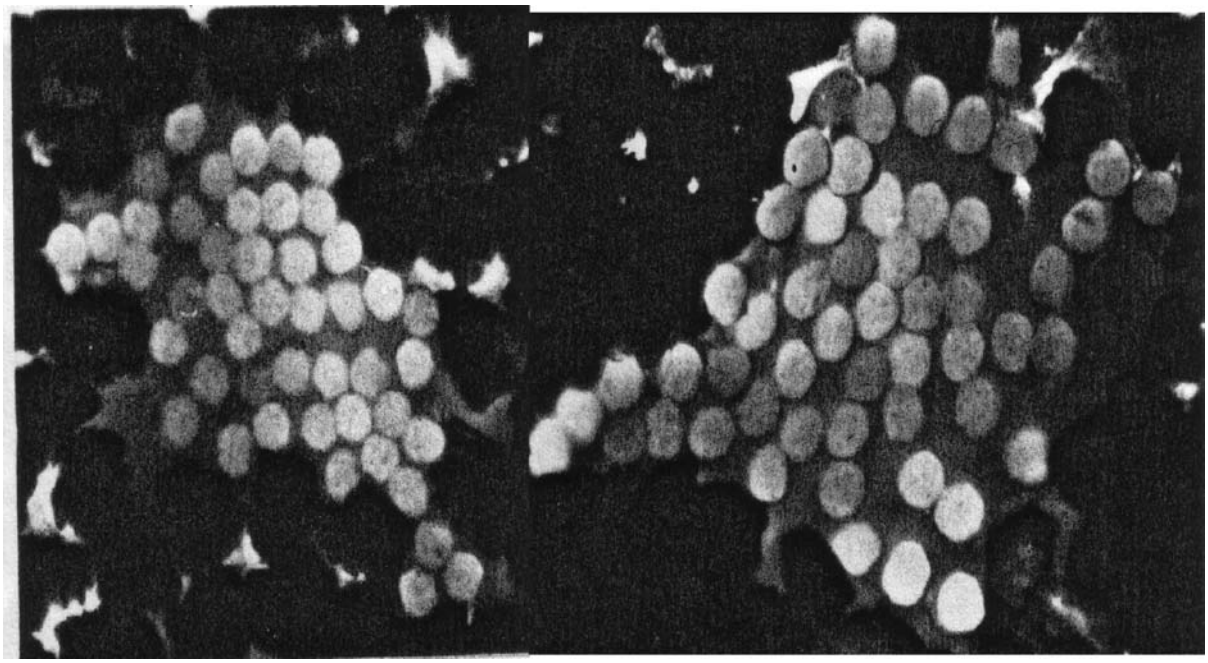


Abbildung 5: Blick durch ein Mikroskop auf den quergeschnittenes Garn zur Filamentenauszählung (weiße Punkte sind Filamente, schwarze Punkte die Fäden zur Einbettung)

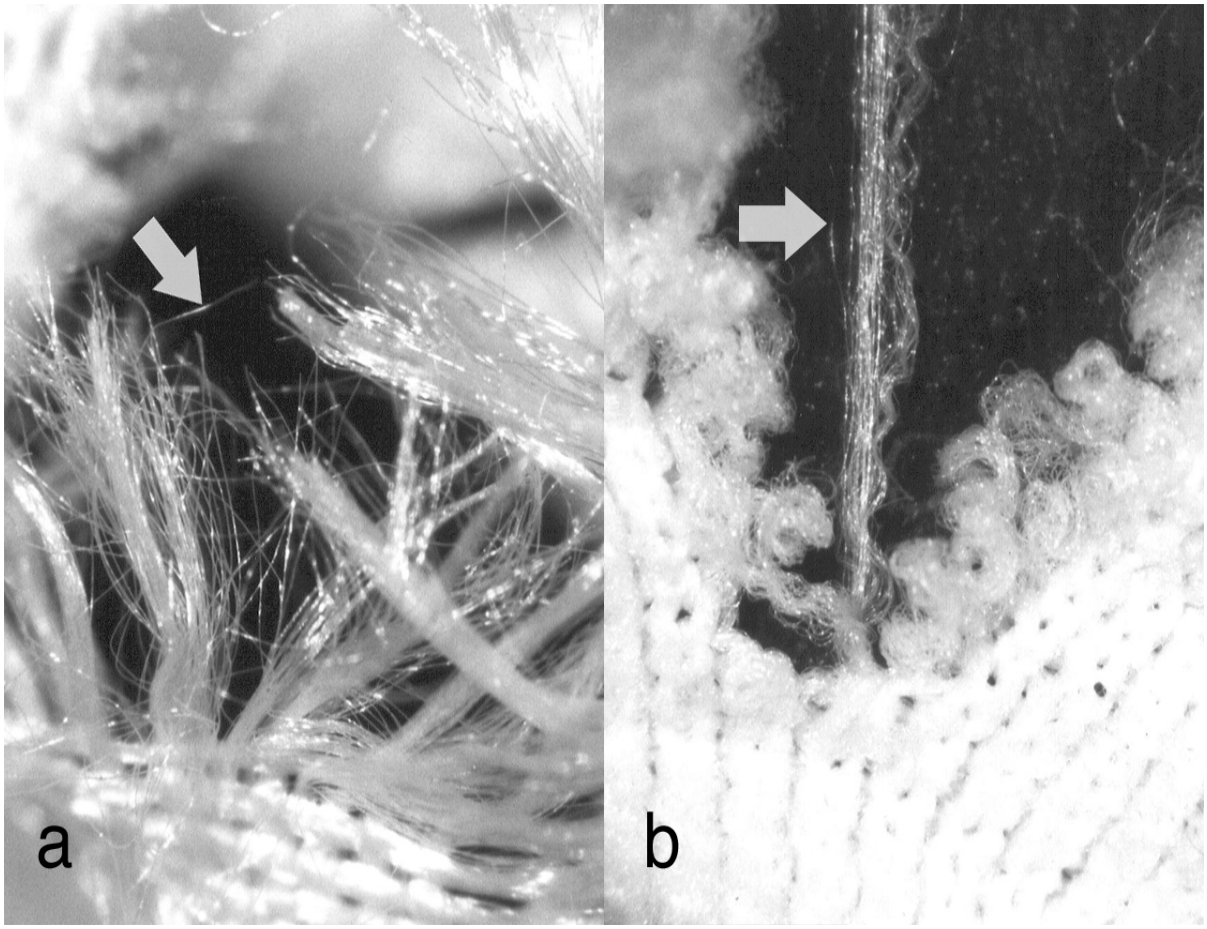


Abbildung 6: Filamente einzelner Garne. (a) gewebt und glatt, b) gestrickt und texturiert

Der Titer der Fäden wurde bestimmt, indem die Länge eines Fadenstückes gemessen und das Gewicht auf einer Mikrogrammwaage ermittelt wurde. Der Titer, als längenbezogene Masseneinheit/Feinheit, lässt sich aus der Formel (Gewicht in g / Länge in cm) x 10^4 errechnen. Die Einheit ist dtex.
Die Anzahl der Filamente wurde aus einem Querschnitt eines Fadens unter dem Mikroskop ausgezählt. Hierzu wurde der zu untersuchende Faden, in schwarze Fäden eingebettet, in einen schmalen, aus einem Metallplättchen ausgefrästen Spalt gesteckt und mittels einer Rasierklinge geschnitten. Unter dem Mikroskop wurden die Filamente ausgezählt (s. Abb. 5 Seite 10).

2.2 Klemmen

Es wurden von den Firmen Aesculap® und Edwards® (ehem. Baxter®) fabrikneue Klemmen zur Verfügung gestellt (Aesculap® FB 512R und FB 667R, Fogarty® CC 3535, CV 5050). Von jedem Hersteller waren eine armierte Spezialklemme und eine nicht armierte Gefäßklemme vertreten. Zusätzlich wurde eine noch in Gebrauch befindliche Gefäßklemme aus dem Allgemeinen Krankenhaus Harburg (Ulrich® CV1235) in den Versuchsaufbau einbezogen. Die Klemmen unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Form, Zahnung und Länge des Klemmenmauls. Während die Polster bei den Aesculap Klemmen vorinstalliert waren, wurden die Fogarty Klemmen von Edwards® mit einzeln verpackten Maulteilen unterschiedlicher Härte geliefert. Für die vorliegende Arbeit wurden stets die weichesten Maulteile eingesetzt (Tabelle 2 Seite 12).

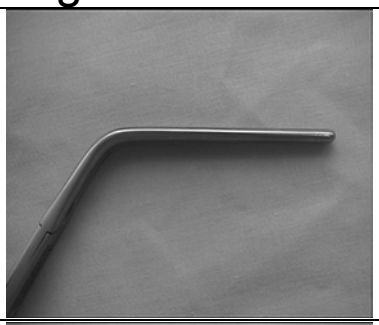
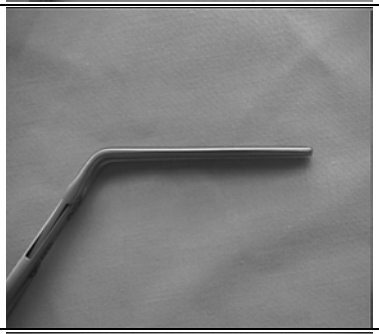
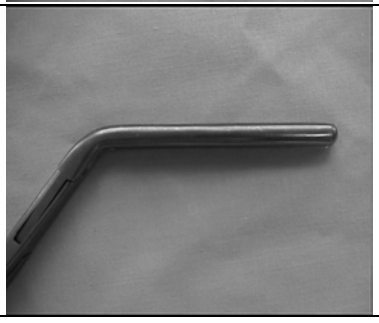
Klemme	Klemme geschlossen	Klemmenmaul von Innen
Aesculap® FB 512R		
Aesculap® FB 667R		
Fogarty® CV 3535		
Fogarty® CV 5050		
Ullrich® CC 1235		

Tabelle 2: Übersicht über die untersuchten Klemmen (Name, Form, Maul). Bei der Fogarty CV 5050 oben Maulteil softjaw 1, unten Maulteil softjaw 2.

3. Untersuchungsmethoden

3.1 Längszugprüfung

Die Längszugprüfung der einzelnen Fäden wurde an einer ZWICK 1120 Materialprüfmaschine (Zwick GmbH & Co, Ulm) vorgenommen. Die Traversengeschwindigkeit lag bei 70 mm/Min. Die Rolle mit dem zu untersuchenden Faden wurde horizontal aufgehängt, so dass der Faden durch einfaches Drehen der Rolle abgespult werden konnte und einer möglichst geringen Belastung ausgesetzt wurde. Über ein Rädchen mit Führungsrinne wurde der Faden von der Waagerechen in die Senkrechte umgelenkt und dann in die Halterung eingeführt. Ein 10 cm langer Faden wurde in der hierfür angefertigten oberen Halterung eingespannt (s. Abb. 8 Seite 15 und Abb. 11 Seite 18). Die Metallplatten der Halterung waren mit Linoleumauflagen mit abgerundeten Kanten geschützt, um das Garn beim Fixieren nicht zu schädigen.

Ein Gewicht wurde am unteren, frei hängenden Ende des Garns befestigt. Um die gleiche Vorspannung zu gewährleisten wurden die glatten Garne mit einem Gewicht von 2,5 g, die texturierten mit einem Gewicht von 10,5 g vorgespannt (abgeleitet von der Vorschrift nach DIN 53834 zur Bestimmung der Höchstzugkraft an Filamentgarnen). Dies ermöglicht die Vergleichbarkeit der Kraft/Weg-Diagramme glatter und texturierter Garne.
Danach wurde die untere, ebenfalls mit Linoleum armierte Halterung an der Bodenplatte der ZWICK geschlossen und das Längszugprogramm gestartet. Vor dem Schluss der unteren Halterung wurden die Garne geklemmt. Der angeschlossene Rechner wertete die erworbenen Daten in einem Diagramm und einer Tabelle aus.

Für jedes Garn wurden 10 Längszugprüfungen vorgenommen und die aus den gemessenen Daten erhaltenen Graphen in einem Diagramm zusammengefasst (s Abb. 7 Seite 14)

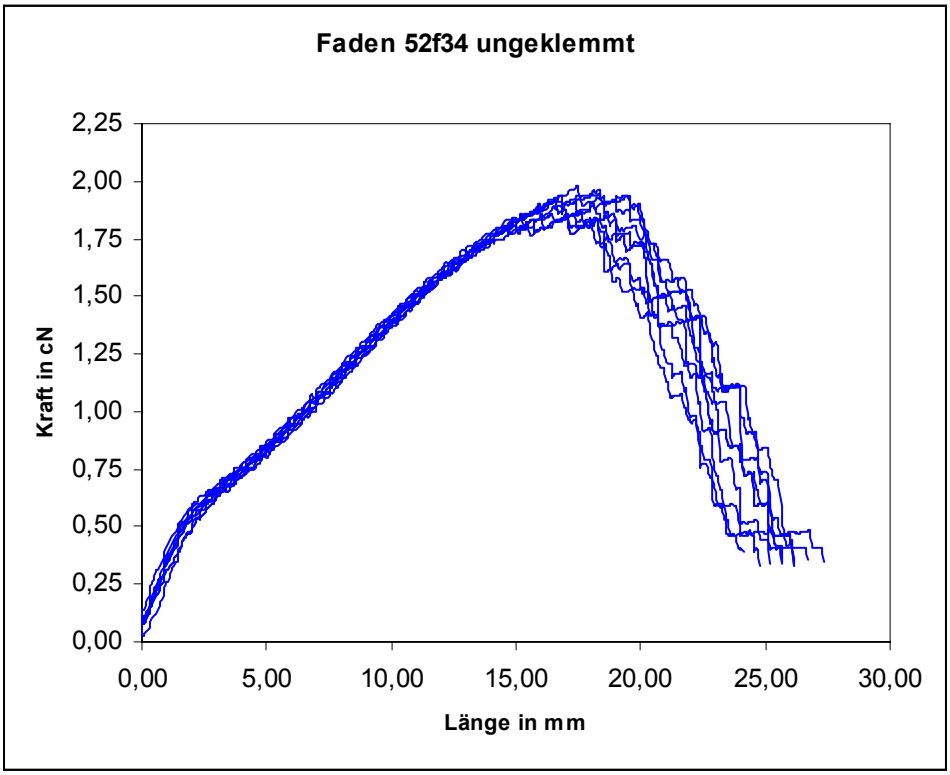


Abbildung 7: Beispiel für eine ausgewertete Längszugprüfung eines texturierten Garns.

Die Dehnbarkeit und die dafür benötigte Kraft wurden in einem Kraft-Weg-Diagramm dargestellt. Die Messungen wurden zuerst jeweils an fabrikneuen, ungeklemmten Garnen durchgeführt. Danach erfolgte die Messung für das gleiche Garn nach einmaligem Klemmung mit vollständigem Klemmenschluss. Der vollständige Klemmenschluß wurde durch das Einrasten der letzten Raste definiert. Jede Messreihe bestand aus zehn Einzelmessungen. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden sechs verschiedene Garne und fünf Gefäßklemmen von denen zwei gepolstert (Aesculap® FB 667R und Fogarty® CV 5050) und drei ungepolstert (Aesculap® FB 512R, Ulrich® CV 3535 und CC 1235) waren, untersucht (Tabelle 2 Seite 12).

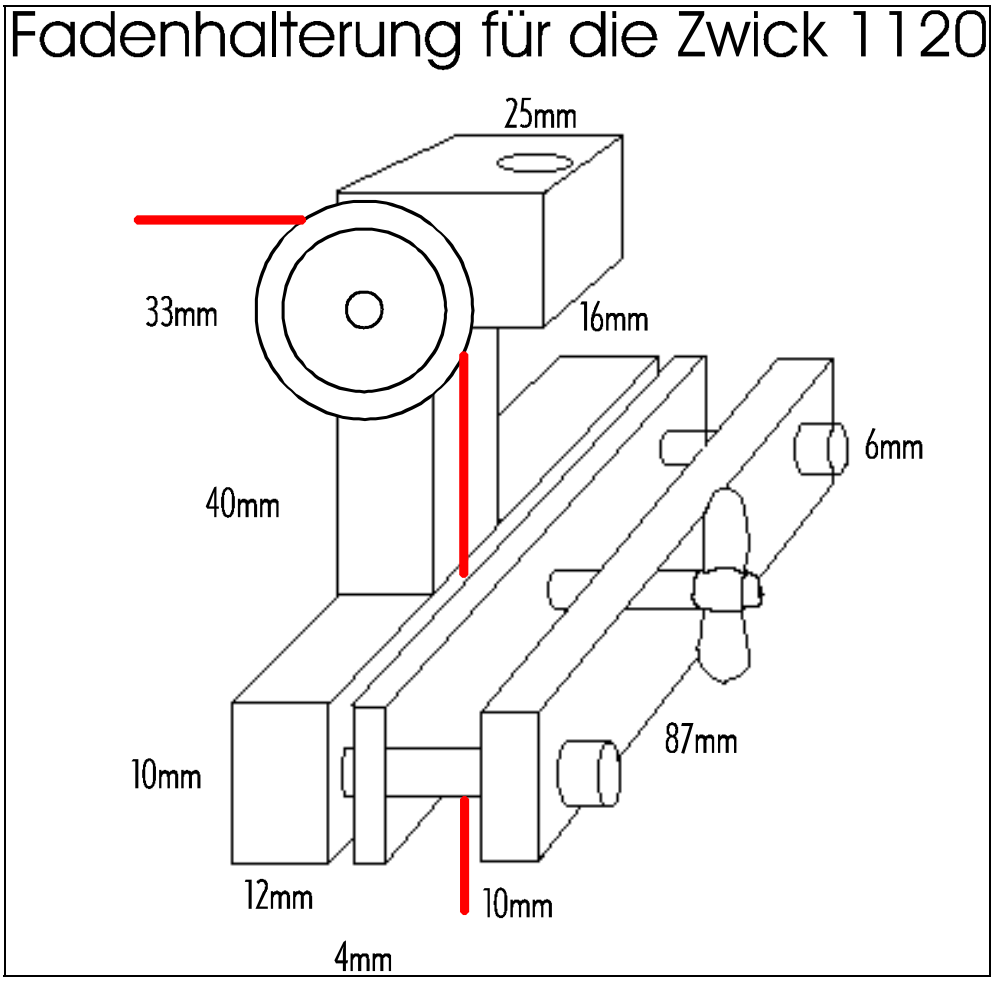


Abbildung 8: Fadenhalterung zur Fixierung der Fäden zur Längszugprüfung

Je eine Fadenhalterung (s. Abb. 8 Seite 15) wurde einmal oben zur Befestigung der Garne (Umlenkrolle wie in Abb. 8 Seite 15) und als identisches Bauteil unten (ohne Umlenkrolle) an der Zwick befestigt. Mit der Flügelschraube wurde das Garn durch das Zusammenpressen der Metallplatten fixiert. Auf dieser Zeichnung sind die zwei Linoleumplatten mit abgerundeten Kanten, die auf dem Metall aufgeklebt sind und das Garn beim Fixieren schützen, nicht dargestellt.

3.2 Klemmenhalterung

Die Klemmenhalterung dient dem Zweck die Klemme beim manuellen Klemmen des zu untersuchenden Fadens in zwei der drei möglichen Bewegungsebenen zu fixieren (s. Abb. 9).

Abbildung 9: Klemmenhalterung zum Einbau in die Zwick. Die Klemme kann, um ungewollte Bewegungen zu verhindern, auf dem Messingbauteil abgelegt, und mit der Spitze bis an den Aluminiumwinkel herangeschoben werden.

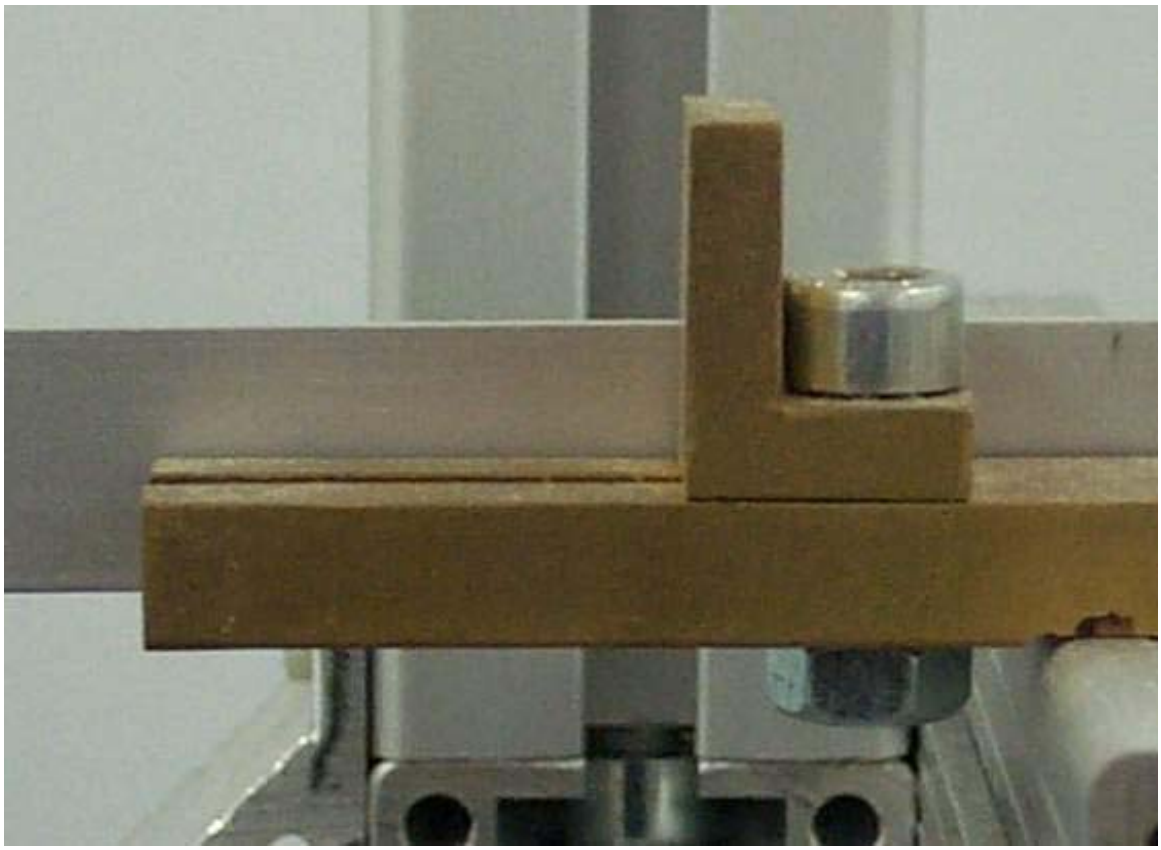


Abbildung 10: Detailaufnahme der Vorrichtung zur Ablage der Klemme während des Klemmvorganges.

Die einzige noch freigegebene Ebene ist die, in der das Klemmenmaul geöffnet und geschlossen wird. Die einzelnen Bauteile der Halterung wurden für die vorliegende Arbeit in Zusammenarbeit mit der Abteilung Biotechnologie der Technischen Universität Harburg entworfen.

Der Klemmenschluss erfolgte immer bis zur letzten Raste. Die Klemme wurde nun wieder geöffnet, wobei sorgfältig darauf geachtet wurde, dass sie erst aus der Versuchsanordnung entfernt wurde, nachdem sie keinen Kontakt mehr zum Faden hatte. Danach wurde die untere Klemmvorrichtung geschlossen und mit der Längszugprüfung begonnen.

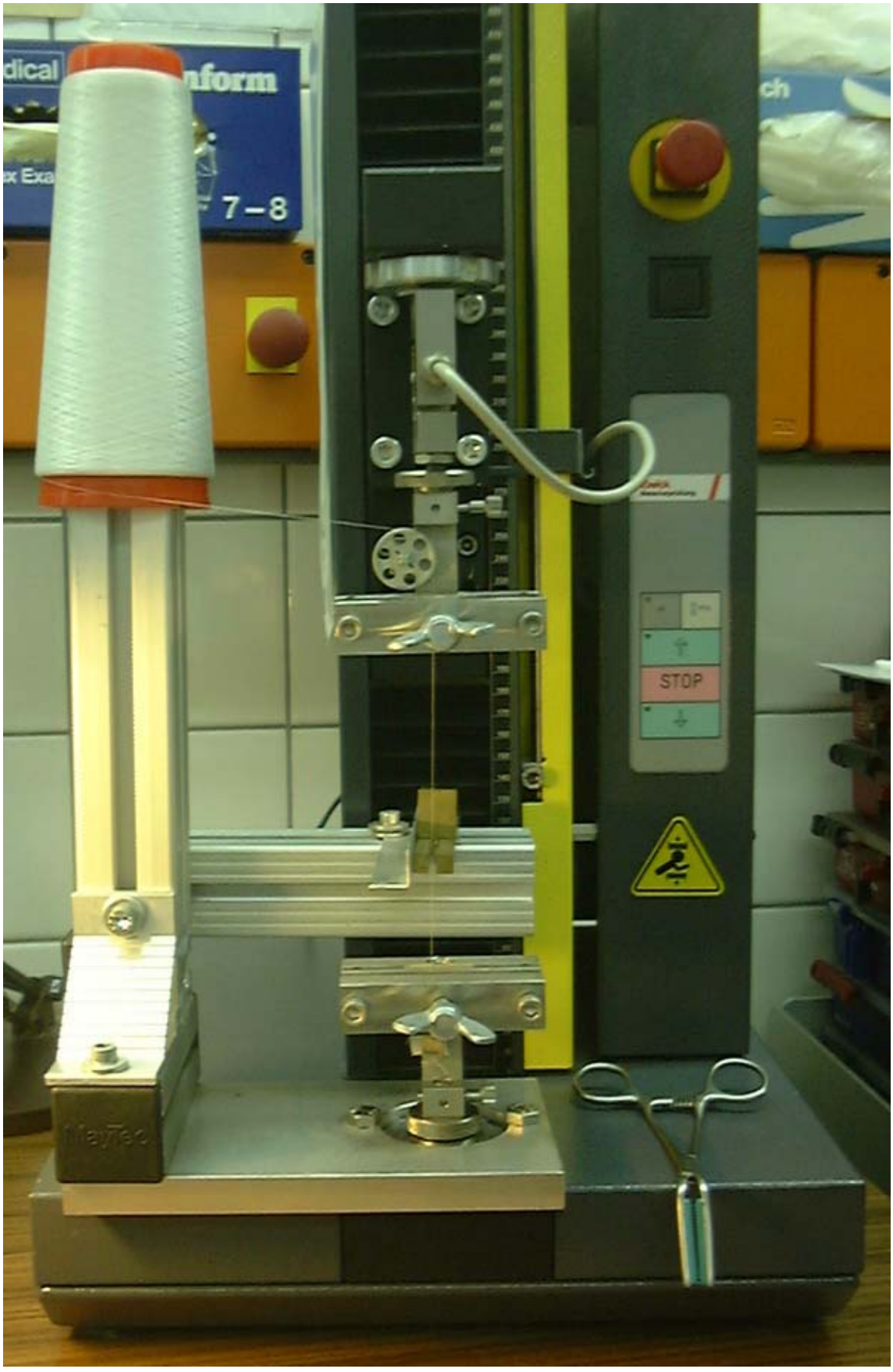


Abbildung 11: Versuchaufbau mit eingespanntem Garn.

3.3 Schließkraftbestimmung

Für die Schließkraftbestimmung wurden Fuji-Druckmeßfolie (Fuji®, Japan) benutzt. Es handelt sich hierbei um klar transparente Kunsstoffolien mit verkapselten farbbildenden Chemikalien, die unter einem definierten Druck freigegeben werden. Es kamen die fünf Folien Ultra Super Low Pressure (Type LLLW) 0,2 - 0,6 MPa, Super Low Pressure (Type LLW) 0,5-2,5 MPa, Low Pressure (Type MW) 2,5-10 MPa, Medium Pressure (Type MS) 10-50 MPa und High Pressure (Type HS) 50-130 MPa zum Einsatz, die jeweils einen an die vorhergehende Folie anschließenden Messbereich abdecken

Es gibt zwei verschiedene Typen von Folien. Unterschieden wird zwischen dem einlagigen und dem zweilagen Typ. Einlagig sind die Folien Medium Pressure (MS) und High Pressure (HS), zweilagig sind die Folien von Ultra Super Low Pressure (Type LLLW) bis Low Pressure (Type MW),
Der einlagige Typ besteht aus einem Kunststoffträger, der den Farbentwickler zwischen der Polyethylen-Schicht und den Mikrokapseln trägt. Der zweilagige Typ besteht aus einem Kunststoffträger (A-Film), der eine Schicht von Mikrokapseln mit farbenbildenden Chemikalien trägt und einem zweiten Kunststoffträger (C-Film), der mit einer Schicht Farbentwickler versehen ist. Während der Druckmessung werden Mikrokapseln zerstört und geben farbenbildende Chemikalien auf die Schicht mit dem Farbentwickler ab. Es kommt zu einer roten Farbreaktion. Die Mikrokapseln sind in beiden Fällen so konzipiert, dass sie bei unterschiedlichen Folien in jeweils definierten Druckbereichen aufbrechen (s. Abb. 12 Seite 20). So deckt jede Folie einen anderen Kraftbereich ab.
Jede Folie wurde mit dem ganzen Klemmenmaul jeder Klemme einmalig bis zum vollständigen Schluss der Klemme geklemmt. Auf der entwickelten Folie kann man den jeweiligen Schließdruck an verschiedenen Stellen des Klemmenmauls ablesen (s. Abb. 13 Seite 21).

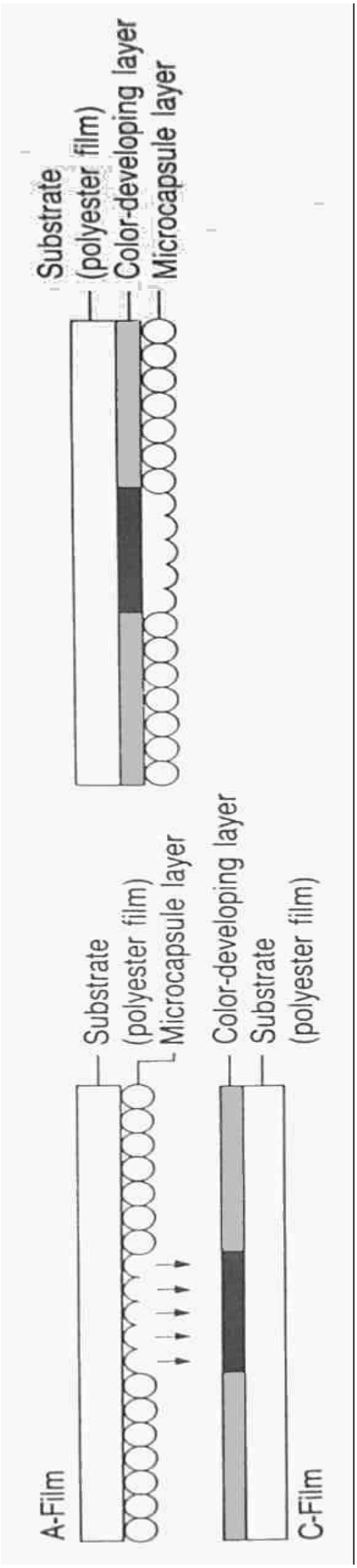


Abbildung 12: Schematische Darstellung der beiden Fuji-Filmtypen

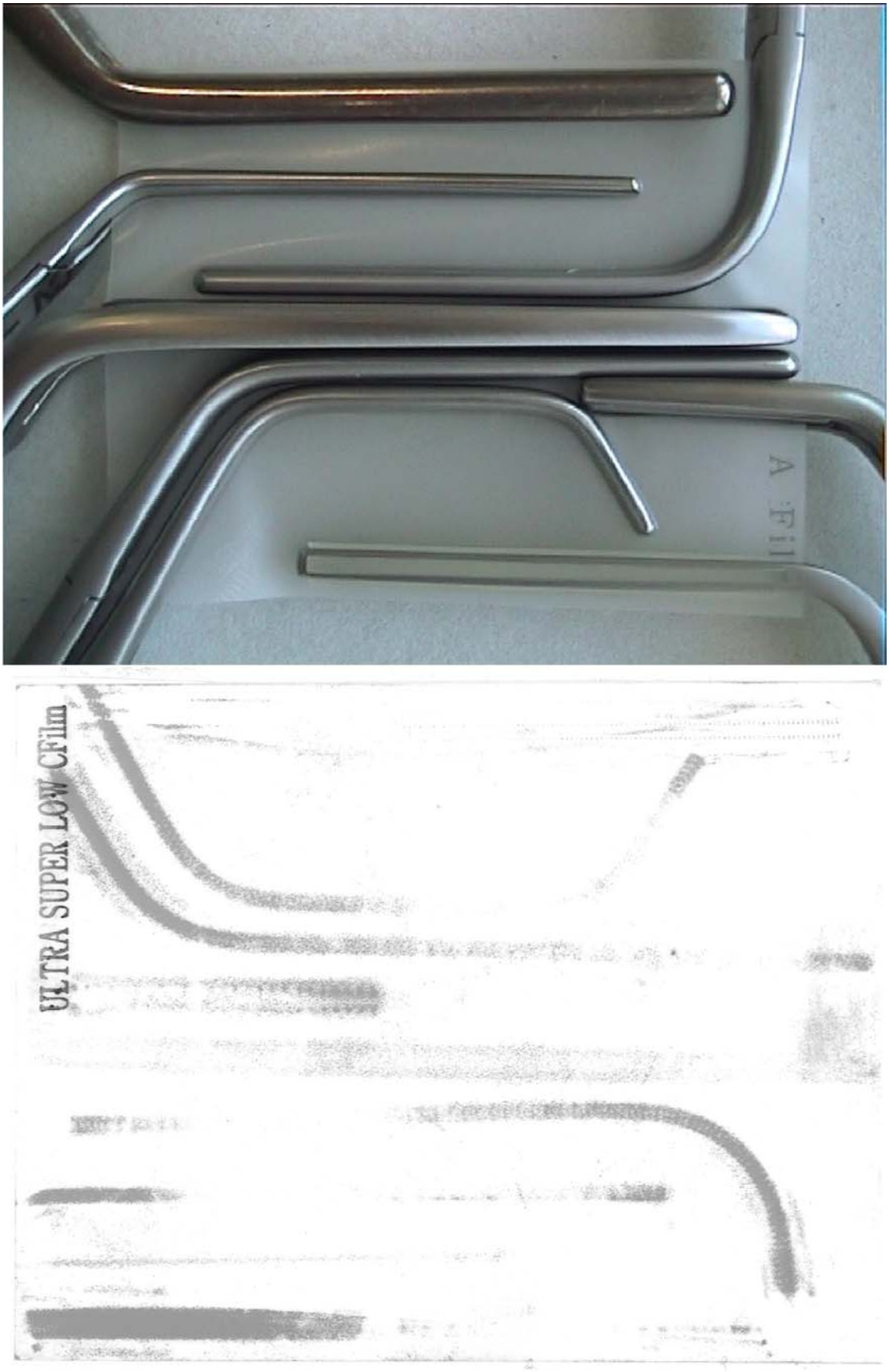


Abbildung 13: Fuji-Folie mit Klemmen geklemmt, darunter die entwickelte Folie.

3.4 Rasterelektronenmikroskopie

Es wurde eine gewebte Polyestergefäßprothese ohne Velours (Cooley Woven Verisoft, Meadox, USA) mit einer ungepolsterten Gefäßklemme mit vollem Klemmenschluß fünfmal geklemmt und der betroffene Bereich dann unter dem Rasterelektronenmikroskop mit 961-facher Vergrößerung auf strukturelle Veränderungen hin untersucht. Es wurde ein LEO 1530 Rasterelektronenmikroskop (LEO Elektronenmikroskopie GmbH, Oberkochen) eingesetzt. Der Kunststoff wurde ohne Goldbeschichtung bei 15kV Beschleunigungsspannung untersucht.

III. Ergebnisse

1. Längszugprüfung

Die Zugversuche zeigten nach dem Klemmen mit den gepolsterten Spezialklemmen Aesculap® FB 667 und Fogarty® CV 5050 keine messbare Schwächung der Garne. Die Mittelwerte der Maxima von Reißkraft und Dehnbarkeit der Garne die mit einer gepolsterten Klemme geklemmt wurden (1,776 ± 0,051 cN bis 1,808 ± 0,084 cN) zeigen keine Abweichung von den Werten der ungeklemmten Fäden (1,813 ± 0,073 cN). Der Kurvenverlauf dieser Diagramme war nahezu identisch (s. Abb. 14 und 15 Seite 24). Die Schädigungen durch ungepolsterte Klemmen Aesculap® FB 512R, Ullrich CC1235 und CV 3535 sind unterschiedlich. Bei allen ungepolsterten Klemmen ist eine Veränderung des Kraft-Weg-Diagramms deutlich sichtbar (s. Abb. 14 Seite 22 und Abb. 16 Seite 25). Am schwersten waren die Schädigungen durch die Aesculap® FB 512R (0,439 ± 0,541 cN), die mehrmals einzelne Filamente des Garns durchtrennte und das Garn wie im Video sichtbar verletzte (s. Abb. 17 Seite 25 und Abb. 18 Seite 26). Eine Messung dieser Proben war nicht mehr möglich. Die lange im Gebrauch befindliche ungepolsterte Gefäßklemme schädigte von den ungepolsterten Klemmen die Polyesterfäden am wenigsten (Ulrich CC1235: 1,588 ± 0,103 cN).

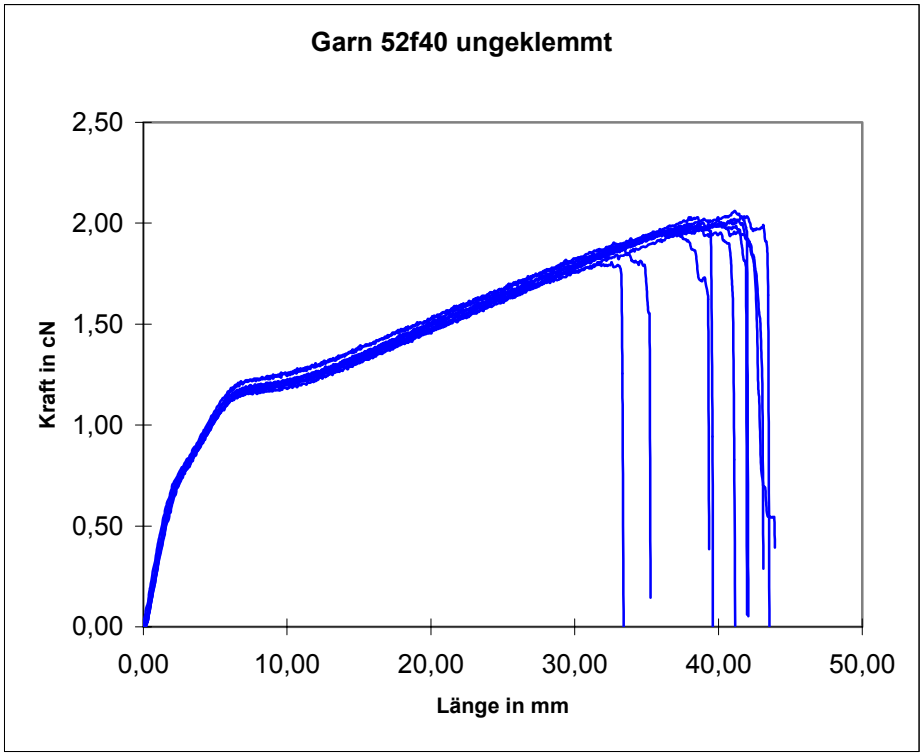


Abbildung 14: Längszugprüfung eines ungeklemmten Garns.

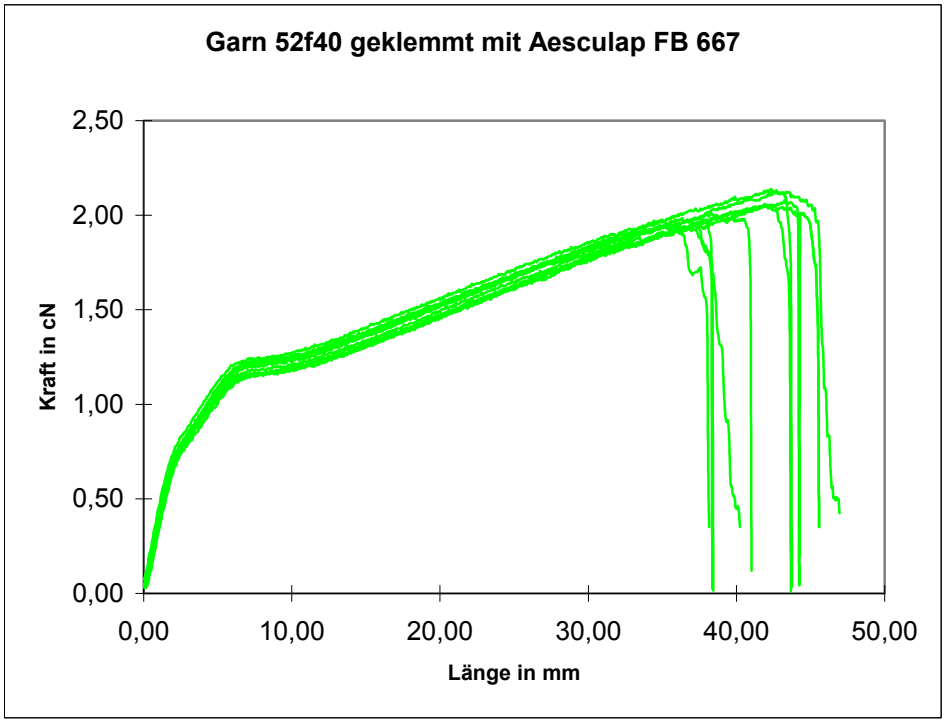


Abbildung 15: Längszugprüfung eines Garns, geklemmt mit einer gepolsterten Klemme.

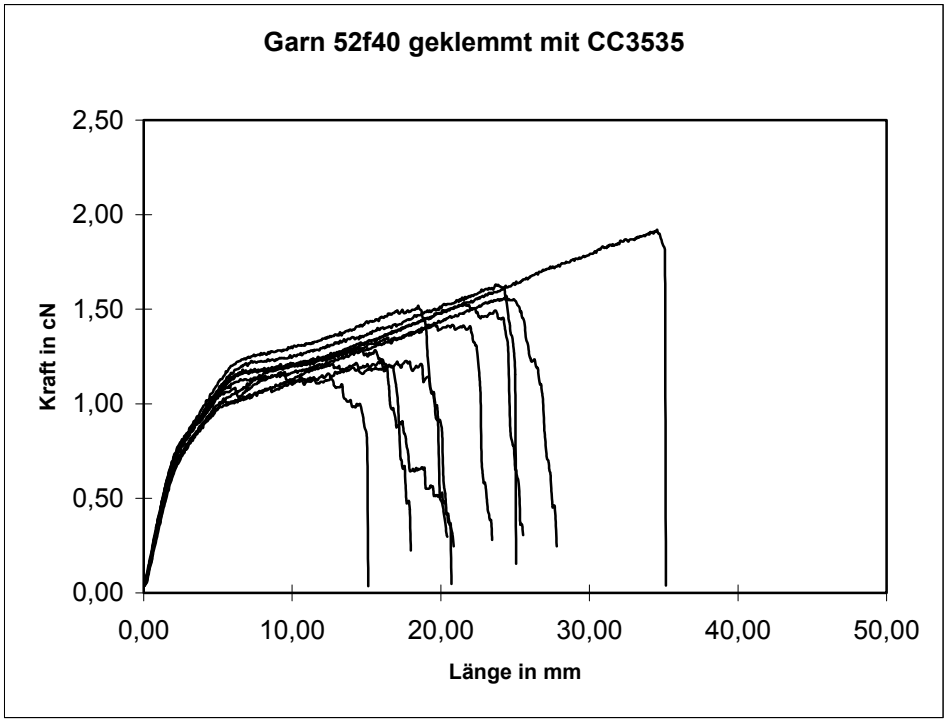


Abbildung 16: Längszugprüfung eines Garns, geklemmt mit einer ungepolsterten Klemme.

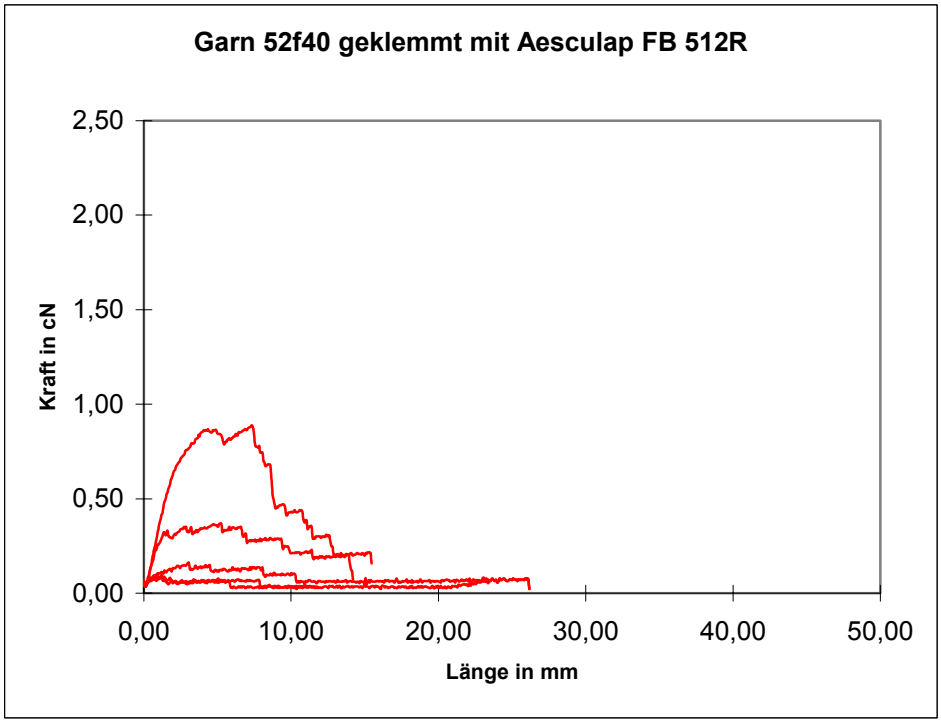


Abbildung 17: Längszugprüfung eines Garns, geklemmt mit einer ungepolsterten Klemme (schwerste Schädigung).

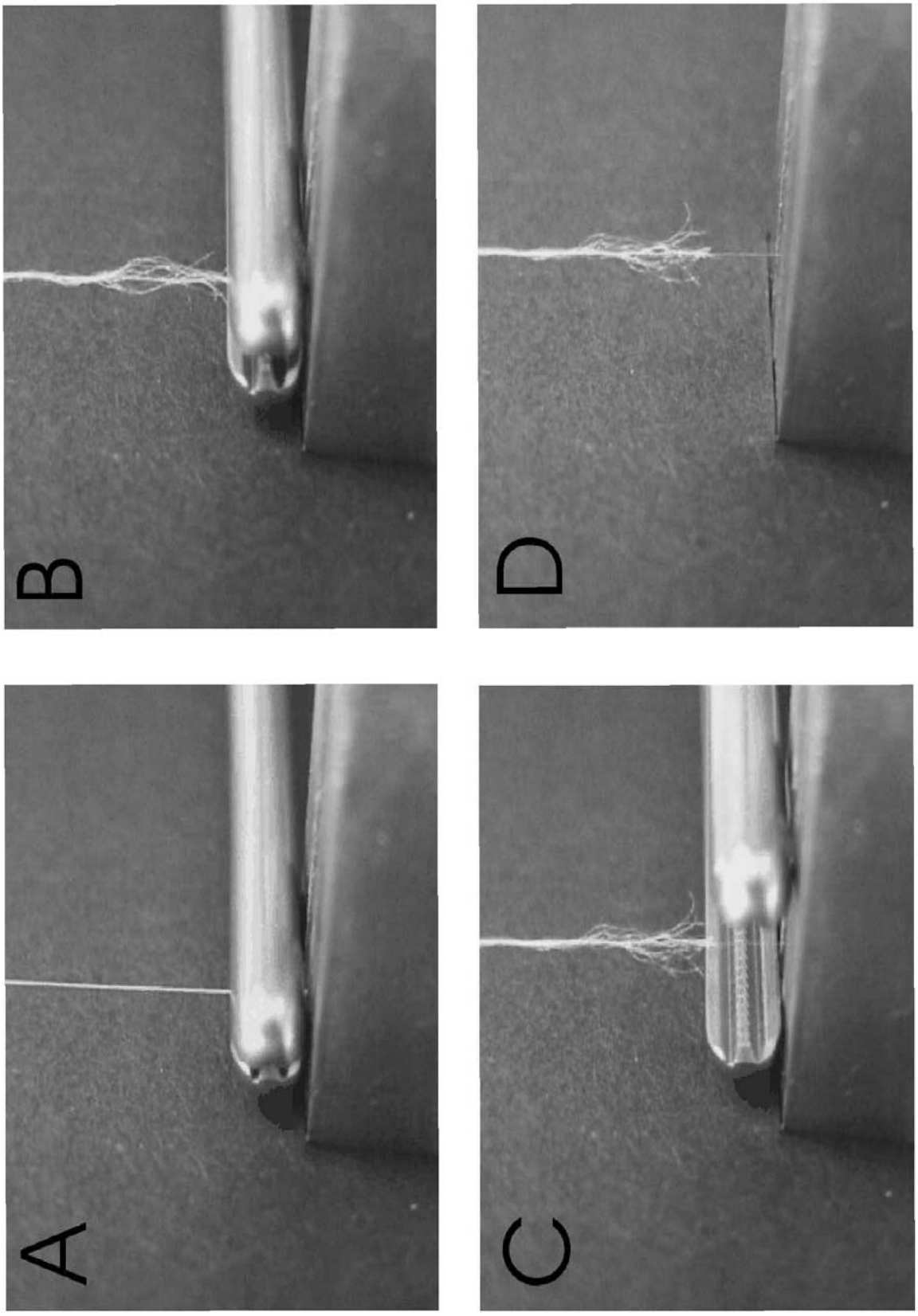


Abbildung 18: Videosequenzen einer Klemmung mit der Aesculap® FB 512 R. A) Klemme geschlossen, B) Klemme wird geöffnet, C) vollständige Öffnung, D) der überwiegende Teil der Filamente ist zerstört.

Tabelle 3 Die Tabelle zeigt eine Übersicht über die gesamten Ergebnisse anhand von errechneten Mittelwerten der gemessenen Kräfte (cN) und Längen (mm).

			Gepolsterte Klemmen				Ungepolsterte Klemmen					
Klemmen / Fäden	ungeklemmt		Aesculap ® FB667		Fogarty® CV 5050		Aesculap ® 512R		CV 3535		CC 1235	
	Kraft in cN	Länge in mm	Kraft in cN	Länge in mm	Kraft in cN	Länge in mm	Kraft in cN	Länge In mm	Kraft in cN	Länge In mm	Kraft in cN	Länge in mm
52f34 texturiert	1,81	16,03	1,81	15,41	1,82	14,82	0,44	4,86	1,76	14,27	1,59	14,45
52f40 glatt	1,98	38,16	2,03	39,44	2,08	40,67	0,16	1,80	1,45	19,63	1,47	21,75
52f47 glatt	2,00	37,01	1,94	35,16	1,93	35,33	0,11	1,40	1,68	25,56	1,60	24,29
54f40 texturiert	2,15	29,70	2,15	28,97	2,17	30,20	0,09	2,75	1,83	22,42	1,82	22,10
56f40 texturiert	1,93	25,18	1,87	22,80	1,89	25,50	0,09	2,42	1,49	18,31	1,44	18,70
57f40 glatt	2,05	36,59	2,04	38,33	1,98	36,68	0,02	0,88	1,71	23,96	1,65	23,06

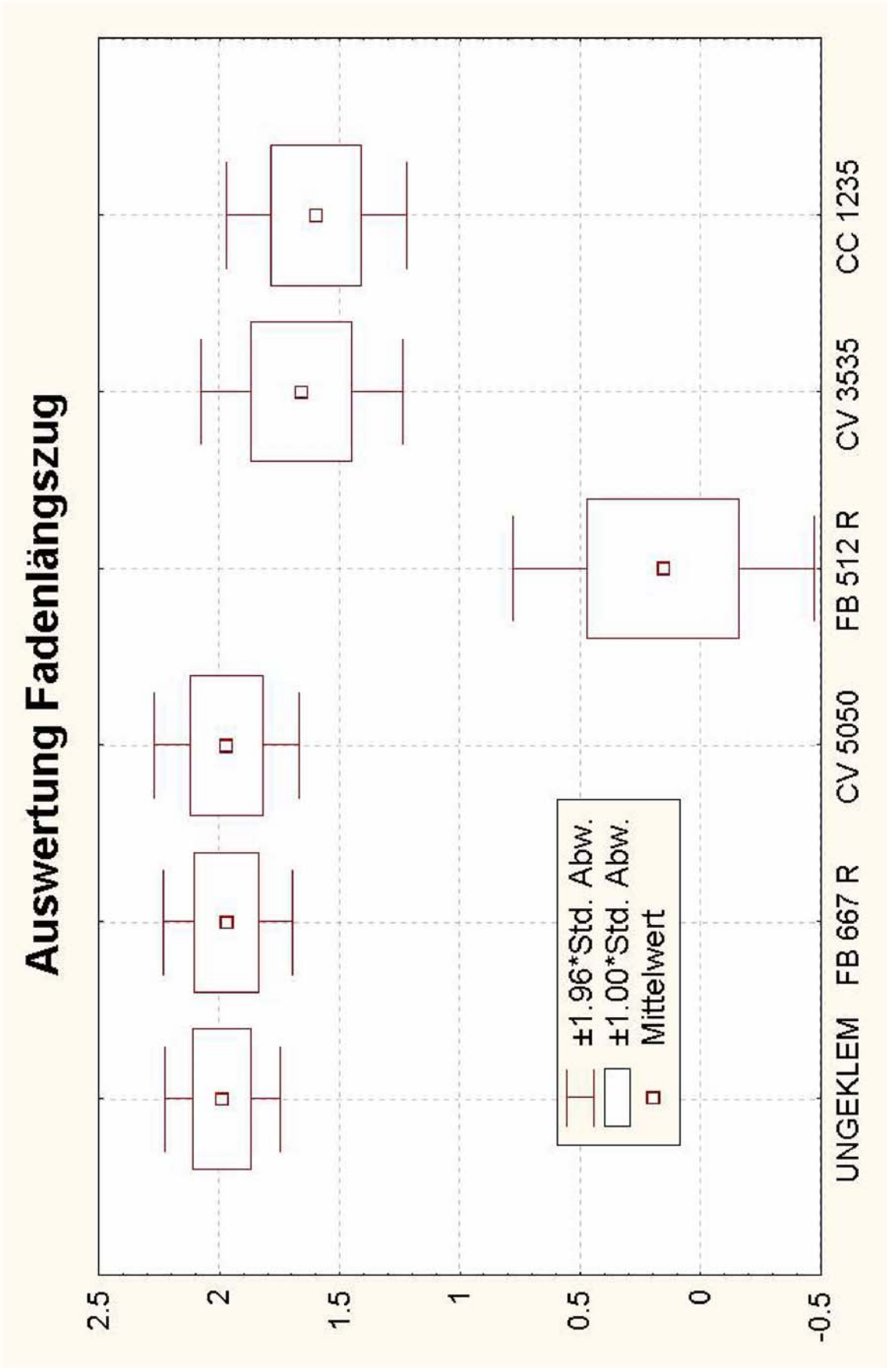


Abbildung 19: Graphische Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der Längszugprüfungen

2. Druckfolien

Die Auswertung der Druckfolien zeigte, dass bei allen Klemmen die größten Kräfte im Bereich des Gelenks und bei den ungepolsterten Klemmen zusätzlich im Bereich der Spitze auftraten. Es gab jedoch deutliche Unterschiede zwischen den gepolsterten und ungepolsterten Klemmen. So waren bei den gepolsterten Klemmen Aesculap® FB 667 und Fogarty® CV 5050 Druckmaxima zwischen 10 – 50MPa auszumachen, während die ungepolsterten Klemmen Aesculap® FB 512R, CC 1235 und CV 3535 noch im Bereich von 50 – 130Mpa deutliche Abdrücke auf den Folien hinterließen. Die Druckmaxima erschienen ganz punktuell an den einzelnen Zähnen in Gelenknähe und an der Spitze.

In den folgenden Abbildungen der Druckfolien ist jeweils links die Ultra Super Low Pressure (0,2-0,6MPa) und ganz rechts die High Pressure (50-130MPa) Folie.

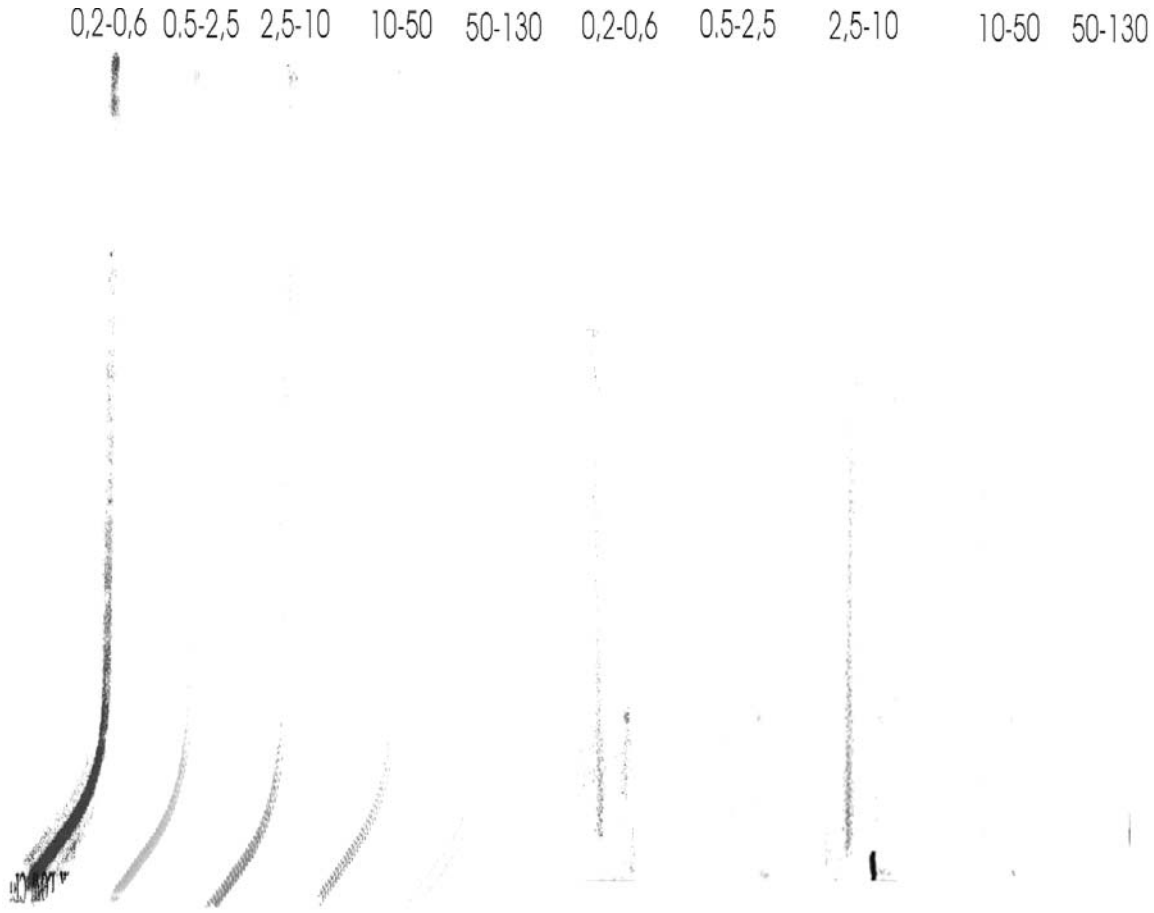


Abbildung 20: Druckfolienergebnisse (Werte in MPa). Links Aesculap® FB 512 R (ungepolstert), rechts Aesculap® FB 667 R (gepolstert).

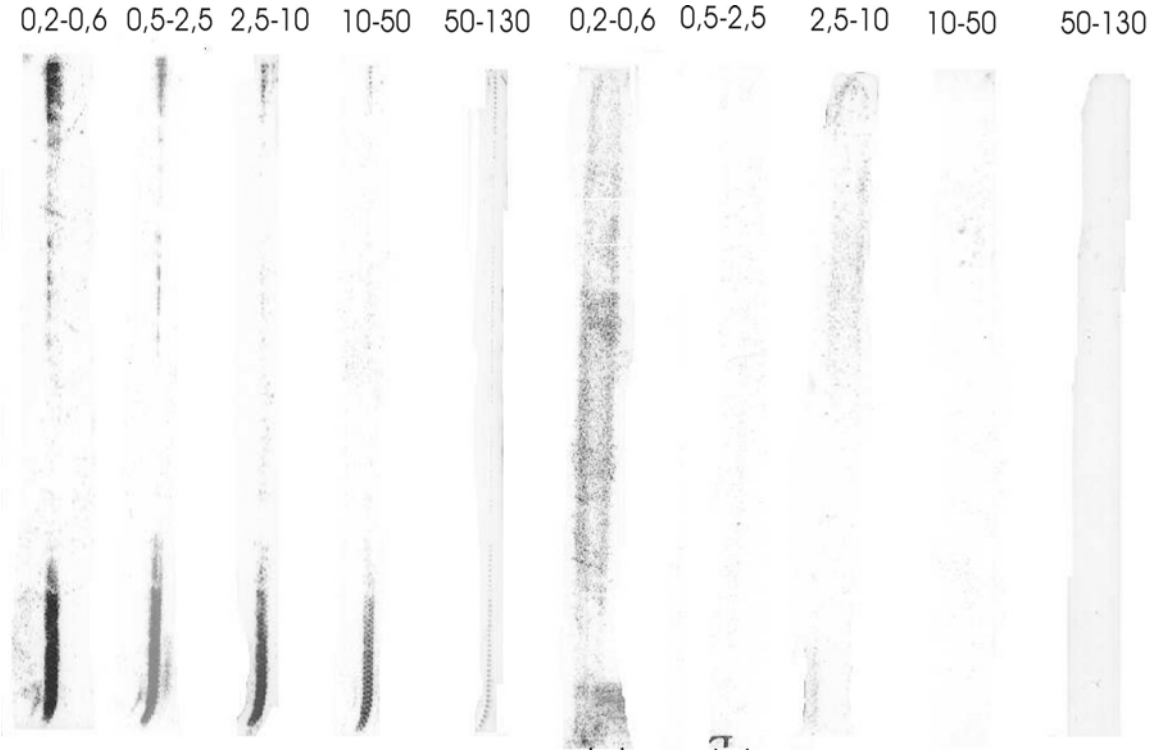


Abbildung 21: Druckfolienergebnisse (Werte in MPa). Links Fogarty® CV 3535 (ungepolstert), rechts Fogarty® CV 5050 (gepolstert).

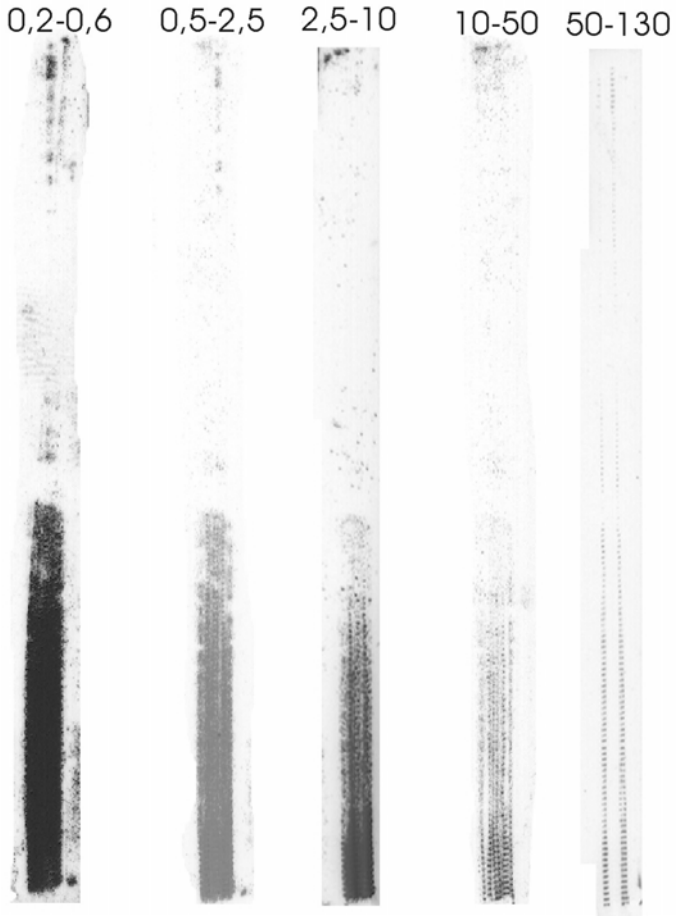


Abbildung 22: Druckfolienergebnisse (Werte in MPa). Ullrich CV 1235 (ungepolstert).

3. Rasterelektronenmikroskopie

Die Betrachtung der mit einer ungepolsterten Klemme Aesculap® FB 512R geklemmten gewebten Polyesterprothese unter dem Rasterelektronenmikroskop zeigte Quetschungen der Filamentbündel.

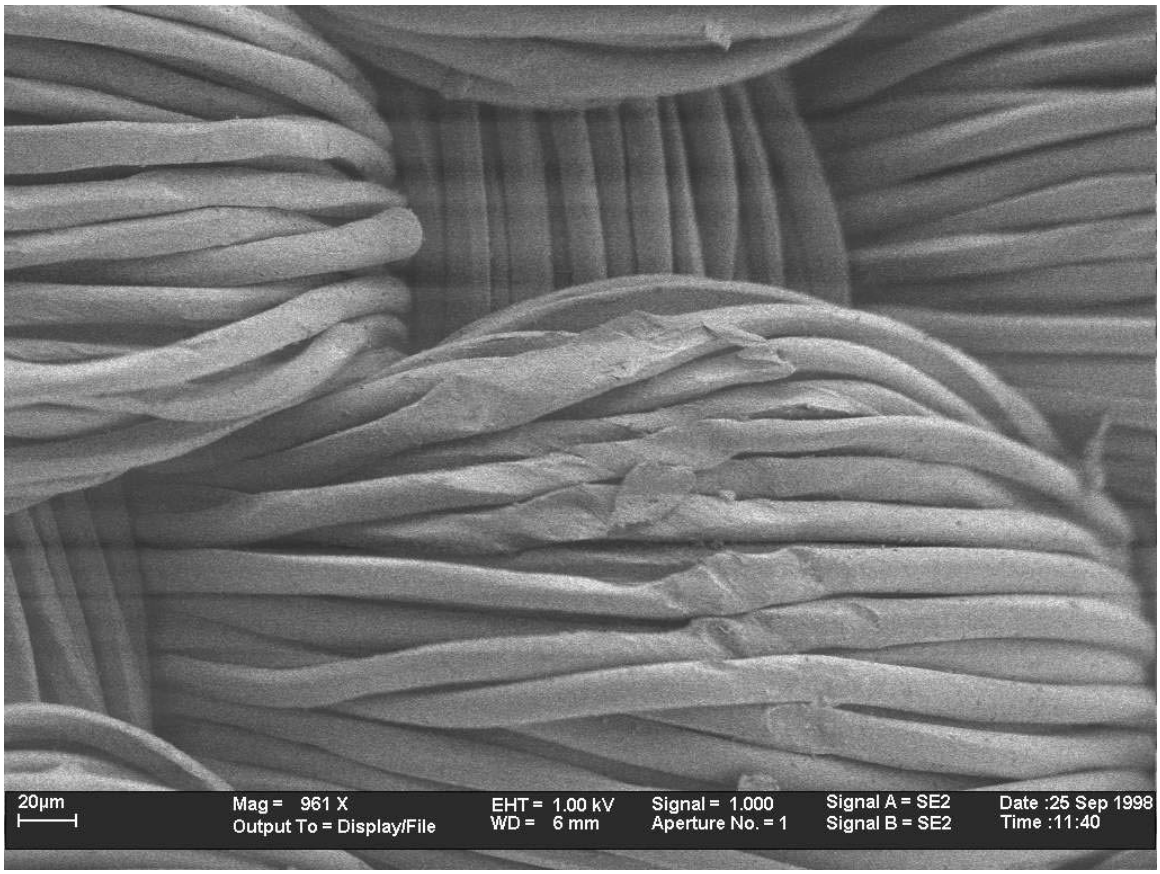


Abbildung 23: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme einer gewebten Polyesterprothese die fünf Mal mit der Aesculap® FB 512R geklemmt wurde

IV. Diskussion

Die Analyse von 320 Gefäßprothesen unseres Explantatarchivs im Allgemeinen Krankenhaus Harburg ergab eine Häufung von Prothesenrupturen in der Leistenregion, unter- und oberhalb des Leistenbandes (s. Abb 24). Als Erklärungsansatz wurden drei Hypothesen aufgestellt.

- Eine chemische Degradation des Polyesters durch Hydrolyse in der zellreichen Subkutis der Leiste schädigt Polyesterprothesen. Sowohl die Folgen der Hydrolyse, als auch die Beteiligung von Fremdkörperriesenzellen am Einwachsen des Polyesters konnten in anderen Arbeiten bewiesen werden [1, 10, 12, 14].
- Ermüdung im Rahmen von Hüftgelenksbewegungen führt zu physikalischen Materialveränderungen von hüftgelenksübergreifenden Gefäßprothesen in der Leiste. In einer Prüfvorrichtung konnte nach 15 Millionen Beugezyklen an PTFE-Prothesen eine Schädigung durch Ermüdung bisher nicht bewiesen werden.
- Prothesenklemmtraumata führen zu einer Vorschädigung der Polyesterprothesen in der Leiste.

Im Zentrum dieser Arbeit stehen die dritte Hypothese und die Frage nach der Vorschädigung von Polyesterprothesen durch Gefäßklemmen. Derartige Klemmentraumata treten vermutlich intraoperativ im Rahmen der Fixierung einer langgezogenen, ziehharmonikaartig plissierten („crimped“) Polyesterprothese während der Fertigung der femoralen Anastomose eines Schenkels einer Aortenbifurkationsprothese oder eines iliaco-femoralen Bypasses auf. Die fehlende Vorspannung der Prothesen würde ein Abknicken und Kinking des zu lang geratenen, iliacalen Schenkels verursachen. Die fehlende Fixierung des langgezogenen, unter Spannung stehenden Prothesenschenkels gefährdet die Anastomose durch Ausriss der ersten Nähte.

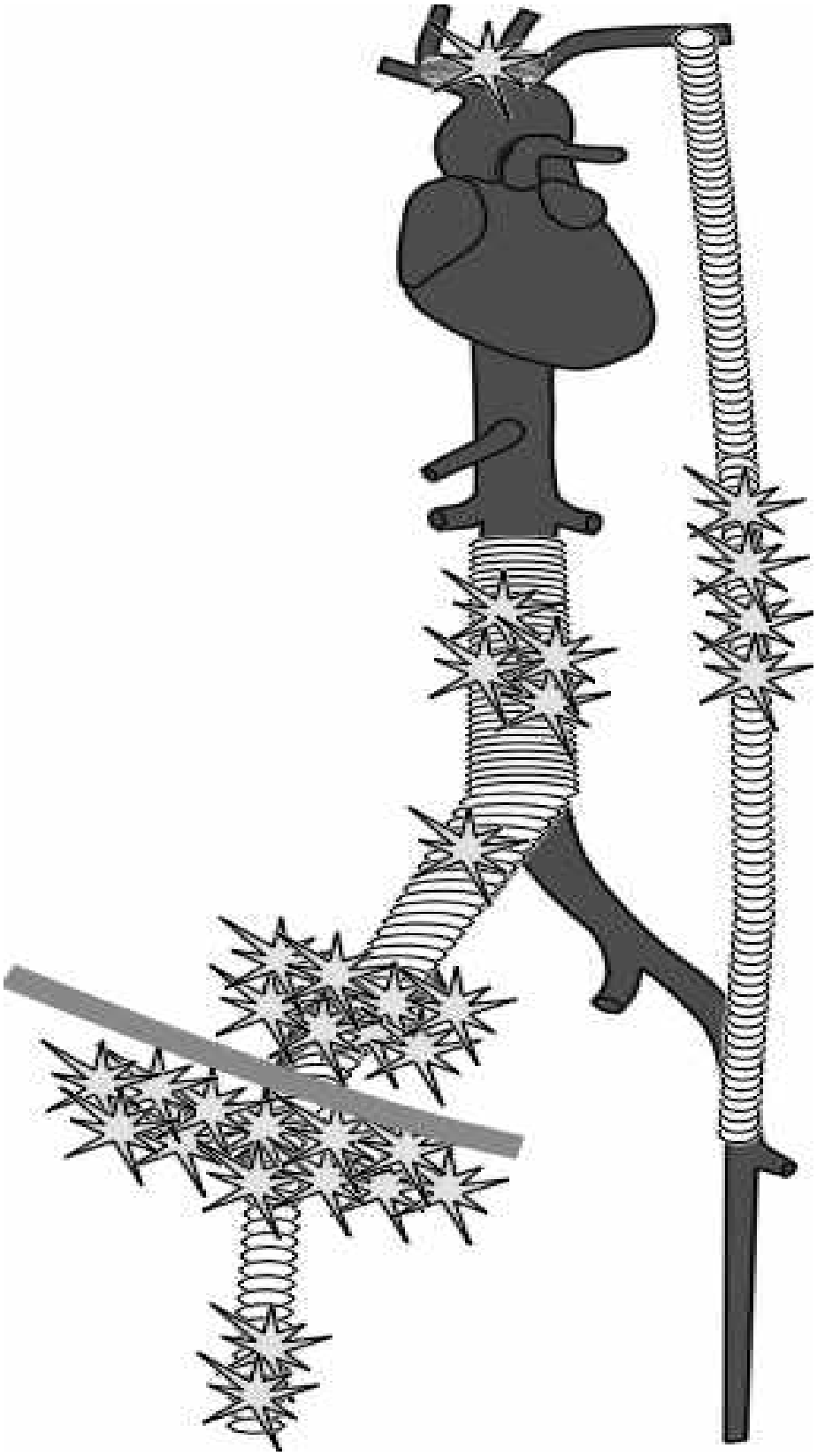


Abbildung 24: Lokalisation von 32 Prothesenrupturen (320 Exemplare)

Bei den hierbei verwendeten Klemmen stellt die Forderung nach sicherer Handhabung, Möglichkeit der hygienischen Aufbereitung und Sterilisierbarkeit hohe Anforderungen an den Werkstoff und an die Verarbeitung. Die Klemmen werden aus speziellen Edelstahllegierungen hergestellt, die durch einen Mindest-Chromgehalt von 12% rostbeständig werden. Der Anteil des enthaltenen Kohlenstoff beeinflusst die Härte und Elastizität des Stahls und damit seine mechanischen Eigenschaften. Während der Herstellung wird die Klemme mehrmals mittels optischer Geräte wie Mess- und Stereomikroskopen auf die Güte der Verarbeitung in Bezug auf Vollständigkeit der Zahnung und Gratfreiheit kontrolliert. Außerdem werden die Klemmen beim Hersteller einer Funktionsprüfung auf atraumatisches Verhalten unterzogen. Bei dieser wird ein halb mit Wasser gefüllter Polyethylenbeutel (Wandungsdicke 0,05 mm) mit der zu untersuchenden Klemme geklemmt und darf danach nicht perforiert sein (Broschüre der Firma Aesculap, Instrumentenherstellung).

Die für die vorliegende Arbeit geführte Umfrage unter Gefäßchirurgen aus 46 Kliniken in Deutschland bestätigte, dass in Deutschland 56% der Kollegen für die Prothesenfixierung herkömmliche, ungepolsterte Gefäßklemmen (z.B. DeBakey-Klemmen) einsetzen. Nur wenige Kollegen verfügen über gepolsterte Spezialklemmen (22%), andere armieren ungepolsterte Klemmen mit Silikon, Gummi oder Stoffschläuchen (22%). Die ausgewertete Internet-Umfrage mit 25 Beteiligten aus mehreren Länder der Welt zeigte eine Bevorzugung der ungepolsterten Gefäßklemmen (88% ungepolsterte, 12% gepolsterte Klemmen).
Nahezu alle Befragten waren beim Klemmen von PTFE-Prothesen, im Gegensatz zu kettengewirkten Polyestergefäßprothesen, mit ungepolsterten Gefäßklemmen sehr zurückhaltend. Bei PTFE-Prothesen war die deutlich sichtbare Quetschmarke auf dem Material der meist genannte Grund für die Zurückhaltung beim Einsatz ungepolsterter Klemmen. Zusätzlich wird in diesem Bereich oftmals ein Austreten von Serum beobachtet. Inwieweit die sichtbare Quetschung des PTFE mit einer Veränderung der mechanischen Eigenschaften einhergeht wurde in dieser Arbeit nicht untersucht.

Klemmschäden an Gefäßen sind hinreichend untersucht und bereits in den achtziger Jahren veröffentlicht worden. Die von DeBakey entwickelte Gefäßklemme gilt als atraumatisch und wird weltweit in der Gefäßchirurgie eingesetzt. Manship [7] untersucht Klemmschäden an menschlichen Unterschenkelgefäßen vor einer Unterschenkelamputation. Seine Arbeitsgruppe kam zu dem Schluss, dass alle Gefäßklemmen, gepolstert und ungepolstert, Endothelschäden unterschiedlichen Ausmaßes verursachen können. Lediglich vessel loops zeigten keine Endothelverletzung. Pabst [11] fand allerdings auch bei vessel loops rasterelektronenmikroskopisch Intimaschädigungen. Bei minimaler Verschlusskraft sind diese gering, bei hoher Verschlusskraft der vessel loops wird eine mit Klemmschäden durch Gefäßklemmen vergleichbare Intimaschädigung erreicht. Die Arbeitsgruppen von Guidoin [3] und Harvey [4] bestätigten mikroskopisch weniger Intimaschädigungen durch gepolsterte Gefäßklemmen. Barone [2] bemängelt, dass Klemmschäden in der Regel anhand subjektiv beurteilter rasterelektronenmikroskopischer Bilder bestimmt werden, diese aber einen möglichen Funktionsverlust als Resultat einer Klemmung nicht ausreichend wiedergeben. Seine Arbeitsgruppe untersuchte deshalb die Beeinträchtigung der Gefäßfunktion, Vasokonstriktion und Vasodilatation an ringförmigen Präparaten aus Hasenaorten. Von den verwendeten Klemmen war die gepolsterte Fogarty softjaw Bulldogklemme am schonensten, eine ungepolsterte 6 Zoll Satinskyklemme am traumatischsten.

1. Warum überwiegen ungepolsterte Gefäßklemmen?

Obwohl Klemmtraumata an Arterien und Venen schon länger bekannt sind, wurden im Rahmen der Umfrage mehrere Begründungen für die Bevorzugung ungepolsterter Gefäßklemmen genannt. Im Vordergrund steht zunächst oft die eigene positive Erfahrung mit diesen Klemmen, gestützt auf die Aussagen und Empfehlungen eigener chirurgischer Lehrer. Wissenschaftliche Begründungen, oder eine prospektiv randomisierten Studie, fehlten. Die stichprobenartige Befragung von Kollegen aus Frankreich und England (nicht in der Umfrage einzeln erwähnt) zeigte zum Teil Verwunderung über den Einsatz ungepolsterter Klemmen an Polyesterprothesen und eine erhöhte Bereitschaft einen Wechsel der Klemmenart zu vollziehen.

Gepolsterten Klemmen wird vielfach nachgesagt, dass sie von der abgeklemmten Arterie abrutschen oder diese, sofern sie stark verkalkt ist, nicht ausreichend verschließen, was, wie berichtet wurde, intraoperativ zu teilweise bedrohlichen Situationen geführt hatte. Weiterhin ist das Approximieren der Prothese durch Hebeln an der Klemme bei den weichen Klemmen weniger möglich. Die fehlende Verfügbarkeit der weniger verbreiteten gepolsterten Gefäßklemmen und ihr vermeintlich höherer Preis sind weitere Begründungen für die Verwendung herkömmlicher, ungepolsterter Klemmen. Dies mag auch ein Grund sein warum in der initiierten Internetumfrage, in der überwiegend nicht-europäische Kollegen erreicht wurden, der Anteil von eingesetzten ungepolsterten Prothesen bei 92 % lag. Dass aber eine Polsterung und damit ein zusätzlicher Schutz der Prothesen oder Gefäße gewünscht wird zeigt die Aussage von 22% der Gefäßchirurgen in unserer Umfrage, die selbständig die Klemmen mit Stoff, Gummi oder Silikon ummantelten. Ein ähnliches Vorgehen ist bei der Polsterung von Klemmchen zur Fixierung der Gefäßnähte verbreitet. Klemmenhersteller warnen allerdings bei der Armierung vor übermäßiger Belastung des Klemmenschlosses und einer daraus resultierenden Schädigung der Klemme (Quelle: Oral communication Firma Aesculap, DGG Jahrestagung in Heidleberg 1994).

2. Die Prüfung der Gefäßklemmen an Polyestergarnen.

Polyester (Dacron®) Gefäßprothesen werden heutzutage überwiegend als kettengewirkte („warp-knitted“) Textilien eingesetzt. Die aufgeraute Oberfläche wird durch Fadentexturierung oder zusätzliche Veloursfäden erzeugt. Eine Untersuchung dieser Prothesen bietet sich nicht an. Einerseits sind Mit dem bloßen Auge Impressionen von Gefäßklemmen auf einer derartig aufgerauten Oberfläche von Polyester Gefäßprothesen nicht sichtbar, andererseits sind auch im Rasterelektronenmikroskop die vielfach verschlungenen, dreidimensional im Raum liegenden, einzelnen Filamente bei einer veloursartigen Oberfläche kaum beurteilbar (s. Abb. 25 Seite 38).

Abbildung 25: Dreidimensionale Schlingenstruktur einer Polyester Veloursprothese

Des Weiteren erlaubt die unterschiedliche Dicke und Struktur des gewirkten Textils nicht eine genaue Wiederholung des Klemmvorganges. Ein Angriff der Klemmenzähnchen im Bereich des Maschenhalses ist anders zu bewerten als im Bereich des schlaufenförmigen Maschenkopfes. Die ca. 13 µm dünnen Filamente wiederum, aus denen die zur Herstellung der Prothesen eingesetzten Fäden bestehen, erwiesen sich als zu vulnerabel für Klemmversuche mit anschließenden Zugversuch. Deshalb fiel die Entscheidung für die Untersuchung

der Klemmschäden an den aus vielen Filamenten bestehenden Polyestergarnen. An den Garnen waren das Klemmen reproduzierbar und ein anschließender Zugversuch möglich ohne schon durch die Handhabung mechanische Schäden zu setzten. Der verwendete Versuchsaufbau eignete sich zum Vergleich verschiedener Gefäßklemmen.

Die im Vorfeld durchgeführten Untersuchungen der Schließkraft der Klemmen mit drucksensitiven Folien zeigte, dass die maximalen Druckwerte auf 2 Stellen verteilt waren. Bei allen Klemmen lag ein Maximum in der Nähe des Klemmenschlosses. Bei ungepolsterten Klemmen war zusätzlich im Bereich der Spitze der Klemmen ein Druckmaximum messbar. Dies ist deshalb von Bedeutung, da es intraoperativ, aufgrund der Lokalisation oder des kleinen anatomischen Zugangs, oftmals unvermeidlich ist, dass die abgeklemmte Prothese mit der Spitze der Klemme gefasst wird. Bis zum Klemmenschloß wird die Klemme in der Realität fast nie eingesetzt. Die Überprüfung des Zu- und Abstroms, sowie die Prüfung der Dichtigkeit der Anastomose bedingen außerdem einen mehrfachen Klemmvorgang. In unserem Versuchsaufbau wurden die Garne daher mit einem definierten Bereich der Klemmenspitze geklemmt. Die Fäden wurden nach einmaligem, vollständigem Klemmenschluss einem Längszug bis zum Bersten ausgesetzt. Der Einsatz gepolsterter Klemmen zeigte keine Auffälligkeiten, die Kraft-Weg-Diagramme entsprachen vollständig denen unbehandelter, fabrikneuer Fäden. Bei den ungepolsterten Klemmen wurden geringfügige bis zu verheerende Schädigungen des Fadens deutlich. Im Kraft-Weg-Diagramm zeichnete sich dies durch eine Verringerung der maximalen Zugkraft und eine größere Streuung der Kurvenverläufe aus. Im Extremfall war das Brechen der Filamente bereits im Video sichtbar (s. Abb. 18). Die Verletzbarkeit einer Prothese konnte dann mit dem aggressivsten Klemmentyp zusätzlich an einer gewebten Polyesterprothese ohne Velours im Rasterelektronenmikroskop sichtbar gemacht werden (s. Abb. 23 Seite 31).

3. Konsequenzen für das intraoperative Vorgehen

Die verheerenden Videobilder (s. Abb. 18 Seite 26) mit multiplen Filamentbrüchen nach vorsichtigem, einmaligem Klemmenschluss sind besorgniserregend. Gerade weil mit dem bloßen Auge an den Polyesterprothesen keine Schädigung sichtbar ist sollte man diese Bilder in Erinnerung behalten. In vielen Fällen mag sich dann das Ausklemmen von Gefäßprothesen erübrigen. Prothesenverschluss durch die Finger des Operateurs oder eines Assistenten sind die naheliegende Alternative. Sollte dies, insbesondere aufgrund des teilweise eingeschränkten Platzes durch den operativen Zugang nicht möglich sein, sollten Spezialklemmen an Polyesterprothesen eingesetzt werden. Es ist hinsichtlich der Frage der Haftung beim Versagen der Gefäßprothese auch im Interesse der Prothesenhersteller auf dieses Problem hinzuweisen. Die aus der Bekanntmachung der vorliegenden Ergebnisse zu erhoffende Zunahme der Verwendung gepolsterter Spezialklemmen wird sich über den steigenden Absatz hoffentlich auch auf den Preis der Klemmen auswirken.

In dieser Arbeit wird auf Klemmschäden in der Leiste, unmittelbar unterhalb des Leistenbandes eingegangen. Es bleibt ungeklärt, wieso Klemmtraumata im Bereich der Bifurkation nicht genauso gefährlich sind. Schließlich wird nach Fertigung einer distalen Anastomose häufig der Blutstrom einseitig freigegeben und der Schenkel der Gegenseite nahe der Bifurkation ausgeklemmt. Es bleibt hier die Vermutung, dass ein multifaktorieller Prozess, beispielsweise die Kombination aus zellunterstützter Hydrolyse, Ermüdung durch Hüftgelenksbeugung und Klemmschäden zusammen die Leistenregion zur ersten Prädilektionsstelle für Materialschäden macht.

Ein sicherer Zusammenhang zwischen einem intraoperativ gesetzten Klemmschaden und einer nach Jahren auftretender Prothesenruptur kann nicht bewiesen werden. Die Häufung von Prothesendegenerationen und –rupturen in der Nähe von Anastomosen in der Leistenregion nach 10-20 jähriger Implantationsdauer lässt einen Zusammenhang mit einer Vorschädigung durch Klemmen vermuten. Unserem Erachten nach sollte die nachgewiesene

Schwächung nicht implantierten Materials zur Verwendung gepolsterter Klemmen ermahnen, um das Risiko einer Prothesenschädigung zu vermeiden und so dem Patienten eine erneute Operation zu ersparen. Der Einsatz von Spezialklemmen zu diesem Zweck muss von den Prothesenherstellern gefordert werden. Die zunehmende Verwendung wird den Umsatz der Hersteller steigern und die Bereitschaft mit sich bringen den Verkaufspreis bei steigender Abnahme zu senken.

V. Zusammenfassung:

In diese Arbeit wurde die Schädigung von Polyestergefäßprothesen durch Gefäßklemmen untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass herkömmliche ungepolsterte Gefäßklemmen Polyestergarne und -prothesen schwer schädigen können. Gepolsterte Klemmen hingegen hinterlassen in unseren Zugversuchen keine nachweisbaren Schäden an den untersuchten Garnen.

Untersuchungen an 320 explantierten Gefäßprothesen zeigen ein vermehrtes Auftreten von Prothesenrupturen im Bereich des Leistenbandes. Neben Ermüdung und Hydrolyse kommen Schädigungen durch Klemmtraumen als Ursache in Frage. Eine 1997 durchgeführte Befragung von Gefäßchirurgen ergab, dass 56% der Befragten mit ungepolsterten Klemmen arbeiten. In dieser Arbeit wird der Einfluss von unterschiedlichen Arten von Gefäßklemmen auf die mechanischen Eigenschaften von Gefäßprothesen untersucht.

Die Schließkraft gepolsterte und ungepolsterte Klemmen wurde mit einer Druckfolie ermittelt. Zur Anwendung kamen zwei gepolsterte und drei ungepolsterte Klemmen sowie sechs fabrikneuen Garne. Im Längszugversuch wurden die Fäden ungeklemmt und geklemmt einer Längszugprüfung unterworfen und dann die ermittelten Messwerte in einem Kraft-Weg-Diagramm dargestellt und verglichen.

Zusätzlich wurde eine rasterelektronenmikroskopische Aufnahme von einer, mit einer ungepolsterten Klemme fünffach geklemmten, Gefäßprothese angefertigt. Hier konnten Quetschungen von Filamentbündeln nachgewiesen werden.

Die Druckfolien ergaben eine mehr als doppelt so große Kraft beim Klemmen mit den ungepolsterten Gefäßklemmen sowie ein zusätzliches Druckmaximum an der Spitze. Im Längszugversuch zeigte sich eine Abnahme der Dehnbarkeit und der Reißkraft der ungepolstert geklemmten Fäden. Bei einer Klemme wurden mehrer Fäden fast vollständig durchtrennt.

Die Ergebnisse weisen auf eine Schädigung der Prothesen durch ungepolsterte Gefäßklemmen hin die sich bei gepolsterten Klemmen nicht nachweisen lässt. Ein Beweiß, dass der Klemmeschaden die Degeneration der Polyesterprothesen beschleunigt und damit die erhöhte Rupturrate im Bereich des Leistenbandes erklärt, lässt sich nicht führen. Die Ergebnisse ermahnen jedoch zum Einsatz von gepolsterten Gefäßklemmen.

VI. Literaturverzeichnis

1 Ballara A, Verd J (1989) Physical aspects of the hydrolysis of polyethylene terephthalate. Polymer Degradation and Stability 26: 361-374

2 Barone G, Conerly J, Farley P, Flanagan T, Kron I (1989) Assessing clamp-related vascular inujuries by measurement of associated vascular dysfunction. Surgery 105: 465-71

3 Guidoin R, Martin L, Levaillant P, Gosselin C, Domurado D, Marois M, Awad J, Blais P (1978) Endothelial lesions associated with vascular clamping--surface micropathology by scanning electron microscopy. Biomater Med Devices Artif Organs 6(3): 179-97

4 Harvey JG, Gough MH (1981) A comparison of the traumatic effects of vascular clamps. Br J Surg 68(4): 267-72

5 Jackiewicz TA, McGeachie JK, Tennant M. (1996) Structural recovery of small arteries following clamp injury : a light and electron microscopic investigation in the rat. Microsurgery 1996 ; 17(12):674-80

6 Kuo J, Ramstead K, Salih V, Coumbe A, Graham TR, Lewis CT (1993). Effect of vascular clamp on endothelial integrity of the internal mammary artery Ann Thorac Surg ;55(4):923-6

7 Manship LL, Moore WM, Bynoe R, Bunt TJ (1985) Differential endothelial injury caused by vascular clamps and vessel loops. Am Surg 51(7): 401-6

8 Margovsky AI, Chambers AJ, Lord RS (1999). The effect of increasing clamping forces on endothelial and arterial wall damage: an experimental study in the sheep. Cardiovasc Surg Jun; 7(4): 457-63

9 Margovsky AI, Lord RS, Meek AC, Bobryshev YV (1997). Artery wall damage and platelet uptake from so-called atraumatic arterial clamps: an experimental study. Cardiovasc Surg Feb;5(1):42-7

10 Müller KM, Dasbach G (1994) The Pathology of Vascular Grafts. Current Topics in Pathology 86: 273-306

11 Pabst TS3d, Flanigan DP, Buchbinder D (1989) Reduced intimal injury to canine arteries with controlled application of vessel loops. J Surg Res 47(3):235-41

12 Riepe G, Loos J, Imig H, Schröder A, Schneider E, Petermann J, Rogge A, Ludwig M, Schenke A, Nassutt R, Chakfé N, Morlock M (1997) Long-

Term in-vivo Alterations of Polyester Vascular Grafts in Humans. Eur J Vasc Endovasc Surg 13: 540-548

13 Riepe G, Meincke J, Nassutt R, Seemann D, Chakfé N, Morlock M, Gross-Fengels W, Imig, H (2002) Schädigung von Polyestergefäßprothesen durch Gefäßklemmen. Zentralblatt für Chirurgie127; 89-94

14 Zimmermann H, Kim NT (1980) Investigations on thermal and hydrolic degradation of PET. Polymer Engineering and Science 20: 680-683

Danksagung

Herrn PD. Dr. G. Riepe danke ich einerseits für die Überlassung des Themas dieser Arbeit und das damit mir gegenüber bezeugte Vertrauen als auch dafür, dass er mich wesentlich bei der Entstehung dieser Arbeit unterstützt hat und mir jeder Zeit zur Seite stand.

Herrn Prof. Morlock danke ich für die Bereitstellung der Prüfgeräte und der Werkstatt der Technischen Universität Harburg und für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung und Darstellung.

Ebenfalls Danke ich Herrn Dr. ing. R. Nassut, der das wesentliche Bindeglied zur Zusammenarbeit mit der Biomechanik der Technischen Universität Harburg darstellte und für die Anfertigung der Bauteile verantwortlich zeichnet.

Für die Bereitstellung der zu untersuchenden Garne sowie einer Vielzahl der benutzten Klemmen danke ich Herrn Rogowski von der Firma Edwards® (ehemals Baxter®), Herrn Dr. Goldmann von der Firma Aesculap® , Herrn Prof. Dr. Grundmann (B.Braun) sowie Herrn Knüfermann und Frau Isay von der Firma Sulzer Medica Vascutek®.

Meinen Eltern danke ich für die liebevolle Unterstützung und die Anteilnahme bei der Entstehung der Arbeit, sowie für den stetigen aufmunternden Ansporn und die kritiscen Bemerkungen.

Bei meiner Freundin Claudia bedanke ich mich für die aufgebrachte Geduld und unerschöpfliche Motivation wenn es mal schwer wurde und nicht so richtig lief.

Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

_____

Joachim Meincke

Lebenslauf

Angaben zur Person:

Name:	Joachim Meincke
Wohnort:	Toosbüystraße 1
	24939 Flensburg
	Tel.: 0461/ 21452
Geburtsdatum:	14.05.1972
Geburtsort:	Hamburg-Harburg
Familienstand:	ledig, keine Kinder
Staatsangehörigkeit:	deutsch

Schulbildung:

1978 – 1982	Grundschule am Falkenberg in Neugraben, Hamburg
1982 – 1991	Friedrich-Ebert-Gymnasium in Hamburg-Harburg

Zivildienst:

10/1991 – 12/1992	Rettungssanitäter beim Malteser Hilfsdienst/Hamburg

Studium:

04/1993 – 12/1999	Studium der Humanmedizin in Hamburg

Beruf:

06/2000 – 11/2001	Arzt im Praktikum, Innere Medizin in der Diakonissenanstalt zu Flensburg, Schleswig-Holstein, Prof. Dr. A. Machraoui
01/2002 – 07/2002	Assistenzarzt , Hand- und Plastische Chirurgie in der Diakonissenanstalt zu Flensburg, Schleswig-Holstein, Dr. C. Hansen
08/2002 – 04/2003	Assistenzarzt, Allgemeinchirurgie in der Diakonissenanstalt zu Flensburg, Schleswig-Holstein, PD Dr. V. Mendel
05/2003 – heute	Assistenzarzt, Unfallchirurgie in der Diakonissenanstalt zu Flensburg, Schleswig-Holstein, Dr. F. Wrede