

Aus dem Medizinischen Zentrum für operative Medizin der Philipps-  
Universität Marburg

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. P. Griss  
Klinik für Unfallchirurgie  
Direktor: Prof. Dr. med. L. Gotzen

# **Untersuchungen von Beugesehnennähten mittels Bildsequenzanalyse im Experiment**

INAUGURAL-DISSERTATION  
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin

dem Fachbereich Humanmedizin der  
Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt

von

**Reyhaneh Michael**

aus Teheran

Marburg 2002

angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität  
Marburg

am 03.04.2003  
(Tag der Disputation)

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. med. Maisch

Referent: Prof. Dr. med. Gotzen

Coreferent: Prof. Dr. med. Jones

## **Danksagung**

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. L. Gotzen, der mir es ermöglichte diese Dissertation durchzuführen. Seine Fachkenntnisse und Erfahrungen waren mir während meines Studiums und auch während meines Praktischen Jahres ein steter Ansporn.

Herrn Dr. Albers danke ich für die ersten Ansätze und Anregungen zu dieser Arbeit.

Sehr herzlich bedanke ich mich bei meinem Betreuer, Herrn Dr. Ch. Hoffmann, der mir sowohl wissenschaftlich als auch bei der Versuchsdurchführung stets mit Rat und Tat zur Seite stand. Er hat mit seinen konstruktiven Anregungen, Vorschlägen und Gesprächen die vorliegende Arbeit sehr wesentlich geprägt.

Mein herzlichster Dank gilt meinem Ehemann, Herrn Dr. rer. nat. Joachim Michael für seine Liebe und Geduld und die große Hilfestellung beim Layout dieser Arbeit.

Ich danke meinen Eltern, die mich immer unterstützt haben, obwohl das Erreichen meiner Ziele eine für sie und mich nicht immer leicht zu ertragende räumliche Trennung bedingte.

Auch meiner Schwester Zahra Tadayon (Tanti) und meinen Schwiegereltern Elvira und Dipl.-Ing. Eckart Michael danke ich sehr herzlich für die liebevolle Betreuung meiner Töchter.

## **Ehrenwörtliche Erklärung**

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Humanmedizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel

“Untersuchung von Beugesehennähten mittels Bildsequenzanalyse im Experiment“

in der Klinik für Unfallchirurgie der Philipps-Universität Marburg unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. L. Gotzen mit Unterstützung von Herrn Dr. Ch. Hofmann, ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keinem in- und ausländischen medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Vorliegende Arbeit wurde in Teilen in folgenden Publikationsorganen veröffentlicht:

Heft zur 61. Jahrestagung d. Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V. (1997), Oestern, H.-J., Rehm, K.E. (Hrsg), S. 907-908, Springer, Berlin

Heft zur 63. Jahrestagung d. Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V. (1999), Hertel, P., Rehm, K.E. (Hrsg), S. 435-436, Springer, Berlin

Bad Homburg, den 13.04.2002

Reyhaneh Michael

## **Verzeichnis der Akademischen Lehrer**

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren:

Ammon H., Arnold R., Aumüller G., Baum E., Blanckenburg W., Bode P., Drenckhahn D., Eschenbach C., Fischer W., Fuhrmann, Ganz H., Gens A., Gotzen L., Gressner A.M., Griss P., Habermehl A., Hachmeister C.-V., Hanke P., Happle R., Havemann K., Huffmann G., Jork K., Joseph K., Kern H.F., Kleinsasser O., Klenk H.-D., Klose K.J., Kretschmer K., Kroll P., Lennartz H., Lührmann R., Maisch B., Mannherz H.G., Mennel H.D., Moosdorf R., Netter, Oepen J., Pfab R., Podszus U., Pohlen M., Reichhardt C., Riedmiller H., Rienhoff O., Rothmund M. Schneider F., Schüffel W., Schulz K.-D., Seitz R., Thomas C., Voigt K., Wichert von P., Wiegand W., Wüsten B., Zelder,

Meinen Töchtern Melodie Roxanne und Emily Tarane in Liebe gewidmet.

<b>Inhaltsverzeichnis .....</b>	<b>Seite</b>
<b>1 Einleitung.....</b>	<b>4</b>
<b>1.1 Zur Entwicklung der Beugesehnennaht .....</b>	<b>6</b>
<b>1.1.1 Wesentliche Auszüge aus der Geschichte der Beugesehnennaht.....</b>	<b>6</b>
<b>1.1.2 Bekannte Nahttechniken der Beugesehnen .....</b>	<b>11</b>
1.1.2.1 Die Kirchmayr-Naht (1917).....	11
1.1.2.2 Modifizierte Kirchmayr-Naht .....	12
1.1.2.2.1 nach KLEINERT (1967).....	12
1.1.2.2.2 nach ZECHNER (1985).....	12
1.1.2.3 Die Kessler-Naht (1973).....	13
1.1.2.4 Die Tsuge-Naht (1975).....	14
1.1.2.5 Die Bunnell-Naht (1918).....	14
<b>1.1.3 Weitere experimentell dokumentierte Nahttechniken von Beugesehnen.....</b>	<b>15</b>
1.1.3.1 Lateral trap suture, (Ketchum 1977).....	15
1.1.3.2 Marginal suture, (Becker 1978) .....	15
1.1.3.3 Six-strand-suture, (SAVAGE 1985).....	16
1.1.3.4 Double-loop locking suture, (LEE 1990).....	16
1.1.3.5 Interlock technique, (ROBERTSON & AL-QUATTAN 1992) .....	17
1.1.3.6 External-mesh sleeve (SILFVERSKIÖLD & ANDERSSON 1993).....	18
1.1.3.7 Cross-stitch-suture (SILFVERSKIÖLD & MAY 1994).....	18
1.1.3.8 Internal and dorsal tendon splint, (AOIKI ET AL. 1994).....	19
1.1.3.9 Multiple locking-suture, (TANG ET AL. 2001).....	20
<b>1.2 Morphologie der intakten Sehne .....</b>	<b>21</b>
<b>1.3 Sehnenheilung .....</b>	<b>24</b>
<b>1.4 Ernährung und Blutversorgung der Sehne .....</b>	<b>27</b>
<b>1.5 Postoperative Therapie .....</b>	<b>34</b>
<b>1.6 Problemdarstellung .....</b>	<b>36</b>
<b>1.7 Fragestellungen .....</b>	<b>38</b>
<b>2 Material und Methodik .....</b>	<b>39</b>
<b>2.1 Untersuchte Sehnen .....</b>	<b>39</b>
<b>2.2 Versuchsaufbau für die Bildsequenzanalyse .....</b>	<b>40</b>
<b>2.3 Untersuchte Fäden .....</b>	<b>46</b>
<b>2.4 Angewendete Nahttechniken .....</b>	<b>47</b>

---

2.4.1	Modifizierte Kirchmayr-Naht nach KLEINERT (1967) .....	48
2.4.2	Die Tsuge-Naht (1975).....	48
2.4.3	Die Bunnell-Naht (1918) .....	48
2.4.4	Marburger Sehnennaht I und II.....	49
2.5	Statistische Auswertung der gewonnenen Daten.....	54
3.	Ergebnisse.....	56
3.1	Ergebnisse der Fadenzugversuche.....	56
3.1.1	Miralene 4/0.....	57
3.1.2	Ethibond 4/0.....	58
3.1.3	Prolene 4/0 .....	59
3.1.4	PDS II 4/0.....	60
3.1.5	Maxon 4/0.....	61
3.1.6	Tendo-loop 4/0.....	62
3.1.7	Vergleich und Bewertung der Fadenzugversuche .....	63
3.2	Reißfestigkeiten der untersuchten Sehnennähte.....	65
3.3	Ergebnisse der Bildsequenzanalyse zu Spaltstabilitäten und Reißfestigkeiten (Nahriß) der untersuchten Sehnennähte.....	67
3.3.1	Bildsequenzanalyse mod. Kirchm./Kl. mit PDS II, PS 2S.....	68
3.3.2	Bildsequenzanalyse Tsuge mit Tendo-loop DRT 18 .....	71
3.3.3	Bildsequenzanalyse Bunnell mit Maxon 2 GR 18 .....	74
3.3.4	Bildsequenzanalyse mod. Kirchm./Kl. mit Miralene DSM 19.....	77
3.3.5	Bildsequenzanalyse mod. Kirchm./Kl. mit Ethibond 2 ST 4 .....	80
3.3.6	Bildsequenzanalyse mod. Kirchm./Kl. mit Prolene PS 2S .....	83
3.3.7	Bildsequenzanalyse mod. Kirchm./Kl. mit PDS V7.....	86
3.3.8	Bildsequenzanalyse Marburger II mit Maxon 2 GR 18 .....	89
3.3.9	Bildsequenzanalyse Marburger I mit Ethibond 2 ST 4 .....	92
3.3.10	Bildsequenzanalyse Marburger I mit PDS II 2 ST 4 .....	95
3.3.11	Bildsequenzanalyse mod. Kirchm./Kl. mit Maxon 2 GR 18.....	98
3.3.12	Bildsequenzanalyse Marburger I mit Maxon 2 GR 18 .....	102
3.3.13	Analyse der ermittelten Ergebnisse .....	105
4	Diskussion.....	108
4.1	Eigenschaften der Marburger Sehnennaht.....	108
4.2	Eigenschaften der untersuchten Nahttechniken.....	109
4.3	Ermittelte Ergebnisse .....	111



<b>4.4</b>	<b>Schlussfolgerungen .....</b>	<b>111</b>
<b>4.5</b>	<b>Klinische Bedeutung und Ausblick.....</b>	<b>113</b>
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>114</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>115</b>
<b>7</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>123</b>

## 1 EINLEITUNG

Die Durchtrennung der Beugesehnen der Hand, insbesondere in der Zone II, stellt eine schwerwiegende Verletzung dar, deren Behandlungserfolg auch unter Berücksichtigung sozioökonomischer Aspekte sehr wesentlich von der Interaktion zwischen operativer und postoperativen Therapie abhängt. Die Naht stellt die Hauptherausforderung zur Wiederherstellung einer durchtrennten Beugesehne dar, sie muss die Stabilität der Sehnenverbindung ohne Beeinträchtigung der Gleitfunktion gewährleisten.

Die sofortige Naht von Beugesehnedurchtrennungen hat sich allgemein in den letzten Jahren mit Erfolg durchgesetzt. Insbesondere unter dem Aspekt einer der primären Beugesehennaht folgenden, sofortigen Bewegungstherapie wurde in zahlreichen Veröffentlichungen nachgewiesen, dass sich sowohl bessere Ergebnisse als auch eine verkürzte Behandlungsdauer ergeben. Als Entwicklungsziel verschiedener Sehnennahttechniken steht in diesem Zusammenhang die Möglichkeit einer frühen Mobilisierung, die durch eine ausreichende Reißfestigkeit der Sehnennaht bei gleichzeitig geringer Spaltbildung gewährleistet sein sollte.

URBANIAK (1975) hat nachgewiesen, dass bei aktiver Bewegung gegen einen moderaten Widerstand eine Kraft von 15 N bis 20 N auf die menschliche Sehne einwirkt. Beim Greifen oder lateraler Bewegung wirkt nach AOIKI ET AL. (1997) eine Kraft von ca. 65 N. Die Zugfestigkeit einer nativen menschlichen Sehne wird mit ca. 90 N/mm<sup>2</sup> angegeben (SEMPLE 1980). Die Zugfestigkeit nativer Schweinesehnen wurde im Rahmen der gegenständlichen Untersuchungen zu mindestens 105 N/mm<sup>2</sup> ermittelt.

Für den maßgeblichen Fall einer genähten Sehne muss jedoch davon ausgegangen werden, dass bei weniger optimalen Voraussetzungen bereits zum Operationszeitpunkt eine gewisse Steifigkeit der Gelenke eingetreten ist, die zusammen mit geringfügigen Verwachsungen und einem - abhängig von der angewendeten Sehnennahttechnik - durch Nahtknoten induzierten Gleitwiderstand in der Sehnenscheide zu einem erhöhten Widerstand führen und damit letztlich von einer etwas größeren Spannung auszugehen ist, die auf die genähte Sehne wirkt.

Die in zahlreichen experimentellen Untersuchungen ermittelten Zugfestigkeiten genähter Sehnen liegen in einer Größenordnung oberhalb der auf die menschliche Sehne einwirkenden Kraft; diese Kraft würde also theoretisch für eine frühe Mobilisation reichen, aber die Sehne wird nach der Verletzung „weicher“, so dass nur noch ein Fünftel der früheren Festigkeit vorhanden sein kann (URBANIAK 1975). Daher sollte die anfängliche Nahtfestigkeit 5-fach größer als 15 N sein, also 75 N betragen. Doch die in der Literatur in der Vergangenheit dokumentierten Versuchen zur Ermittlung einer nur reißfesten Naht sind allein nicht zielführend. Erst in letzter Zeit wird die spaltstabile Sehnennaht auch unter dem Gesichtspunkt der postoperativen frühen Mobilisierung zunehmend gewürdigt (SAVAGE 1985, ROBERTSON & AL-QUATTAN 1992, SILFERVERSKIÖLD & ANDERSSON 1993, TANG 2001); als maßgebenden Faktor für den Heilungserfolg erachten u. a. AOIKI ET AL. (1994) die erzielte Spaltzugfestigkeit, da ein großer Spalt Adhäsionsprozesse mit dem umgebenden Gewebe begünstigt.

Im Rahmen dieser Arbeit werden die Ergebnisse aus Zugversuchen an glatt durchtrennten Schweinesehnen, die mit verschiedenen Nahtmaterialien und den gängigen Nahttechniken für Beugesehnen der Hand genäht wurden, dargestellt und ausgewertet. Hierzu wurden zunächst systematische Versuche zur Ermittlung der Zugfestigkeit verschiedener gängiger Fäden der Stärke 4-0 durchgeführt.

Besonderer Schwerpunkt dieser Arbeit ist die Ermittlung der (Zug)Kraft zum Zeitpunkt der bei allen Nahttechniken eintretenden, unvermeidbaren Spaltbildung an der Kontaktstelle der genähten Sehnenstümpfe. Diesbezüglich sind große Unterschiede sowohl in der Literatur als auch bei den hier untersuchten gängigen Nahttechniken dokumentiert. Das Eintreten der Spaltbildung und das Kraft-/Dehnungsverhältnis wird durch den Messvorgang begleitende videoteknische Aufzeichnungen dokumentiert (Bildsequenzanalyse) und computerunterstützt ausgewertet.

Ziel der Arbeit ist aus den Versuchsergebnissen mit bekannten Nahttechniken und Nahtmaterialeigenschaften eine optimierte bzw. eine neue Nahttechnik zu entwickeln, die sowohl durch entsprechende Nahtfestigkeiten eine frühe postoperative Mobilisierung ermöglicht als auch eine gute Gleitfunktion aufweist sowie durch Erhaltung der Gefäßversorgung der Sehne einen sicheren Heilungsprozess gewährleistet.

## 1.1 Zur Entwicklung der Beugesehnennaht

### 1.1.1 Wesentliche Auszüge aus der Geschichte der Beugesehnennaht

Die ersten Verletzungen eines Nerven oder einer Sehne und deren Folgen werden von dem griechisch-römischen Arzt GALEN VON PERGAMON (129-209), dessen Lehre die Medizin bis in das Mittelalter beeinflusste, beschrieben. Er erläutert die Anatomie der Hand und zählt 30 Gelenke und 118 Sehnenansätze auf und beschrieb die Funktion von Beuge- und Strecksehnen und unterschied deutlich Sehnen von Nerven.

Nach der frühen griechischen Vorstellung würden die Glieder von den im Muskel endenden Nerven gezogen und die Sehne das „*Endneuron*“ darstellen. Dies führte zu dem Glauben, dass nach operativen Eingriffen Schmerzen, Krämpfe und Nekrosen durch Nerven- bzw. Sehnennähte hervorgerufen würden (SARTON 1954). Aus diesem Grund versuchte er, die Sehnenstümpfe durch tiefgreifende Nähte des umgebenden Gewebes in einer „*cum carne*“-Art zu adaptieren, in der Annahme, dass die Naht für den fleischigen Teil der Muskeln ungefährlich sei.

AVICENNA (980-1037), neben ABULKASIM (gest. 1013) der Hauptrepräsentant der arabischen Chirurgie, beschreibt in seinem grundlegenden Werk „*canon medicinae*“ die Behandlung von „*Nerven und dergleichen*“. Er galt bis vor kurzem als der Erste, der Sehnennähte durchgeführt hat, wobei nach BELUSA (1986) aus den Übersetzungen jedoch nicht eindeutig hervorgeht, ob AVICENNA eine Adaptation der Sehne oder der Wunde selbst durchführte; er empfahl bei Verletzungen von „*Nerven und dergleichen*“, diese lediglich mit Weichteilen der Umgebung zu bedecken und die Wunde bei axialem Verlauf mit komprimierenden Heilverbänden zu adaptieren. Raum für Interpretationen ließ die Ungenauigkeit aus der ersten Übersetzung in das Lateinische: „*Wenn die Verletzung der Breite nach besteht, dann bleibt nichts anderes übrig, als sie zu nähen, weil sie sonst nicht (zusammen-) bleibt*“. Dabei war nicht eindeutig klar, ob nur die Wunde oder der Nerv selbst genäht werden sollte. „*Nach einem ausgedehnten Schnitt gezieht es sich, den Nerv zu nähen, weil er leichter verwachsen würde und sich nicht zusammenfügt, außer du nähst ihn*“ so AVICENNA.

In der frühen Renaissance ist die Sehnennaht von Chirurgen der französischen und italienischen Schule, GUY DE CHAULIAC, ROGER VON PARMA sowie WILLIAM VON SALICET (LIT. S. TOWFIGH 1983) wiederentdeckt und praktiziert worden. Bei PARACELsus (1493-1541) finden wir eine erste Beschreibung der Wundheilungsvorgänge einzelner Körpergewebe.

AMBROISE PARE (1510-1590), der „Vater der Kriegschirurgie“ in Frankreich, wie auch der große italienische Chirurg ANDRE DE LA CROCE, empfahlen die primäre Wiederherstellung verletzter Sehnen.

Im Jahre 1718 erschien die erste Ausgabe der „Chirurgie“ VON HEISTER (1683-1758), der neben VON HILDEN (1560-1634) als Begründer einer wissenschaftlichen Chirurgie angesehen wird. Vom Barbiergesellen zum Professor der Chirurgie und Anatomie emporgearbeitet, beschrieb er die Bedeutung von Lokalisation und Art der Sehnenverletzung sowie die primäre und spätprimäre Naht. Die Naht führte er mit einer geraden Nadel mit einem Faden durch, der nicht viel dicker sein dürfte als die Nadel selbst „*damit er der Nadel folgen könne*“. Die distalen Enden des Fadens knüpfte er über einem Lederstückchen zur Schlinge. Am proximalen Ende wurde unter den Knoten ein Stück Leinwand gelegt.

Im 16. und 17. Jahrhundert war die primäre Sehnennaht weit verbreitet, wobei VAN MEEKEREN (1611-1666), auf die Druckunempfindlichkeit der Sehne hinwies und damit die befürchteten Sehnennahtkomplikationen, wie Schmerzen, Nekrosen und Krämpfe abstritt.

ALBRECHT VON HALLER (1708-1777) publizierte 1752 seine Arbeit über die Sensibilität und Irritabilität verschiedener Körpergewebe. Er demonstrierte insbesondere in Fortführung der Arbeiten von VAN MEEKEREN die Insensibilität von Sehnengewebe sowie die angeborene Erregbarkeit von Muskelgewebe. GALEN's Dogma war nun endgültig diskreditiert, die französische Akademie der Wissenschaften erkannte VON HALLER's Werk an und die Sehnennaht wurde zu einer empfohlenen chirurgischen Maßnahme.

Der französische Arzt MISSA führte 1770 die erste Sehnen transplantation durch sowie primäre und sekundäre Strecksehnennähte. 1853 beschrieb SEDILLOT bereits das Prinzip der Ausziehnaht, wie sie Jahrzehnte später von BUNNELL empfohlen würde. VELPEAU (1795-1867) beschäftigte sich mit den

Problemen der verschiedenen Verletzungszonen und mit Begleitverletzungen benachbarter anatomischer Strukturen. Beugesehnnähte im Fingerbereich hielt er wegen der Gefahr von Infektionen und Verwachsungen für kontraindiziert. Wegen der gefürchteten Infektionen beschränkten sich die meisten Chirurgen auf Tenotomie zur Behandlung angeborener Deformitäten oder als sekundäre Wiederherstellungsmaßnahmen. Die Sehnenchirurgie im 19. Jahrhundert war vorwiegend durch Sehnenwiederherstellungen und -transplantationen gekennzeichnet (WATERMANN 1902).

Ein scheinbar unlösbares Problem stellte in allen früheren Arbeiten die Verdickung der versorgten Sehne sowie die Verwachsung und Vernarbung des umgebenden Gewebes dar. In der modernen Beugesehnenchirurgie wurde auf diese Problematik in zahlreichen Publikationen eingegangen und es wurden zahlreiche Lösungsvorschläge unterbreitet. Beispielhaft seien an dieser Stelle die Veröffentlichungen von BIESALSKI (1910), HENZE & MAYER (1915) und MAYER (1916) angeführt.

Mit Beginn des 20. Jahrhunderts wurde dann eine umfassende klinische und experimentelle Ära von LANGE (1900), KIRSCHNER (1909), REHN (1910) und insbesondere von BIESALSKI (1910) eingeläutet, der das Verwachsungsproblem und den Einfluss der Zugspannung auf die Sehnennähte neu überprüfte. LEXER (1912), der auf Grundlage dieser Erkenntnisse und Ergebnisse zur Symbolfigur der freien Sehnen transplantation in Deutschland wurde, betonte insbesondere die Notwendigkeit einer vorsichtigen Nahttechnik und einer frühen Mobilisierung ab dem 6. postoperativen Tag, um Adhäsionen zu vermeiden. Sein Hauptwerk „*Die freien Transplantationen*“ erschien 1924.

KIRCHMAYR (1917) stellt mit seiner Sehnennaht eine grundlegende Technik vor, die noch bis heute, durch zahlreiche Modifikationen in ihrer Anwendungsmöglichkeit erweitert, zu den Standard-Sehnen nahttechniken gehört.

MAYER (1884-1972) hob die Bedeutung der Sicherung der Sehnenspannung beim Transfer, der Erhaltung des Sehnengleitgewebes und der Überwachung der funktionellen Nachbehandlung hervor.

BUNNELL forderte 1918 strenge Asepsis, ein blutleeres Feld und eine schonende Operationstechnik, um Gewebeerletzungen zu vermeiden. 1921 veröffentlichte er Ergebnisse seiner atraumatischen Nahttechnik, die er 1922 als „*Methode der atraumatischen Nahttechnik*“ vorstellte. BUNNELL und die im angloamerikanischen Bereich etablierten Handspezialisten (z. B. BOYES 1950 und PULVERTAFT 1965) konzentrierten sich auf die sekundären Wiederherstellungsmöglichkeiten, wobei BUNNELL selbst immer die primäre Beugesehennaht als die beste Wiederherstellungsmethode bevorzugte; aber eben nur dort, wo die Voraussetzungen gegeben waren. Wegen den teilweise enttäuschenden Ergebnissen nach primärer oder sekundärer Naht, besonders in Zone II, empfahl er, Primärnähte in der Zone II Spezialisten zu überlassen. Er bezeichnete die Zone II als „*no-mans-land*“ und war der Auffassung, dass Beugesehnenverletzungen in diesem Bereich grundsätzlich durch freie Transplantationen behandelt werden sollte. Die Methode beruhte auf einer sekundären Überbrückung des Sehenscheidentunnels durch ein freies Sehnentransplantat, dessen Nahtstellen proximal und distal außerhalb der Beugesehenscheide angelegt wurden. Die damit einhergehende, unvermeidbare Adhäsion mit den Gleitlagern führte zu geringen Funktionseinbußen. BUNNELL propagierte 1940 mit der „*suture at a distance*“ die primäre Naht von Beugesehnen. 1944 folgte die Veröffentlichung seines grundlegenden Werkes zur Handchirurgie. Der Erfolg der hier beschriebenen „*pull-out-wire suture technique*“ wurde von MOBERG 1951 unterstrichen und in den folgenden Jahren weiterentwickelt.

Neben dem vordringlichsten Problem die normale Funktion nach einer Sehnenverletzung der Hand wiederherzustellen, ist unter dem Gesichtspunkt einer guten Gleitfunktion der Sehne die Erhaltung der Blutversorgung unter Vermeidung von Adhäsionen vorrangig.

Aus diesem Grund wurden vor allem seit den 70-er Jahren verschiedene Nahttechniken und Nahtmaterialien entwickelt und mit unterschiedlichem Erfolg erprobt.

Die Fortschritte der letzten Jahrzehnte wurden durch die Vertiefung unseres Wissens um Anatomie, Physiologie und Pathophysiologie des Muskel-Sehnenapparates erreicht. Auf den Gebieten der Grundlagenforschung, der Technik, aber auch der Organisation der Patientenversorgung und der Nachbehandlung bleiben bedeutende Herausforderungen bestehen.

Die besondere Technik der primären bzw. frühsekundären Beugesehennaht, die von KLEINERT (1973) in erster Linie für die durchtrennten Sehnen im problematischen „Niemandsländ“ mit Wiederherstellung beider Fingerbeuger entwickelt wurde, hat die Ergebnisse früherer Methoden auch außerhalb der Zone II verbessert. Die von KLEINERT empfohlene, das Epitenon adaptierende und damit die Sehnenoberfläche glättende, zarte fortlaufende Naht stellt eine Verbesserung dar, hängt jedoch in ihrer Durchführbarkeit und Notwendigkeit nicht nur von der Erfahrung und Sorgfalt des Operateurs, sondern auch vom Verletzungsbild der Sehne ab.

BURG ET AL. 2000 prägen den Begriff „Nichtjedermannsländ“ für die Zone II, der aus Sicht des Handchirurgen wohl den treffenderen Begriff darstellt.

Die von KESSLER (1973) als „*grasping suture*“ bezeichnete, modifizierte Kirchmayr-Naht zeigte insbesondere bei den scheidenführenden, runden Beugesehnen die größte Belastbarkeit und führte aufgrund der parallelen Fadenführung zu einer geringen Dehiszenz der Kontaktstelle der Sehnenstümpfe. Da mit dieser Nahttechnik meist Verwachsungen mit der Umgebung einhergehen, wurden inzwischen Modifikationen dieser Nahttechnik entwickelt. Dabei wurden zunächst die an der Sehnenoberfläche liegenden Knoten in die Kontaktstelle verlegt und heute fern von dieser Kontaktstelle mit nur noch einem in den proximalen Sehnenstumpf versenkten Knoten ausgeführt (ZECHNER ET AL. 1985).

Aufbauend auf den vorgenannten gängigen Sehnennaht-Techniken sind in der Literatur eine Vielzahl von Modifikationen hinsichtlich Nahtführung, Anzahl der parallel verlaufenden Fäden, Variationen der Zirkulärnaht und der Kernnaht, von Nahtmaterial und -stärke sowie unterschiedlichen Untersuchungsbedingungen (in vitro, in vivo) und daraus resultierenden Schwerpunkten beschrieben. Nachfolgend werden die gängigen Sehnennaht-Techniken sowie einige ausgewählte Modifikationen erläutert.



## 1.1.2 Bekannte Nahttechniken der Beugesehen

### 1.1.2.1 Die Kirchmayr-Naht (1917)

„Etwa eine bis anderthalb Sehnenbreiten entfernt vom Stumpfende wird die Nadel so durch die Sehne gestochen, dass sie zwischen mittlerem und äußerem Drittel am Querschnitt austritt. An der entsprechenden Stelle des anderen Stumpfes wird wieder eingestochen und die Nadel so durchgeführt, dass sie symmetrisch zum Einstich im ersten Stumpf am Sehnenrande austritt. Etwa 2 mm nach vorn vom Ausstich wird so wieder eingestochen, dass ein Sehnenbündel umfasst wird und nun wird der Faden quer durchgeführt. In der gleichen Weise sticht man die Nadel der anderen Seite beider Sehnenstümpfe durch, um an der Einstichstelle zu knüpfen“ (KIRCHMAYR 1917).

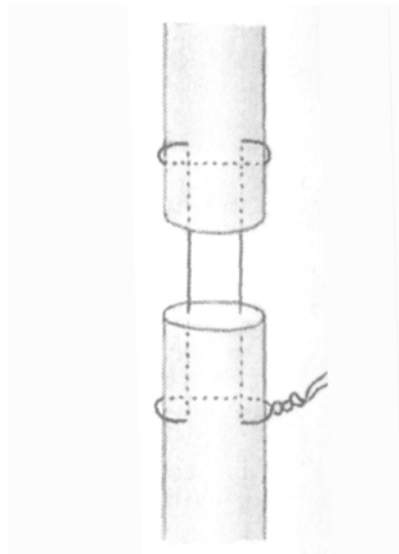


Abbildung 1: Die Kirchmayr-Naht

Die ursprünglich von Kirchmayr angewendete Längsträgernaht wurde u. a. von KLEINERT (1967), IKUTA (1977) und ZECHNER ET AL. (1985) wie folgt modifiziert:

### 1.1.2.2 Modifizierte Kirchmayr-Naht

#### 1.1.2.2.1 nach KLEINERT (1967)

KLEINERT (1967) hat den Knoten an der Durchtrennungsstelle und nicht an der Sehnenoberfläche platziert. Eine Modifikation dieser Technik nach LANZ ET AL. (1979) verstärkt die Verankerung des zentralen Fadens durch doppeltes Fassen eines Sehnenfaserbündels, hinterlässt aber zwei Knoten in der Sehnenquerschnittfläche.

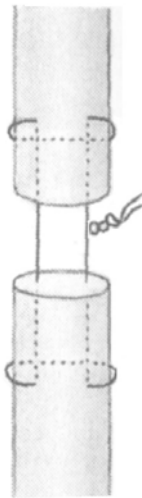


Abbildung 2: Modifizierte Kirchmayr-Naht nach KLEINERT (1967)

#### 1.1.2.2.2 nach ZECHNER (1985)

Um die Distanz zwischen den Sehnenstümpfen durch einen relativ dicken Knoten nicht zu vergrößern hat ZECHNER (1985) den Knoten aus der Schnittfläche herausgenommen und durch eine kleine zusätzliche Inzision in den proximalen oder distalen Stumpf verlagert. Er bezeichnet die Naht als eine Kombination zwischen KLEINERT- und IKUTA-Naht. Die IKUTA-Naht (1977) ist durch das „Versenken“ der außerhalb der Schnittfläche liegenden Knoten mittels einer kleinen Inzision gekennzeichnet. Die Führung der Kernnaht nach IKUTA entspricht nicht der Nahtführung nach KIRCHMAYR.

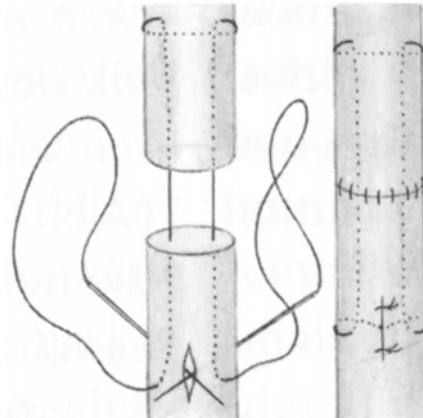


Abbildung 3: Modifizierte Kirchmayr-Naht nach ZECHNER 1985 (aus GELDMACHER & KÖCKERLING 1991)

### 1.1.2.3 Die Kessler-Naht (1973)

Bei dieser Naht werden Randbündel von der Größe eines Viertels des Sehnenquerschnitts „*grasping suture*“ von zwei Fäden doppelt umstochen. Die beiden Knoten liegen sich an der Sehnenoberfläche diagonal gegenüber.

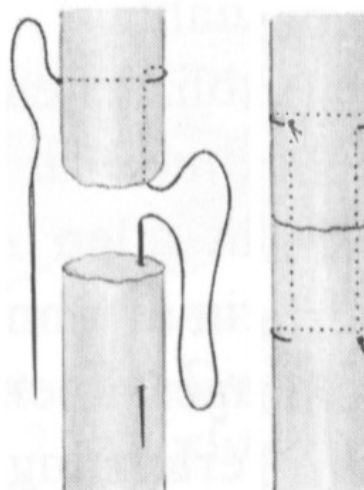


Abbildung 4: Die KESSLER-Naht 1973 (aus GELDMACHER & KÖCKERLING 1991, dem Original entsprechend verändert)

#### 1.1.2.4 Die Tsuge-Naht (1975)

Dies ist die einfachste Form einer Längsträgernaht. Das umschlungene Sehnenbündel kann verschieden dick gestaltet werden.

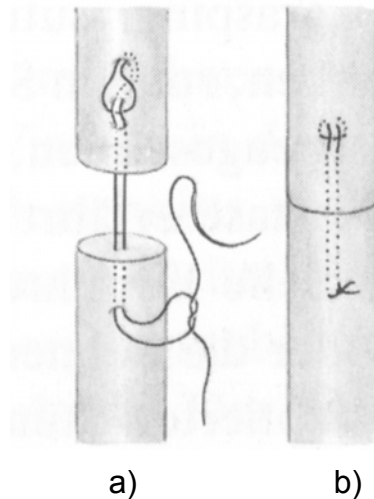


Abbildung 5: Tsuge-Naht, aus GELDMACHER & KÖCKERLING 1991

#### 1.1.2.5 Die Bunnell-Naht (1918)

Diese Naht ist durch zickzackförmiges Durchstechen mit einer kurzen geraden Nadel eines doppelt-armierten Fadens gekennzeichnet (Abb. 13, links). Man kann auch bei dieser Naht zwei doppelt-armierte Fäden verwenden (Abb. 6, rechts).

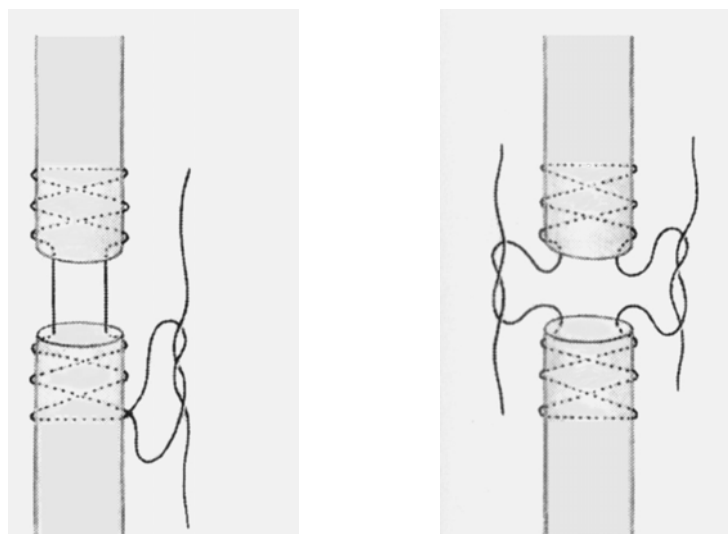


Abbildung 6: Bunnell-Naht, aus GELDMACHER & KÖCKERLING 1991

### 1.1.3 Weitere experimentell dokumentierte Nahttechniken von Beugeschnen

In der Literatur sind umfangreiche Weiter- und Neuentwicklungen von Beugeschnennähten beschrieben und mit biomechanischen Daten aus Experimenten belegt. Nachfolgend werden die in jüngster Zeit veröffentlichten Nahttechniken, die verwendeten Nahtmaterialien sowie wesentliche Versuchsergebnisse vorgestellt:

- *“lateral trap suture”* (KETCHUM 1977)
- *“Becker marginal suture”* (BECKER 1978)
- *“six-strand-Savage-suture“* (SAVAGE 1985)
- *“double-loop locking suture”* (LEE 1990)
- *“interlock suture”* (ROBERTSON & AL-QUATTAN 1992)
- *“external-mesh sleeve”* (SILFVERSKIÖLD & ANDERSSON 1993)
- *“cross-stitch-suture”* (SILFVERSKIÖLD & MAY 1994)
- *“internal and dorsal tendon splint”* (AOIKI ET AL. 1994)
- *“multiple locking-suture”* (TANG ET AL. 2001)

#### 1.1.3.1 Lateral trap suture, (Ketchum 1977)

Bei dieser Nahttechnik werden zwei Seiten der Sehne fixiert. Eine Kernnaht dient der vorübergehenden Fixierung der Sehnenstümpfen und kann die Durchführung der hiesigen Sehnennaht erleichtern. Die Kraft bei Spaltbildung wird mit ca. 17 N, die Kraft bei Bruch mit ca. 53 N angegeben.

#### 1.1.3.2 Marginal suture, (Becker 1978)

Die Becker-Naht entspricht im wesentlichen der Ketchum-Naht. Becker verwendete jedoch Prolene-Fäden der Stärke 7-0 oder 6-0; dies war möglicherweise der Grund der sehr frühzeitigen Nahtbrüche (SAVAGE 1985).

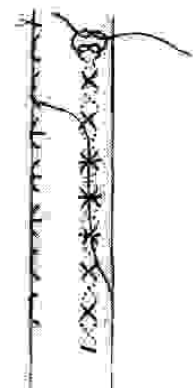


Abbildung 7: Die „Marginal suture“ nach Becker (1978)

### 1.1.3.3 Six-strand-suture, (SAVAGE 1985)

Grundidee des Autors ist, dass eine 1-fache Naht eine 1-fache Zugfestigkeit hat, also hat eine 6-fache Naht die 6-fache Zugfestigkeit. Er untersucht dies am sogenannten „Monsato Tensometer“ mit schrittweiser Erhöhung der Kraft zunächst am Faden und wird bestätigt.

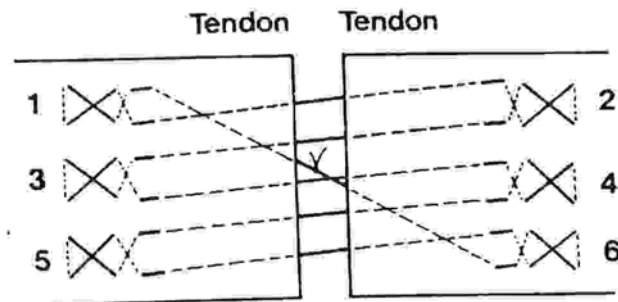


Abbildung 8: Six-strand-suture, (SAVAGE 1985)

Die Ermittlung der Festigkeit bei Spaltbildung und Bruch mit Ethibond 4-0 und Anwendung der SAVAGE-Technik brachte folgende Ergebnisse: Spaltbildung bei 20 N ca. 0,6 mm, bei 40 N 1,2 mm und bei 60 N 2,7, bei ca. 70 N Bruch.

Ein vergleichender Versuch wurde mit folgenden Sehnennaht-Techniken durchgeführt: Sehnennaht-Technik BUNNELL (4-0 Ethibond), KESSLER (4-0 Ethibond), KLEINERT (4-0 Ethibond und 6-0 Ethilon). Die hierbei festgestellten Kräfte bei Spaltbildung und Bruch sind kleiner als bei der SAVAGE-Technik.

Die Ergebnisse weichen etwas von Untersuchungen nach URBANIAK (1975) und KETCHUM (1977) ab; diese hatten ihre Versuche mit dem weitverbreiteten „Istron-Tensometer“ durchgeführt. Dabei wird die Kraft in einem dynamischen Modus an vorgegebenen Verformungsraten ermittelt, wobei die Ermittlung der Spaltbildung sehr schwierig ist.

### 1.1.3.4 Double-loop locking suture, (LEE 1990)

Diese Sehnennaht-Technik ist durch eine sehr aufwändige und komplexe Nahtdurchführung gekennzeichnet. Lee (1990) verwendete Nadeln mit Schlaufenfäden, die zu 4 Verknotungen an den junktierten Sehnenstümpfen führen. Die biomechanischen Versuche mit 3 verschiedenen Fäden der

Stärke 4-0 (Dacron, Ethibond, Supramid) ergeben Bruchfestigkeiten mit dieser Nahttechnik von durchschnittlich 42 N, 37 N und 47 N. Vergleichende Studien der Technik nach Lee mit der Kessler-Naht wurden mit Dacron 4-0 durchgeführt; die Bruchfestigkeit der Lee-Naht betrug 44 N, die der Kessler-Naht 23 N. Spaltfestigkeiten sind in den Studien nicht untersucht worden.

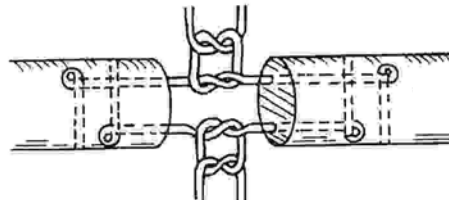
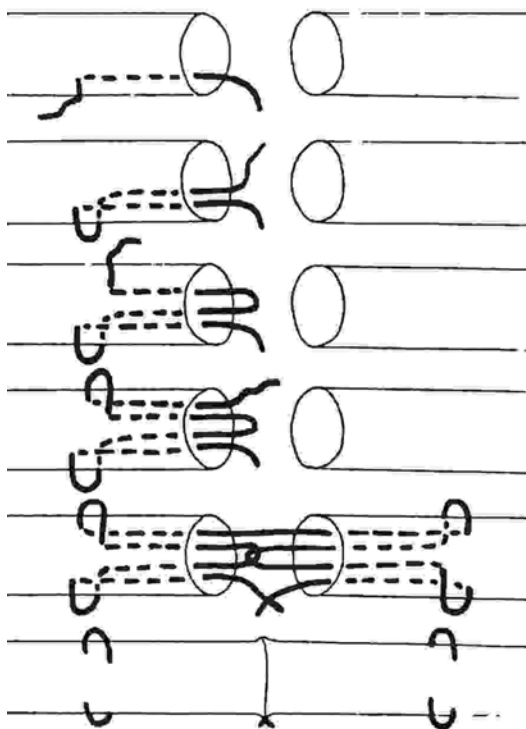


Abbildung 9: „Double-loop locking suture“, (LEE 1990)

#### 1.1.3.5 Interlock technique, (ROBERTSON & AL-QUATTAN 1992)

Die Kernnaht wird mit einem Faden durchgeführt und besteht aus vier längsverlaufenden zentralen Trägernähten (Abb. 17). Es wurden Studien für unterschiedliche Nahttechniken mit jeweils 30 Versuchen u. a. modifizierte Kessler-Naht und der Strickland-Naht durchgeführt. Hierbei wurden Prolene-



Fäden der Stärke 3-0 verwendet. Folgende Mittelwerte der Kraft bei Spaltbildung und Bruch wurden ermittelt: Kessler 22 N / 35 N, Interlock 46 N / 51 N. Der Zeitpunkt der Spaltbildung wurde mittels einer elektrischen Messeinrichtung bestimmt und automatisch die zugehörige Kraft abgelesen. Eine Skizze im Original-Artikel zeigt, dass die Versuchsdurchführung der Interlock-Naht unter Verwendung einer Zirkulärnaht an der Adaptationsstelle erfolgte; möglicherweise sind die ermittelten Kräfte bei Spaltbildung hiervon beeinflusst.

Abbildung 10: „Interlock technique“, (ROBERTSON & AL-QUATTAN 1992)

### 1.1.3.6 External-mesh sleeve (SILFVERSKIÖLD & ANDERSSON 1993)

Ein gewebtes Polyestermaterial von 12 mm Länge und 0,23 mm Stärke (Mersilene-Netz) wird um die zu verbindenden Sehnenenden gelegt; diese werden am Epitenon der Sehne mit Kreuzstichen unterschiedlicher Art unter Verwendung eines Prolene 6-0 Fadens befestigt.

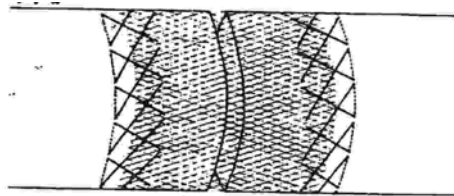


Abbildung 11: „External-mesh sleeve“, (SILFVERSKIÖLD & ANDERSSON 1993)

Bei einer Spaltbreite von 0,2 mm betrug die Kraft 20 N, bei einer Spaltbreite von 1,4 mm betrug die Kraft 60 N. Die Bruchfestigkeit wurde durchschnittlich bei ca. 103 N überschritten; hierbei war der Spalt 4 mm breit. Der Vergleich in dieser Studie mit der modifizierten Kessler-Naht (Ethibond 4-0) zeigt, dass diese bereits bei einer Kraft von 5 N einen 1,2 mm breiten Spalt und bei 20 N einen 4,7 mm breiten Spalt aufwies. Die Bruchfestigkeit der mod. Kessler-Naht wird mit ca. 27 N angegeben; hierbei wurde eine Spaltbreite von 4,7 mm gemessen. Die Versuche wurden mit dem Instron-Tensiometer und einer Versuchsgeschwindigkeit von 20 mm pro Minute durchgeführt und per Video die Spaltbildung aufgezeichnet..

### 1.1.3.7 Cross-stitch-suture (SILFVERSKIÖLD & MAY 1994)

Es handelt sich hierbei um eine Kombination aus einer modifizierten Kessler-Naht mit Ethibond 4-0 Fäden und epitendinalen, circumferentialen Kreuzstichen mit Prolene 6-0 Fäden, die die Sehnenstümpfe verbinden. Ergebnisse zu Spalt- und Bruchfestigkeit liegen nicht vor; in SILFVERSKIÖLD & ANDERSSON (1993) wurden diese Werte nur für die Kreuzstich-Naht alleine (ohne mod. Kessler-Naht) ermittelt.

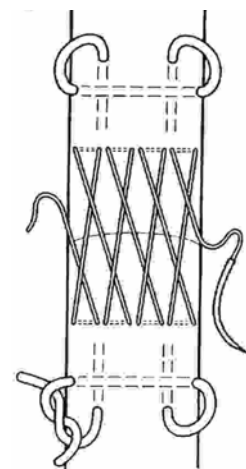


Abbildung 12: „Cross-stitch-suture“, (SILFVERSKIÖLD & MAY 1994)



### 1.1.3.8 Internal and dorsal tendon splint, (AOIKI ET AL. 1994)

Bei der „*internal tendon splint*“-Technik wird ein ca. 1 cm langer transversaler Schlitz proximal und distal des Sehnenpaltes vorgenommen. In diesen wird eine Schiene mit den Maßen 5 x 18 x 0,22 mm (Dacron) eingelegt und mit Ethibond 4-0 Faden vernäht. Eine epitendinale 6-0 Prolene Zirkulärnaht wird gesetzt.



Abbildung 13: „*Internal tendon splint*“, (AOIKI ET AL. 1994)

Bei der „*dorsal tendon splint*“ Technik wird eine zweistreifige SAVAGE-artige Naht als Kernnaht mit Ethibond 4-0 gesetzt, die beide Sehnenstümpfe verbindet. Eine Schiene mit den Maßen 5 x 18 x 0,22 mm (Dacron) wird dorsal an der Sehnenoberfläche befestigt. Eine epitendinale 6-0 Prolene Zirkulärnaht wird gesetzt.

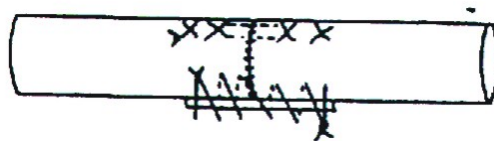


Abbildung 14: „*Dorsal tendon splint*“, (AOIKI ET AL. 1994)

Über die vorgenannten Sehnennaht-Techniken liegen keine Angaben zu deren Spalt- und Bruchfestigkeit vor; die Versuchsergebnisse beziehen sich auf vergleichende Untersuchungen zur „Arbeit des Beugers“. Da nach Beugesehnenwiederherstellungen oftmals der Widerstand gegen das Sehngleiten an der Nahtstelle vor allem bei Nahttechniken, die mehrfache Nahtstreifen oder mehr Nahtmaterialien verwenden, wächst (Aoiki et al. 1995). Die zunehmende „Reibung“ kann als „Arbeit des Beugers“ (work of flexion) im Labor an menschlichen Leichen-Händen und den dort postmortal genähten Beugesehnen gemessen werden. Bei Beugesehnennähten der Zone II genäht nach mod. KESSLER beträgt die Arbeit des Beugers 4,8 %, nach BECKER 6,5 %, nach SAVAGE 10,9 %, nach AOIKI „*internal tendon splint*“ 19,3%, nach AOIKI mit „*dorsal tendon splint*“ 16,2% sowie mit der „*mesh-sleeve*“-Naht nach SILFVERSKIÖLD 44,3%.

Die meisten Studien betrachten allein die Zugfestigkeit als maßgebend für eine optimale Nahttechnik; obwohl dies wichtig ist, ist auch der Widerstand gegen das Gleiten mit zu berücksichtigen (AOIKI ET AL. 1995).

### 1.1.3.9 Multiple locking-suture, (TANG ET AL. 2001)

Eine dreifache Kernnaht mit Schlaufenfaden (Kono Company 4-0) bildet das Grunddesign der Nahttechnik. Die Zirkulärnaht (Ethilon 5-0) wird optional fortlaufend, als Kreuzstich oder „Halsted“ ausgeführt.

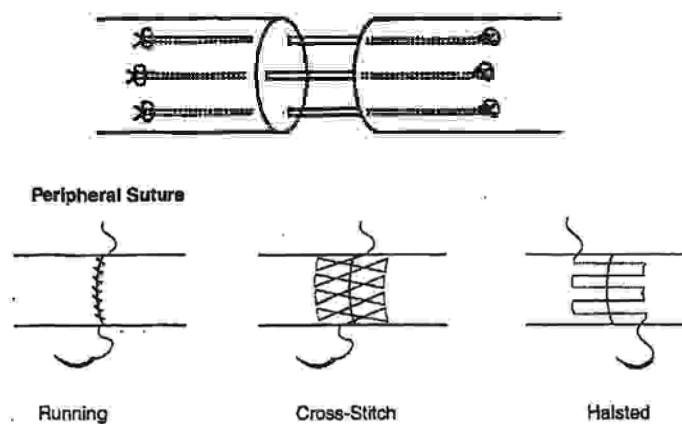


Abbildung 15: „Multiple locking-suture“, (TANG ET AL. 2001)

Vergleichende Untersuchungen mit einer modifizierten Kessler-Naht (Ethilon 3-0) und den gleichen Variationen der Zirkulärnaht (Ethilon 5-0) ergeben folgende Messergebnisse:

Nahttechnik	2 mm Spalt [N]	Bruch [N]	E-Modul [N/mm]
Kessler + fortlaufend	23,4	28,2	6,2
Kessler + Halsted	46,8	68,0	7,7
Kessler + Kreuzstich	61,9	82,2	7,4
Tang + fortlaufend	43,7	55,5	7,5
Tang + Kreuzstich	71,9	94,6	9,2
Tang + Halsted	86,6	116,8	10,0

Die Versuche wurden an einem Instron-Tensiometer mit einer konstanten Geschwindigkeit von 25 mm pro Minute durchgeführt. Auffallend sind hier die im wesentlichen durch die zusätzlichen Zirkulärnähte erzielten hohen Spaltzug- und Bruchfestigkeiten. An dieser Stelle sei an die Untersuchungen von LOTZ ET AL. 1998 verwiesen, wonach die Kernnaht und die Zirkulärnaht eine ungleiche Kraftverteilung von ca. 1/3 zu 2/3 der Gesamtkraft aufweisen. Allein die tiefere Einbindung der peripheren Naht in das Epitenon der Sehne verursachte eine um ca. 20 Prozent vergrößerte Kraftaufnahme gegenüber der oberflächennah gesetzten Periphernaht.

## 1.2 Morphologie der intakten Sehne

Grundsätzlich werden drei Arten von Bindegewebe unterschieden:

- zugelastische netzbildende Fasern
- biegeelastische Retikulinfasern
- zugelastische Kollagenfasern

Von diesen Bindegewebsarten richten sich nur die zugelastischen Kollagenfasern bei Zugbeanspruchung zu straffem, parallelfaserigem Bindegewebe aus, das in Form von Sehnen oder Aponeurosen der Kraftübertragung vom Muskel auf die Skeletteile dient. Kollagenfasern haben, abhängig von der Zahl der in ihr enthaltenen Kollagenfibrillen, einen Durchmesser von 1-20  $\mu\text{m}$  und können eine Kraft von 0,6 - 1  $\text{N}/\text{mm}^2$  tragen.

Sehnen, die in osteofibrösen Sehnenscheiden unter den fibrösen Ringbändern einem erhöhten Druck ausgesetzt sind, sind durch kürzere Fibrillen gekennzeichnet, die sich wechselnden Druckverhältnissen bei Bewegung gut anpassen können. Der Gehalt an Glykoproteinen ist hier im intrazellulären Raum wesentlich höher als auf der druckabgewandten Seite. Für den Stoffwechsel der Grundsubstanzen zeichnen sich die weniger aktiven Fibrozyten verantwortlich, die selbst keine Fasern bilden können und in Reihen zwischen den dicht gepackten Fasern des reifen Sehnengewebes liegen.

Die Struktur von Sehnenfasern gliedert sich von der kleinsten Einheit aus wie folgt (Abb. 1):

1. Primärbündel bestehen aus mehreren Sehnenfasern und werden von zarten Bindegewebssepten, dem Endotendineum, umschlossen.
2. Sekundärbündel bestehen aus mehreren Primärbündeln und werden vom Peritendineum umschlossen.
3. Mehrere Sekundärbündel werden durch das Epitendineum umschlossen und gehen in scheidefreien Sehnen in das Paratendineum über.

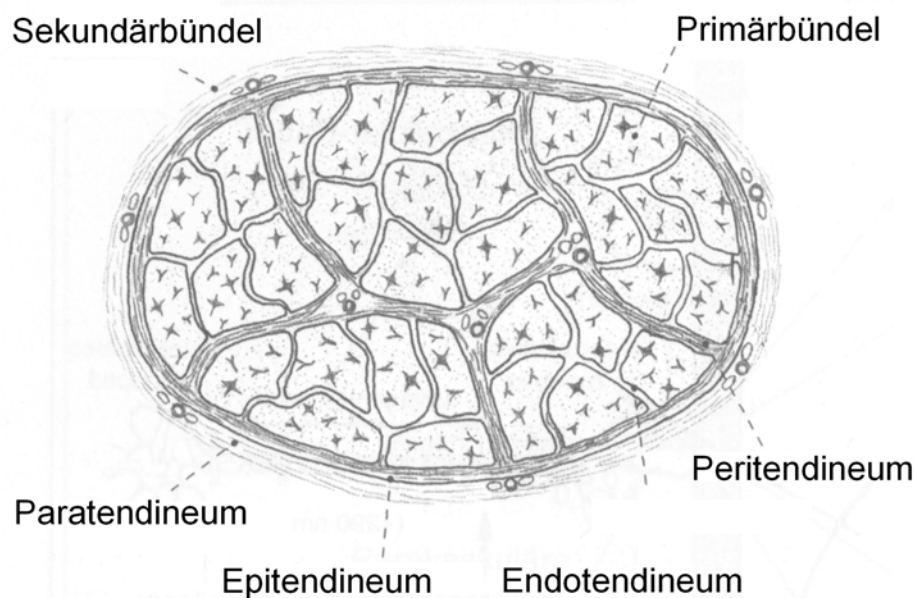


Abbildung 16: Struktur einer Sehnenfaser, aus GELDMACHER & KÖCKERLING (1991)

Das wasserspeichernde, massenmäßig gegenüber dem Peri- und Paratendineum kleinere Endotendineum ermöglicht als Verschiebeschicht den Gleitmechanismus innerhalb der Sehne. Ein wesentlicher Vorgang ist dabei die Verringerung der Reibungskräfte. Sehnen, die über Knochen oder Gelenke verlaufen oder in osteofibrösen Kanälen gleiten bzw. deren Richtung an einem Hypomochlion geändert wird, können durch das Paratendineum nicht ausreichend vor Druck und Reibung geschützt werden. Diese Funktion wird durch synoviagefüllte, wasserkissenartig abpolsternde

Hohlräume (Schleimbeutel, Bursae), Sehnenscheiden und auch durch Sesambeine (verknöcherte Sehnenabschnitte) erfüllt.

Sehnenscheiden und Schleimbeutel besitzen eine derbe Außenschicht aus scherschraffiert angeordneten straffen Kollagenfaserzügen und einen inneren, niedrigen, aus Bindegewebe hervorgegangenen, endothelartigen Zellverband. Dieser Zellverband umhüllt die Sehne mit jenem dem Epitendineum aufliegenden viszeralen Blatt und kleidet die straffe faserige Außenschicht mit dem parietalen Blatt aus. Beide werden zusammen als Synovialis bezeichnet. Diese Synovialis produziert einen mukopolysaccharidartigen Gleitfilm, die Synovia, die ein fast reibungsloses Gleiten der Sehne wie ein Kolben in einem Zylinder erlaubt.

Die Zellen der Synovialis sind nicht nur zur Phagozytose befähigt, was im Verlauf posttraumatischer Vorgänge von wesentlicher Bedeutung ist. Die von ihnen produzierte Synovia hat darüber hinaus auch noch fibrinolytische wie auch nutritive Eigenschaften. So konnte LANG (1963) auch an den Vincula der Fingerbeugesehnen vaskularisierte Synovialzotten nachweisen, die dieser Aufgabe dienen.

Das parietale Blatt der Synovialschicht geht in längeren Sehnenscheiden mit einer längs verlaufenden Umschlagfalte auf das viszerale Blatt über und beinhaltet Nerven, Blut und Lymphgefäße (Mesotendineum)

Das Mesotendineum kann zu zarten Einzelbändchen zurückgebildet sein (Vincula an Fingerbeugesehnen) oder bei kurzen Sehnenscheiden auch ganz fehlen (Sehne des M. tibialis posterior), so dass das äußere Blatt die Sehne mit ihrem viszeralen Blatt ohne Zusammenhang dieser Beiden röhrenförmig umgibt.

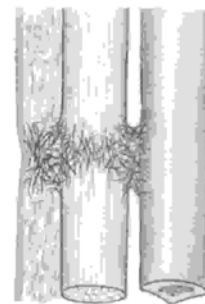
Die Enden der Sehnenscheiden sind verschlossen, Epitendineum und parietales Blatt gehen in kuppenförmigem Bogen (Plica simplex) oder bei größerem Bewegungsausmaß der Sehne mit einer sich entfaltenden Duplikatur (Plica duplicata) ineinander über. In der Sehnenscheide, die lediglich eine funktionelle Adaptationsform darstellt, um ein reibungsloses Gleiten in sich ändernden Verlaufsrichtungen zu ermöglichen, bewegt sich die Sehne nicht mehr als im Paratendineum.

### 1.3 Sehnenheilung

Die Kenntnis der speziellen Sehnenheilung ist im wesentlichen den modernen feingeweblichen Untersuchungsmöglichkeiten und Apparaturen zu verdanken. Die Forschungsergebnisse zeigen, dass zur Wiederherstellung der Funktion einer durchtrennten Beugesehne nicht nur die Überbrückung des Defektes unter Erlangung einer hohen Zugfestigkeit, sondern auch eine ausreichende Verschieblichkeit der Sehnennarbe in der intakten Sehnenscheide erforderlich ist. Man unterscheidet dabei zwei Heilungskonzepte:

- die **extrinsische Heilung** (ADAMS 1820-1900)
- die **intrinsische Heilung** (PAGET 1814-1899)

Das Konzept der extrinsischen Sehnenheilung unter ausschließlicher Beteiligung von außen, z. B. aus der Sehnenscheide eingewanderter Zellen und notwendiger Ausbildung von passageren Verwachsungen der Umgebung, wurde durch das Konzept der intrinsischen Sehnenheilung ergänzt.



Die intrinsische Sehnenheilung wird auf die Fähigkeit der Tenozyten des Endotenons zur Proliferation, Migration und zur Kollagensynthese zurückgeführt.

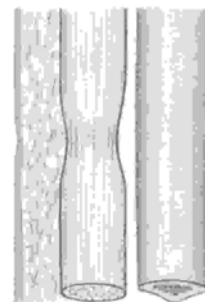


Abbildung 17: Extrinsische (oben) und intrinsische (unten) Sehnenheilung, modifiziert nach LANZ 1983 und LUNDBORG ET AL. 1978

Ob die Sehnenheilung überwiegend extrinsisch oder intrinsisch verläuft, hängt im wesentlichen vom Ausmaß der Verletzung der umgebenden Gewebsstrukturen, von der Defektstrecke zwischen den Sehnenstümpfen, von der Intaktheit der zuführenden Durchblutungsquellen und davon ab, ob es sich um eine scheidenführende oder scheidenfreie Sehne handelt. Grundvoraussetzung ist hierbei eine exakte Diagnostik und Indikation, die Kenntnis der Anatomie und Beherrschung der atraumatischen

Operationstechnik sowie personelle und apparative Gegebenheiten (REIL 1985).

Tabelle 1: Gegenüberstellung des unterschiedlichen Heilungsverlaufes bei kleinen und größeren Sehnenlücken (nach GELBERMAN ET AL 1985, aus GELDMACHER 1991)

<b>Heilungs- verlauf</b>	<b>kleinerer, gut adaptierter Spalt</b>	<b>größerer, nicht gut adaptierter Spalt</b>
<b>nach 3 Tagen</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- zahlreiche Erythrozyten, Makrophagen und andere Entzündungszellen füllen den Reparaturspalt aus</li> <li>- parallele Fibrinstränge überbrücken die Nahtoberfläche unter Einschuss von Fibrinklumpen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- ebenfalls Erythrozyten, Makrophagen und Entzündungszellen vorhanden</li> <li>- keine Fibrinstränge und Fibrinklumpen vorhanden, die den Defekt überbrücken</li> </ul>
<b>nach 7 Tagen</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- kleine Proliferationen des Epitenons</li> <li>- trotzdem Einwanderung von Epitenonzellen in die Reparaturstelle</li> <li>- starke Reaktion des Endotenons</li> <li>- zahlreiche Kollagenfasern füllen den Defekt aus</li> <li>- Revaskularisation bereits erfolgt</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- fibröse Stränge überbrücken den Defekt als Gerüst für einwandernde Epitenonzellen</li> <li>- Epitenonzellproliferation und Differenzierung in makrophagenähnliche Zellen, die in den Defekt von den Rändern und von der Mitte des Spaltes aus einwandern</li> <li>- Einwanderung weiterer Entzündungszellen</li> <li>- Gefäßentwicklung: Erythrozytenklumpen, die von Fibrinsträngen und Fibroblasten umgeben sind</li> </ul>
<b>nach 10 Tagen</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Proliferation der Epitenonzellen ist immer noch minimal</li> <li>- Heilung durch Zellen des Endotenons</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- weitere Proliferation der Fibroblasten des Epitenons, Kallusbildung</li> <li>- Gefäßentwicklung: die einfache Vorstufen des 7. Tages sind mit undifferenzierten Endothelzellen ausgekleidet</li> </ul>
<b>nach 14 Tagen</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- geringe Epitenonproliferation und keine Narbenbildung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Proliferation des Epitenons bildet später eine Narbe im Reparaturspalt aus</li> </ul>

Die extrinsische Sehnenheilung tritt bevorzugt ein, wenn es zur größeren Spaltbildung zwischen den Sehnenstümpfen kommt, das Gleitlager beschädigt ist und/oder eine lange Ruhigstellung der Sehne erfolgt.

Ob eine Sehnenheilung vorwiegend extrinsisch oder intrinsisch verläuft, ist zudem abhängig von der gewählten Nahttechnik. Dies trifft insbesondere nach Verletzungen im Bereich von Sehnenscheiden-Gleitkanälen in der Zone II der Langfinger zu.

Die Synovia hat sowohl nutritive als auch fibrinolytische Eigenschaften. Das heißt, sie müssen einerseits als konservierend und nicht regenerierend aufgefasst werden, andererseits verhüten sie Verwachsungen der Sehnenwunde und der Umgebung im Peacock'schen Sinne „Eine Wunde – eine Narbe“. Dies kann nur erreicht werden, wenn die möglichst wenig traumatisierte Sehnenoberfläche durch eine synoviaproduzierende Synovialmembran von der Wundfläche der Umgebung abgeschirmt ist.

Aufgrund der anatomisch gegebenen Situation kann der Stoffaustausch nur noch intrinsisch über die Gewebsspalten zwischen den Sehnenbündeln erfolgen. Eine intrinsische Sehnenheilung ist deshalb nur dann zu erwarten, wenn die Sehnenstümpfe vaskularisiert sind oder revaskularisiert werden. Eine optimale Adaptation der Sehnenstümpfe bis zum Abschluss der Heilung der Sehnenwunde muss gewährleistet werden.

Die Verhinderung extrinsischer Heilungsvorgänge und damit der Ausbildung von Verwachsungen, die das Gleitvermögen der genähten Sehne verhindern oder blockieren, erfordert eine glatte, wenig traumatisierte Sehnenoberfläche.



## 1.4 Ernährung und Blutversorgung der Sehne

Für die Sehnenchirurgie ist die Vaskularisation von besonderer Bedeutung. Lange Zeit wurde angenommen, dass die Sehnen keinerlei Blutversorgung aufweisen. Zwar wiesen schon WOLLENBERT (1905), ARIA (1907) und RAV (1914) auf eine Gefäßversorgung hin, doch erst MAYER (1916) bewies ihr Vorhandensein.

Mit der gewählten Sehnennaht-Technik und den damit einhergehenden Randbedingungen der Nahtführung wird somit bereits entscheidend der spätere Heilungsprozess bzw. -erfolg beeinflusst. Durch die Fadenführung dürfen wesentliche Gefäße nicht stranguliert werden und insbesondere bei den Beugesehnen dürfen das dorsale gefäßtragende Epitenon und das axial dorsale Längsgefäß nicht gefasst werden. Nahttechniken, die i. w. die blutgefäßfreien Bereiche der Sehne beanspruchen, begünstigen somit auch einen frühen Heilungserfolg. Im Zusammenhang mit einer Nahttechnik, die (im Falle einer vollständigen Durchtrennung der Sehne) die Spaltbildung wesentlich reduziert, sind daher optimale Voraussetzungen für die Revaskularisation bei früher postoperativer Mobilisation gegeben.

Die Ernährung der intakten Sehne erfolgt durch vaskuläre Anteile, aber auch durch Diffusionsvorgänge über die Synovialflüssigkeit. Die Gefäßversorgung erfolgt im proximalen Bereich von ihrem Muskelsprung aus, distal vom periostal knöchernen Ansatz her und strahlt bei scheidenfreien Sehnen vom umgebenden Paratendineum ein.

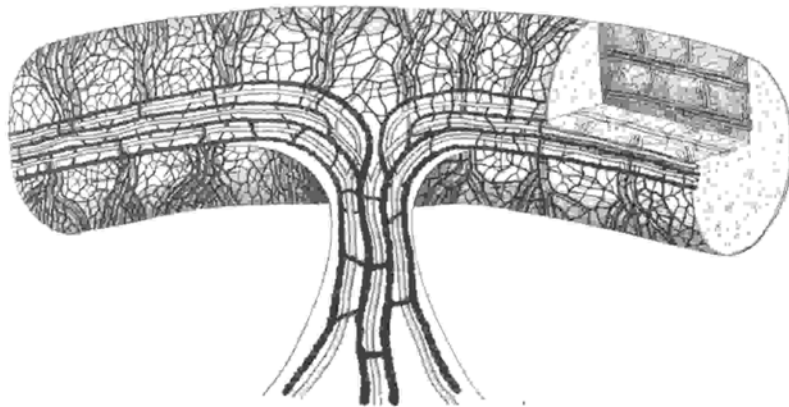


Abbildung 18: Blutversorgung und Lymphgefäße einer Beugesehne (nach mikroskopischer Präparation von SETTI & VERDAN, 1976)

Allgemein ist festzustellen, dass in Sehnen Abschnitte mit einer guten Vaskularisation mit solchen Abschnitten, die von einer eher spärlichen Blutversorgung geprägt sind, abwechseln.

Bei scheidenführenden Sehnen erreichen die Gefäße das Epiendineum über das der rückabgewandten Seite längsverlaufende Mesotendineum oder über die Vincula (Abb. 20). Von dem im Epiendineum zunächst längs orientierten und quer verbundenen, hauptsächlich in dem rückabgewandten Teil der Sehne verlaufenden Gefäßsystem aus, ziehen feine Äste im Endotendineum zu den in ihrem Inneren gefäßfreien Primärbündel, welche sie als dichtes Netzwerk umhüllen.

Die Kapillarschlingen liegen im Endotendineum. Jede Arteriole und Arterie wird rückläufig jeweils von zwei Venolen bzw. Venen begleitet, die häufig miteinander kommunizieren.

Besonderer Erwähnung bedarf die Blutgefäßversorgung der Beugesehnen im Bereich der Hand und Finger, da sich aus den dort gegebenen anatomischen Verhältnissen bedeutsame Konsequenzen für die operative Wiederherstellungstechnik und die Probleme der Sehnenheilung ergeben.

Im Unterarmbereich erfolgt die Blutzufuhr zunächst vom zugehörigen Muskel her, von dem Gefäße auf die Sehnen übergehen und das longitudinale epi- und intratendinöse Gefäßsystem bilden. Am muskulotendinösen Übergang teilt sich ein von außen kommendes Gefäß in zwei Äste auf, von denen einer in die Sehne, der andere zum Muskel zieht. Diese Quelle speist nur das proximale Drittel der Sehne. Gefäße des Paratendineums treten im weiteren Verlauf hinzu.

Am zweiten bis fünften Finger reduziert sich die peritendinöse Gefäßzufuhr im scheidenführenden Karpalbereich auf das längs verlaufende Versorgungsband des Mesotendineums. Nach dem Austritt aus dem Karpalkanal gleiten die nun scheidenlosen Sehnen mit einem reichlich vaskularisierten Paratendineum, das seine Zuflüsse nach POISEL & GABER (1985) zu 62,5 % aus dem oberflächlichen und zusätzlich nur 37,2 % aus dem tiefen Hohlhandbogen erhält. Eine von Finger zu Finger variable Anzahl von Gefäßen erreicht direkt oder indirekt über Mm. lumbricales das Peritendineum externum. Sie verzweigen sich auf der Sehnenoberfläche zu

einem verschieden ausgeprägten, weitmaschigen, in Längsrichtung verlaufenden Anastomosennetz, das Äste in das intratendinöse System abgibt.

Entsprechend der Sehnenlänge weisen die Flexorsehnen des Mittelfingers die meisten, die des kleinen Fingers die wenigsten Zuflüsse auf. Während in der Hohlhand die intrinsischen Gefäße der Sehnen über das gesamte Sehneninnere verteilt sind, ist die starke Vaskularisation des Peritendineum externum auf der palmaren Seite der Sehne besonders ausgeprägt.

Im digitalen Sehnenscheidenbereich der Langfinger unterscheidet man ein proximales und ein distales Blutversorgungssystem. Bis in Höhe der proximalen Phalanx findet man bei beiden Beugesehnen das intratendinöse longitudinale, palmar verlaufende Gefäßsystem aus der Hohlhand. Zusätzliche Gefäße treten an der Umschlagsfalte der Sehnenscheide in den proximalen Abschnitt der Sehnen ein (proximales System). Distalwärts nimmt dann die Zahl der Gefäße in den Sehnen stark ab.

Nach einer nur relativ gering durchbluteten Strecke wird die Ernährung auf der dorsalen von Gefäßen übernommen, die die Sehne über die Vincula tendinea erreichen (distales System). Starkem Druck ausgesetzte Stellen der Palmarseite der Sehne sind avaskulär und werden nur durch Diffusion aus der Synovialflüssigkeit ernährt. Sehnen, die von synovialen Gleiträumen umgeben sind, weisen somit eine duale Ernährung auf. Während zentrale und druckabgewandte Bereiche von Blutgefäßen versorgt werden, erfolgt die Ernährung in den oberflächlichen Bezirken vorwiegend über die Synovialflüssigkeit. Die dort durch Bewegung entstehenden Kompressionskräfte erzeugen dabei einen „Melkeffekt“, der erst die Diffusion in die durch Fibrillenstruktur und Zusammensetzung der Grundsubstanzen aufnahmebereiten Intrazellulärräume möglich macht. Ohne Bewegung ist die Ernährung des Sehngewebes in diesen avaskulären Gebieten gefährdet, was sich für die Sehnenheilung äußerst negativ auswirkt.

ARMENTA & LEHRMANN (1980) beschreiben drei bis sieben Vinculae, die die Sehne von dorsal erreichen. Zahl, Anordnung und Länge der Langfinger-Vincula sind jedoch sehr variabel und weisen alle möglichen, von Finger zu Finger der selben Hand verschiedene Mischformen auf. Die wichtigsten Kombinationen wurden u. a. von LUNDBORG ET AL. (1977) dargestellt.

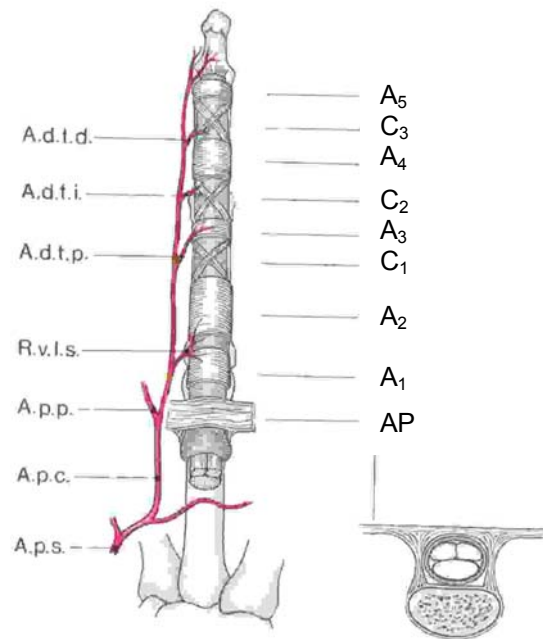


Abbildung 19: Das Flexionssystem der Langfinger und seine Gefäßversorgung, modifiziert nach SCHNEIDER & HUNTER 1982

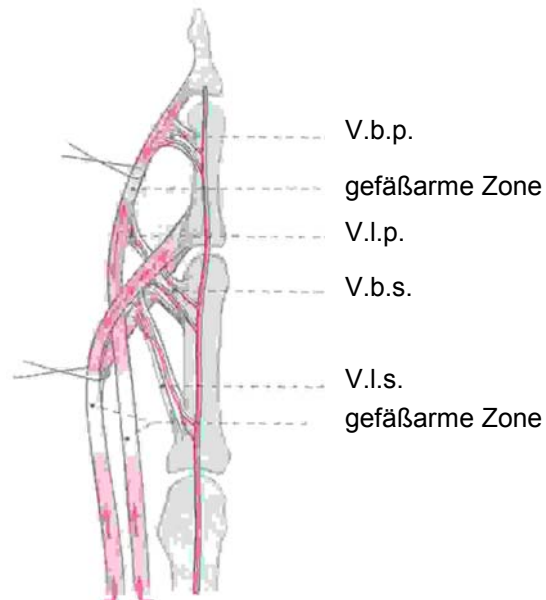


Abbildung 20: Gefäßversorgung der Langfinger-Beugesehne, modifiziert nach LUNDBORG ET AL., 1977

Zwischen radialer und ulnarer Fingerarterie bestehen vier Querverbindungen in Form von Arterienbögen, die Äste an den Knochen, an die Sehnen-  
scheide

und an eine dazugehörige Vinculagruppe abgeben. Auf diese Weise wird jedem Arterienbogen eine Vinculagruppe ( $V_1$ - $V_4$ ) zugeordnet. Man unterscheidet lange, dünne Vincula (Vincula longa) und kurze, dicke Vincula (Vincula brevia). Das  $V_1$ -Vinkulum versorgt die Superfiszialsehne proximal des Chiasma tendineum (Decussatio Camperi) durch Blutgefäße aus dem ersten Arterienbogen und ist unter dem zweiten Ringband lokalisiert. Es kann paarig oder auch einzeln in Form eines langen oder kurzen Vinculums auftreten.

Am Zeigefinger findet man meist lange Vincula und am kleinen Finger in der Regel kurze Vincula. In manchen Fällen könne sie sogar gänzlich fehlen. Gelegentlich verbindet das  $V_1$ -Vinkulum die Superfiszialis- mit der Profundussehne und bildet somit eine Anastomose zwischen den Gefäßsystemen.

Etwa 1 cm proximal des PIP-Gelenkes entspringt das  $V_2$ -Vinkulum, ein starkes, kurzes Band, welches in der Superfiszialsehne im Chiasmabereich inseriert. In 80 % der untersuchten Finger perforiert ein Ast die oberflächliche Sehne und erreicht die tiefe Sehne als langes Vinkulum. Ist  $V_1$  kurz, kann es zusammen mit  $V_2$  ein Vinkulum bilden und Blutgefäße von beiden Arterienbögen enthalten.

Das  $V_3$ -Vinculum ist sehr dünn und lang mit ebenfalls dünnen Gefäßen, die manchmal obliteriert sein können. Es ist 1 cm distal der  $V_2$ -Region in der Mitte zwischen PIP- und DIP-Gelenk lokalisiert und versorgt die Profundussehne. Man findet es nur bei etwa der Hälfte der Finger. Bei grundsätzlich allen Fingern tritt das  $V_4$ -Vinkulum in kurzer, pyramidaler Form auf. Es entspringt 1 cm proximal des DIP-Gelenkes und enthält eine bis zwei Arterien. Fälschlicherweise wird  $V_4$  aufgrund seiner Stärke und Lokalisation oft mit einem Stück inserierender Sehne verwechselt.  $V_1$ -breve,  $V_2$  und  $V_4$  können eine durchtrennte Superfiszialsehne ( $V_1$ ,  $V_2$ ) und eine durchtrennte Profundussehne ( $V_4$ ) vor dem Zurückrutschen in die Hohlhand schützen.

Da die Reichweite der durch die Vincula eintretenden Gefäße nach proximal und distal nicht sehr groß ist, entstehen zwischen den Vincula gefäßarme Strecken, die ebenso wie die Palmarseite der Sehne vorrangig durch Diffusion ernährt werden.

Die Blutversorgung der langen Daumenbeugesehne entspricht vom muskulotendinösen Ursprung bis in Höhe des Handgelenkes derjenigen der Langfingerbeugesehnen. Auf Höhe des Caput radii und des Os scaphoideum fanden AZAR ET AL. (1983) zwei Arterienäste, die von der Begleiterarterie des N. medianus stammen und die Daumenbeugesehne unter dem Retinaculum flexorum sowie proximal davon von ihrer palmaren und ulnaren Seite her versorgen ( $V_1$ ,  $V_2$ ).

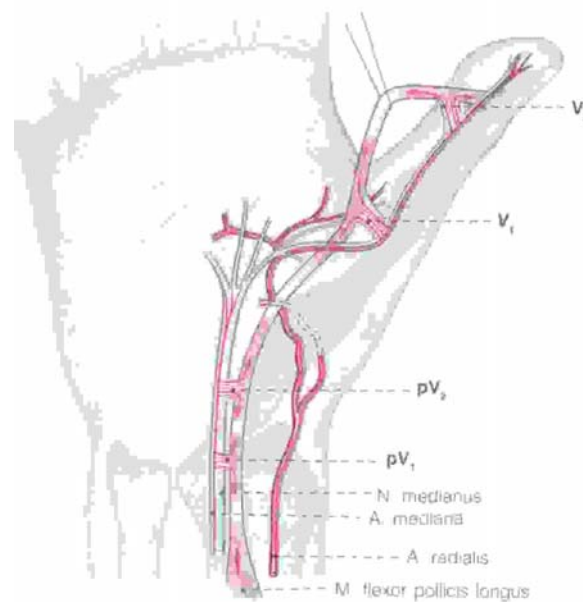


Abbildung 21: Gefäßversorgung der Flexor-pollicis-longus-Sehne über die proximalen Vincula  $pV_1$  und  $pV_2$ , im distalen Abschnitt über die Vincula  $V_1$  und  $V_2$ , dazwischen gefäßarme Versorgung (modifiziert nach AZAR ET AL. 1983)

Im Thenarbereich wird das gefäßreiche Peritendineum externum in den meisten Fällen aus zwei Quellen gespeist: zum einen durch proximale Äste aus dem R. Palmaris superficialis (oder aus der A. digitalis palmaris communis I), direkt nach Austritt der Sehne aus dem Karpalkanal, und zum anderen durch distale Äste aus der A. princeps pollicis (oder aus der A. digitalis palmaris propria pollicis), kurz vor dem Eintritt in die Sehnenscheide. Etwa in der Mitte des Os metacarpale I fand sich bei 20 % der untersuchten Daumen ein zusätzlicher mittlerer Zufluss von der A. princeps pollicis oder in der A. digitalis palmaris propria. Die gefäßreiche Schicht liegt hier auf der ulno-dorsalen Seite der Sehne. Im distalen Sehnenscheidenbereich wird die

Sehne des M. pollicis longus in ihrem weiteren Verlauf von der Vincula versorgt.

Das V<sub>1</sub>-Vinkulum ist proximal des MCP-Gelenkes und des darüberliegenden A<sub>1</sub>-Ringbandes lokalisiert. Es enthält Gefäße, entweder aus beiden digitalen Arterien oder aus der A. princeps pollicis und erreicht die Sehne von dorsal.

In Höhe des Interphalangealgelenkes unter dem zweiten Ringband befindet sich das kurze V<sub>2</sub>-Vinkulum. Dieses enthält Gefäße aus beiden palmaren Fingerarterien. V<sub>2</sub> ist ein stark ausgeprägtes Gebilde, welches nach totaler Durchtrennung der Beugesehne bis zu  $25,6 \pm 6,3$  mm proximal des DIP-Gelenkes eine gewisse Flexion des Daumens erzeugen kann (ARMENTA & FISHER 1984). Im Durchschnitt fanden sich fünf intratendinöse, längsverlaufende Gefäße auf Höhe von V<sub>1</sub> und V<sub>2</sub> mit dorsaler und zentraler Verteilung.

Ähnlich den Langfingerbeugesehnen ist die Daumenbeugesehne in ihrem prädigitalen Verlauf besser durchblutet als im Verlauf durch die digitale Sehnenscheide (HERGENROEDER ET AL. 1982).

Die palmare Seite der Hand wird in insgesamt 7 Verletzungszonen unterteilt, die aufgrund deren spezifischer Verletzungsbilder, der Wiederherstellungstechnik sowie der Sehnenheilung und Funktionswiederkehr zugeordnet werden.

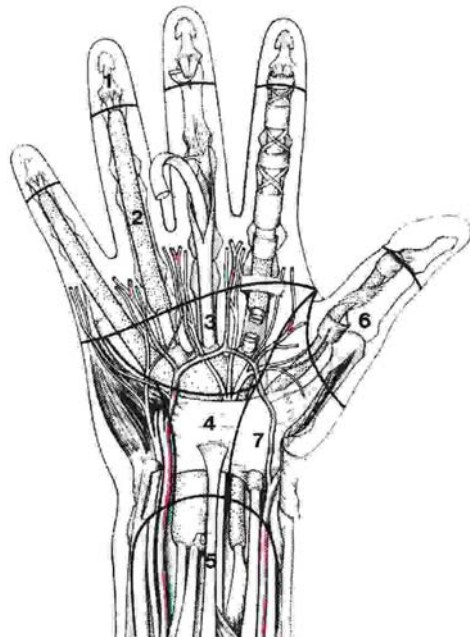


Abbildung 22: Einteilung der Verletzungszonen der Hand, aus GELDMACHER & KÖCKERLING (1991)

## 1.5 Postoperative Therapie

Im Anschluss an die Primärversorgung durchtrennter Sehnen ist die postoperative Mobilisierung zur Reduzierung der Tendolyse-Rate von großer Bedeutung. Ähnlich der bekannten Erfordernis eines axialen Wechseldruckes für den heilenden Knochen, bedarf die heilende Sehne einer intermittierenden Zugbelastung, welche durch eine entsprechend stabile Naht gewährleistet sein muss. Auf die zum Teil in signifikanter Anzahl auftretenden postoperativen Sehnenrupturen im Rahmen der frühen Mobilisierung weisen u. a. KESSLER & NISSIM 1969, GREEN & NIEBAUER 1974, BECKER ET AL. 1977 sowie SMALL 1989 hin. Die Frühmobilisierung hat bei begleitenden Nervenverletzungen keinen negativen Einfluss auf die Resensibilisierung (DEUTINGER ET AL. 1987).

Schon die Verletzung nur einer Beugesehne der Hand führt zu einer Kraftminderung, die ohne rechtzeitige Versorgung in den meisten Fällen kaum zu kompensieren ist. TANG ET AL. (1994) stellen tendenziell fest, dass der Heilungserfolg mit zunehmendem Abstand der operativen Wiederherstellung vom Zeitpunkt der Verletzung schlechter wird (Primär- oder Sekundärversorgung).

Den Gleitwiderstand erhöhende Nahttechniken, die zum einen durch zu viele oder zu dicke Fäden, durch Knoten außerhalb des Sehnenumfangs oder innerhalb der Schnittfläche oder durch die Verwendung von Implantaten (z. B. „*tendon splints*“ nach AOIKI ET AL. 1994, TARAS & LAMB 1999), von Manschetten aus Polyestergeräten („*mesh-sleeve-technique*“ nach SILFVERSKIÖLD & ANDERSSON 1993) verursacht werden, liegen zahlreiche experimentelle Untersuchungen *in vitro* und *in vivo* vor.

Als Bewertungskriterium zur Beurteilung der abhängig von der angewendeten Nahttechnik entstehenden zusätzlichen „*Reibung*“ dient z. B. die Ergebnisse der Messungen bei der „*Arbeit der Flexoren*“ (AOIKI ET AL. 1995). Bei Untersuchungen *in vivo* erfolgt die Bewertung des Heilungserfolges nach WHITE (1956) in den 4 Bewertungsgraden exzellent, gut, mäßig, schlecht bzw. nach dem TAM-System der amerikanischen Gesellschaft für Handchirurgie (KLEINERT & VERDAN 1983) in den 5



Bewertungsgraden exzellent, gut, mäßig, schlecht, misslungen (d. h. schlechter als vor der Operation).

Die postoperative Therapie wurde von KLEINERT ET AL. (1967) beschrieben; grundlegende Merkmale sind die passive Flexion der genähten Beugesehnen sowie die aktive Extension der Finger. Die Hand wird mit einer Schiene fixiert, die das Handgelenk sowie die Fingergrundgelenke (II bis V) fünf Wochen lang in 40°-Flexion hält. Im anglistischen Sprachraum wurde diese Mobilisierungstechnik unter dem Oberbegriff „*passive flexion – active motion*“ eingeführt (KESSLER & NISSIM 1969, LISTER ET AL. 1977).

KLEINERT ET AL. (1973) fassen Grundsätze für die Beugesehnenchirurgie und die Nachbehandlung zusammen. Betont wird dabei die Notwendigkeit schonend mit dem Gewebe umzugehen und mit kontrollierter Bewegung die Bildung von Adhäsionen zu vermeiden. Die angegebene zeitliche Begrenzung zur Durchführung von Beugesehnnähten von sieben Tagen wurde später von KLEINERT & VERDAN (1983) auf vier Wochen ausgedehnt (DEUTINGER ET AL. 1987).

DURAN & HOUSER (1975) führten postoperativ kontrollierte passive Bewegungsbehandlungen durch. Der passive Teil der Therapie wird durch den Therapeuten durchgeführt. Er bewegt bei Entlastung aller anderen Gelenke, die einzelnen Gelenke der Finger passiv sowohl in voller Flexion als auch in voller Extension (WITTEMANN ET AL. 1996).

CHOW ET AL. (1987) veröffentlichen zur Nachbehandlung von Beugesehnenverletzungen eine Kombination der Komponenten des bewährten Verfahrens nach KLEINERT und der kontrollierten passiven Bewegung nach DURAN & HOUSER. Diese Mobilisierung wird als Washington-Regime bezeichnet.

## 1.6 Problemdarstellung

Beugesehndurchtrennungen stellen eine schwerwiegende Handverletzung dar. Die Funktionsfähigkeit des Greiforgans „Hand“ wird wesentlich durch das Maß der Wiederherstellung der Sehnenfunktion bestimmt. Die Versorgung dieser Verletzung insbesondere im Bereich der Sehnenscheide in Zone II ist eines der schwierigsten Probleme der Handchirurgie und auch heute noch eine Herausforderung an den behandelnden Arzt.

Auf Grund der anatomisch bedingten, stärkeren Tendenz zu Verwachsungen der verletzten Beugesehnen und damit der Behinderung ihrer Gleitfähigkeit im Bereich der Sehnenscheiden hat BUNNELL (1922) den Begriff „*no-mans-land*“ geprägt. Damit wollte er ausdrücken, dass niemand hier eine primäre Beugesehennaht ausführen sollte und empfahl die sekundäre Beugesehnenplastik zur routinemäßigen Anwendung durch handchirurgisch ausgebildete Operateure.

Mehrere Generationen von Handchirurgen sind dieser Empfehlung mit Erfolgsquoten von 30 % - 50 % gefolgt. Die Methode beruhte auf einer sekundären Überbrückung des Sehnenscheidentunnels durch ein freies Sehnentransplantat, dessen Nahtstellen proximal und distal außerhalb der Beugesehnenscheide angelegt wurden. Die damit einhergehende, unvermeidbare Adhäsion mit den Gleitlagern führte auch zu Funktionseinbußen.

BUNNELL hat später mit der „*suture at a distance*“ selbst den Weg zu einer Möglichkeit der primären Beugesehnenwiederherstellung gewiesen (BELUSA & SCHMICKALY 1984).

Nicht nur die Lokalisation der Verletzung, sondern auch der Schweregrad des Traumas sowie Begleitverletzungen und nicht zuletzt die Gefäßversorgung sind ausschlaggebende Faktoren für den Erfolg der Behandlung.

Die Sehnenheilung ist sehr wesentlich davon abhängig, ob die Gefäßverbindungen erhalten sind (primäre Sehnenheilung) oder ob bei unterbrochener Blutversorgung die nekrotischen Sehnenstümpfe durch die

reparativen Heilungsvorgänge aus dem Paratenon revaskularisiert werden (sekundäre Sehnenheilung). Von entscheidendem Einfluss sind zudem das Zeitintervall zwischen Unfall und Wiederherstellungsoperation und die jeweilige Operationstechnik sowie die von beiden Faktoren abhängige Tendenz zu Verwachsungen der Sehnen mit dem Gleitlager.

Wesentliche Voraussetzungen für eine erfolgreiche Beugesehnenchirurgie sind:

- genaue Kenntnis der Anatomie des Verletzungsgebietes und der Physiologie der Beugesehnenheilung
- Beherrschung der atraumatischen handchirurgischen Operationstechnik
- Kenntnis und Einhaltung eines definierten Nachbehandlungsprogramms

Es ist bekannt, dass nach misslungenen Wiederherstellungsversuchen der Beugesehnen das Resultat der sekundären Rekonstruktion in aller Regel schlechter ausfallen wird als dies eine optimale Erstversorgung bewirken würde. Hieraus ergibt sich die Hauptverantwortlichkeit des Erstbehandlers.

Die Anforderungen an die gewählte Nahttechnik bestehen daher auch im Sinne der postoperativen Therapie darin, den Heilungsprozess der Sehne durch eine nicht zu feste Naht zu gewährleisten und die unter Belastung oftmals eintretende, zu große Spaltbildung und damit verbundene Junktionsstörungen beider Sehnenstümpfe zu unterbinden.

## 1.7 Fragestellungen

Auf der Grundlage der in den vorangegangenen Kapiteln beschriebenen Erkenntnisse, Dokumentationen und Literaturstudien ergaben sich für die gegenständlichen experimentellen Untersuchungen folgende Fragestellungen:

- Welche Fadenfestigkeiten (Reißfestigkeit, Elastizität) besitzen die gängigen Nahtmaterialien?
- Wie wirkt sich die Fadenfestigkeit auf die Spaltbildung und die Reißfestigkeit der genähten Sehne aus?
- Welche Auswirkungen haben die verschiedenen gängigen Nahttechniken und -materialien auf die Spaltbildung und den Nahtriß?

Eine weitere Fragestellung, die sich durch die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Marburger Sehnennaht I (MRSN I) und Marburger Sehnennaht II (MRSN II) ergibt, lautet:

- Welche Nahtfestigkeiten (Spaltstabilität, Reißfestigkeit) besitzen die Marburger Sehnennähte?
- Wie groß sind die Nahtfestigkeiten im Vergleich zu den gängigen Nahttechniken?

## 2 MATERIAL UND METHODIK

### 2.1 Untersuchte Sehnen

Die untersuchten Sehngewebe wurden aus ca. 0,5 cm dicken Beugesehnen von den Vorderpfoten frisch geschlachteter, ca. 6 Monate alter Schweine aus den Sehnenscheiden herauspräpariert. Die Länge der Sehnen betrug jeweils ca. 6 cm bis 8 cm. Die Sehnen wurden kurz vor Versuchsbeginn in zwei gleich lange Hälften glatt durchtrennt.

Die gemäß vorgenannten Vorgehensweise präparierten Sehnen wurden bis zum Versuchsbeginn - um Gefrierbrand zu verhindern - in Plastikbehältnissen bei minus 20 °C eingefroren. Die Zeitspanne zwischen Einfrieren und Versuchsbeginn betrug nicht mehr als 48 Stunden.

Die Sehnen wurden vor Versuchsbeginn ca. 30 Min bei Zimmertemperatur aufgetaut und in NaCl-getränkten Tüchern feucht gehalten. Die Dauer eines Versuches (Nähen, Einspannen der Sehnen im Prüfgerät, Versuchsdurchführung) betrug jeweils ca. 30 Minuten.

An vier Schweinesehnen wurden Kraft- / Dehnungsversuche durchgeführt. Diese wurden mit der für die nachfolgenden Zugversuche mit genähten Sehnen voreingestellten Kraft von 200 N durchgeführt; diese Kraft reichte nicht zum Reiß der Sehne, jedoch zeigten sich in dieser Größenordnung der angewendeten Kraft erste Anzeichen des Durchrutschens der Sehnen aus der Einspannvorrichtung. Die Zugfestigkeit nativer Schweinesehnen beträgt damit mindestens 105 N/mm<sup>2</sup> und liegt damit im Bereich der für die menschliche Sehne angegebenen Zugfestigkeit von ca. 90 N/mm<sup>2</sup> (SEMPLE 1980). Die Versuchsbedingungen für native und genähte Schweinebeugesehnen sind identisch.

Die absolute Reißfestigkeit sowie der Elastizitätsmodul „nativer“ Schweinesehnen wurden nicht eigens untersucht, da diese weit größer als bei den untersuchten „genähten“ Sehnen sind und damit hinsichtlich der Untersuchungsziele (Spaltbildung, Bruchfestigkeit genähter Sehnen) nicht relevant sind. Diesbezüglich verweise ich auf die Ausführungen in Kapitel 1.

## 2.2 Versuchsaufbau für die Bildsequenzanalyse

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Grundlagen-Versuche an Fäden sowie an nativen und genähten Schweinesehen mit der Universalprüfmaschine (Shimadzu Autograph AG-2000A, Abb. 23) durchgeführt.



Abbildung 23: Universalprüfmaschine

Die Prüfmaschine besteht aus einer Versuchseinheit, in der über entsprechende Einspannvorrichtungen Prüfkörper auseinandergezogen oder zusammengedrückt werden können. Im Versuch werden Kraft und Weg elektronisch aufgezeichnet; die Versuchsgeschwindigkeit kann variiert werden; hier wurde die Geschwindigkeit für alle Versuche auf 300 mm/min eingestellt. Für jeden einzelnen Versuch wurde die absolute Einbauposition der Sehne nullgemessen.

Die Kraft [N] sowie die Dehnung [mm] wurden für vorgegebene Kräfte (10 N, 20 N, 30 N, 40 N und 50 N) und vorgegebene Dehnungswege (1 mm, 2 mm, 5 mm, 7,5 mm und 10 mm) bestimmt und automatisch während des Versuches grafisch und numerisch auf Millimeterpapier aufgezeichnet (Abb. 24). Die vorgegebenen Messpunkte der Kraft werden als MOL (Intermediate Load), die vorgegebenen Messpunkte der Dehnung als MOE (Intermediate Elongation) bezeichnet. Mit diesen Zwischenwerten, die den

Verlauf der Kurve darstellen, kann bei Bedarf die Kraft-Dehnungskurve nachträglich reproduziert werden. Die in den Ausdrucken und auch im Display des Monitors ausgewiesenen prozentualen Messwerte für die Kraft (Load) beziehen sich auf eine maximale Zugkraft von 200 N.

Ausgegeben wird auch die größte Bruchkraft und -Dehnung sowie der Elastizitätsmodul. Für die Fadenzugversuche war der E-Modul im direkten Vergleich relevant; für die Sehnenzugversuche wurde dieser informativ aufgezeichnet, aufgrund der unterschiedlichen Sehnendurchmesser bei der Bewertung aber nicht berücksichtigt.

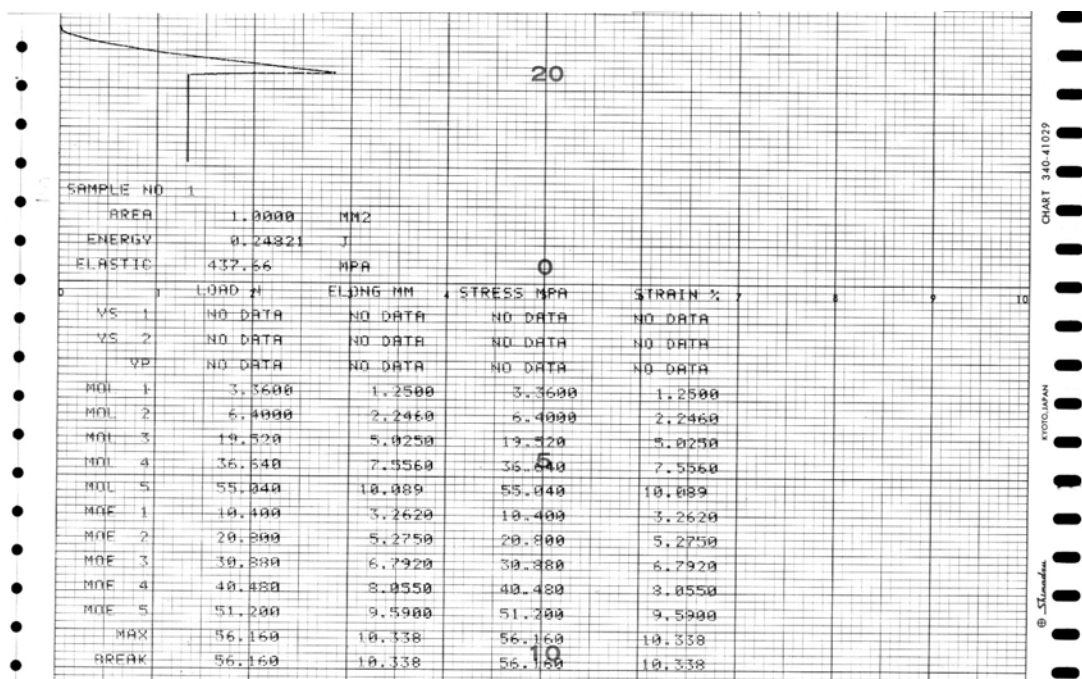


Abbildung 24: Ausdruck aus der Universalprüfmaschine, oben grafische Darstellung der Kraft / Dehnungswerte eines Versuches (hier: Marburger Sehnennaht I mit Maxon 4-0, 2 Gr 18, dieser entspricht dem Versuch Nr. 8 in Anhang 2.9.2), darunter Ausdruck der Messwerte Elastizitätsmodul, Last, Dehnung, Spannung und Verformung

Nach Beendigung jedes einzelnen Versuches wurden die maximale Kraft (z. B. bis zum Reiß eines Fadens) einschließlich der entsprechenden Dehnung der genähten Sehne ausgedruckt, so dass die Einarbeitung der gemessenen Werte zur tabellarischen Darstellung und die Mittelwertbildung möglich war.

Zur Einspannung der Sehnen in der Universalprüfmaschine für die biomechanischen Versuche wurden von der Werkstatt der Philipps-Universität Marburg spezielle Haltevorrichtungen hergestellt, die einen sichereren Halt der eingespannten Sehnen gewährleisten als die vorhandene Einspannvorrichtung.



Abbildung 25: Foto und schematische Darstellung der an der Philipps-Universität entwickelten Sehneneinspannvorrichtung für den Shimadzu Autograph AG-2000A

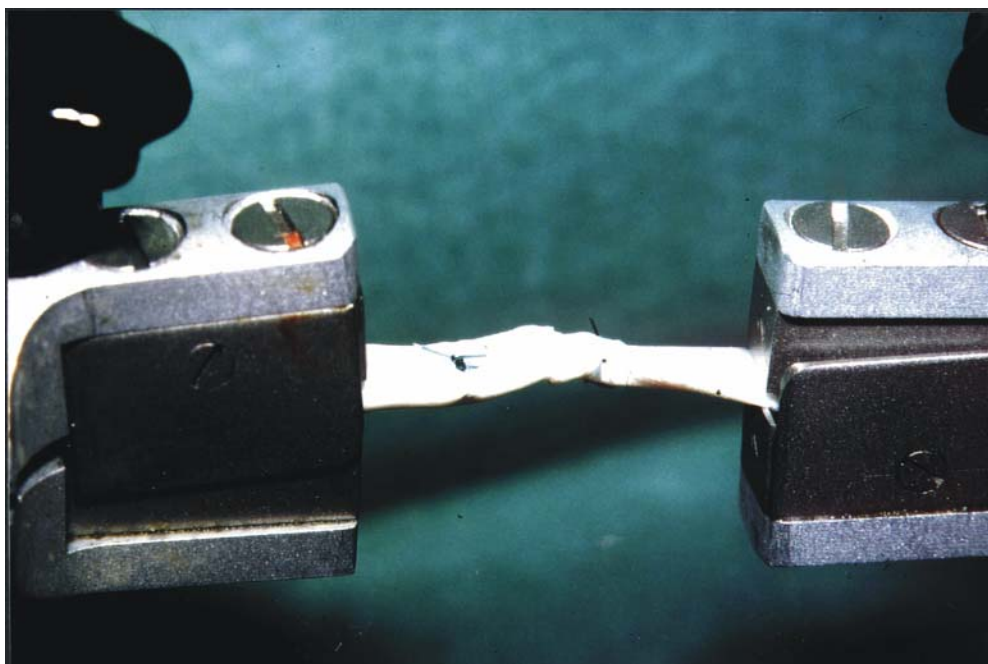


Abbildung 26: Einspannvorrichtung für die Universalprüfmaschine



Um den exakten Zeitpunkt, in dem sich ein sichtbarer Spalt zwischen den genähten Sehnenstümpfen bildete, zu erfassen, wurden die Versuche und die parallel auf dem Display des Versuchsgerätes dargestellten Kraft- / Dehnungs-Kurven bzw. -messwerte auf Video aufgenommen; dadurch war es möglich (nach Umrechnung der angezeigten Kraft von Prozent in Newton) diejenige Kraft, bei der eine Nahtdehiszenz zu erkennen war, exakt zu ermitteln.

Nach visueller Bestimmung des Zeitpunktes der Spaltbildung wurden die zugehörigen Messwerte der Kraft und der Dehnung abgelesen. Als Kriterium zur Festlegung der Spaltbildung und der zugehörigen Kraft diente die visuelle Beurteilung, wobei ein ca. 1 mm breiter, sichtbar durchgehender Spalt erkennbar sein musste. Diese visuelle Bestimmung des Zeitpunktes der Spaltbildung wurde bei allen Versuchen zeitlich versetzt dreifach durchgeführt, um mögliche subjektive Bewertungen zu minimieren; es zeigte sich jedoch, dass die visuelle Bestimmung stets die gleichen Kennwerte (Kraft, Dehnung) der Spaltbildung ergeben hat und mit den vorhandenen Videoaufzeichnungen jederzeit reproduziert werden bzw. nachvollzogen kann. Die Kraft-/Dehnungsparameter bei Nahtriß wurden vom Versuchsgerät automatisch ausgewertet und als Ausdruck (siehe Abb. 24) ausgegeben; diese wurden den Tabellen in dieser Arbeiten zugrunde gelegt. Zusätzlich liegen recht gut bestimmbare Messwerte aus der Bildsequenzanalyse vor, welche die größte Kraft vor dem Nahtriß wiedergegeben und ergänzend den entsprechenden Versagensmechanismus (Fadenriß, Knotenriß, Aufgehen des Knotens Durchrutschen des Fadens in der Sehne) dokumentieren. Die Auswertetechnik wird als Bildsequenzanalyse bezeichnet.

In der folgenden Abbildung 27 ist ein Standbild der Videoaufzeichnung beispielhaft dargestellt:

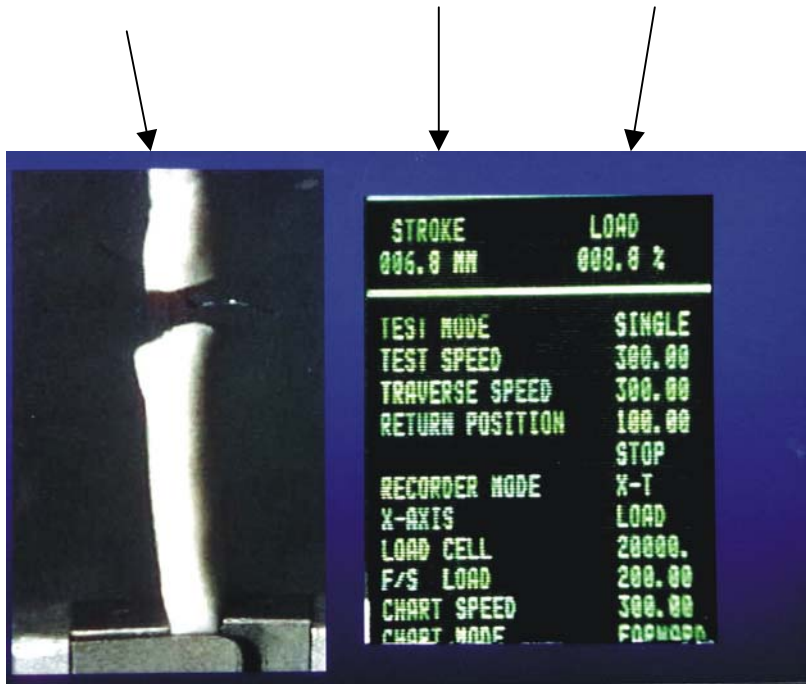


Abbildung 27: Standbild der Videoaufzeichnung (Bildsequenzanalyse)

Mit dem gewählten Versuchsaufbau sollten nachfolgend aufgeführte Untersuchungsziele erreicht werden:

- Ermittlung der Größenordnung von Belastungsdaten (Spannung bzw. Kraft, Dehnung, Elastizitätsmoduli) untergliedert nach:
  - Nahtmaterialien
  - Eigenfestigkeit der untersuchten Schweinesehenen
  - Festigkeit der in verschiedenen Nahttechniken genähten Sehnen
- Ermittlung des Belastungsverlaufes während eines Zugversuches mit einer konstanten Geschwindigkeit von 300 mm / Minute:
  - Messung der maximalen Kraft und Dehnung von verschiedenen Fäden, Schweine-Sehnen und in unterschiedlichen Nahttechniken genähten Sehnen

- Zuordnung der jeweiligen Belastung zum Zeitpunkt der Spaltbildung sowie der maximalen Belastung bzw. dem Bruch des Nahtmaterials.
- Auswertung und Bewertung der vorgenannten Versuchsreihen und Entwicklung einer eigen entwickelten Nahttechnik (Marburger Sehnennaht I bzw. Marburger Sehnennaht II)
- Durchführung von Versuchen gemäß vorgenannter Vorgehensweise mit dieser eigen entwickelten Nahttechnik, Auswertung und Bewertung der Versuchsergebnisse.
- Vergleich und Bewertung aller Versuchs- bzw. Messergebnisse

## 2.3 Untersuchte Fäden

Die Festigkeit des verwendeten Nahtmaterials ist nominal von entscheidendem Einfluss auf die Bruchfestigkeit des Naht. Hinzu kommen Faktoren wie Dehnbarkeit (Elastizität) und auch der operative Aspekt der Handhabung, z. B. der Knotbarkeit. Aus letztgenanntem Grund wurden auch unter Hinweis auf entsprechende Studien in der Literatur ausschließlich Fäden der Stärke 4/0 untersucht.

Von einigen Herstellern sind Angaben über die Festigkeit der Fäden vorhanden; nicht angegeben ist das Prüfverfahren. Daher wurden, um einen direkten Vergleich der verwendeten Fäden herstellen zu können, alle verwendeten Fäden mit derselben Universalprüfmaschine getestet. Dabei wurde jeweils die maximale Kraft [N] sowie die maximale Dehnung [mm] der Fäden bis zum Bruch gemessen.

Untersucht wurden nachfolgend aufgeführte Fäden. Angaben zur Armierung sind in den zugehörigen Einzeltabellen der Versuchsergebnisse wiedergegeben; die Armierung ist bei der Ermittlung der Festigkeit der Fäden nicht maßgebend, wohl aber bei den Ergebnissen der genähten Beugesehnen-Zugversuche (siehe Seite 102). Die Messergebnisse der Fadenzugversuche sind in Tabelle 10 dargestellt.

Tabelle 2: Untersuchte Fäden

Fäden	Fadenstärke USP/metric	Versuchs- anzahl	Eigenschaften
Maxon	4/0=1,5	10	Monofilament, Polyglyconat, resorbierbar
PDS II	4/0=1,5	6	Monofilament, Polydioxanon, resorbierbar
Ethibond	4/0=1,5	9	geflochten, polyesterbeschichtet mit Polytetramethylenatdipat, nicht resorbierbar
Miralene	4/0=1,5	5	Monofilament, synthetisches Polyester, resorbierbar
Tendo-loop	4/0=1,5	10	geflochten, Synthophil, resorbierbar
Prolene	4/0=1,5	10	Monofilament, Polypropylen, resorbierbar

Hierzu wurden die Fäden beidseits um einen Zylinder (der in der Prüfmaschine fest verankert wurde) mit einem Querschnitt von genau 1 cm in Form von Schlingen dreifach geknotet. Dabei war der Abstand zwischen den verknoteten Stellen bzw. zwischen den Zylindern bei allen Fäden gleichbleibend  $10 \pm 0,5$  cm eingemessen.

Wie nachfolgend auch bei den Sehnen wurden die Versuche mit den Nahtmaterialien parallel mit den Kraft- / Dehnungs-Kurven bzw. -messwerten auf Video aufgenommen, um den exakten Zeitpunkt des Bruches oder in manchen Fällen das Auseinanderrutschen des Knotens detailliert zu erfassen. In Kap. 3.1 werden auch die Eigenschaften der verschiedenen Fäden und deren Einfluss auf das Gesamtergebnis beschrieben und bewertet.

## 2.4 Angewendete Nahttechniken

Nachfolgend werden die Nahttechniken, die im Rahmen der Zugversuche z. T. in Kombination mit verschiedenen Fäden verwendet wurden, erläutert.

Tabelle 3: Angewendete Nahttechniken

Sehnennahttechnik	Anzahl der Versuche (gesamt)
mod. Kirchmayr	61
Bunnell	10
Tsuge	10
Marburger I	26
Marburger II	10

### 2.4.1 Modifizierte Kirchmayr-Naht nach KLEINERT (1967)

KLEINERT (1967) hat den Knoten an der Durchtrennungsstelle und nicht an der Sehnenoberfläche platziert. Eine Modifikation dieser Technik nach LANZ ET AL. (1979) verstärkt die Verankerung des zentralen Fadens durch doppeltes Fassen eines Sehnenfaserbündels, hinterlässt aber zwei Knoten in der Sehnenquerschnittfläche.

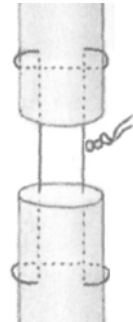


Abbildung 28: Mod. Kirchmayr-Naht nach Kleinert

### 2.4.2 Die Tsuge-Naht (1975)

Für diese Schlingen-Naht wird die Nadel mit der Fadenschlinge etwa 2 cm vom Stumpfende entfernt an zwei Punkten ein- und ausgestochen, so dass der Halteknoten etwa 1/3 der Breite und 1/3 der Dicke des Sehnenquerschnittes erfasst. Dann wird die Nadel durch die Schlinge geführt, unmittelbar wieder eingestochen und in der Mitte des Sehnenquerschnittes aus dem Stumpf herausgeführt. Im gegenüberliegenden Sehnenstumpf erfolgt die Fadenführung entsprechend in umgekehrter Reihenfolge.

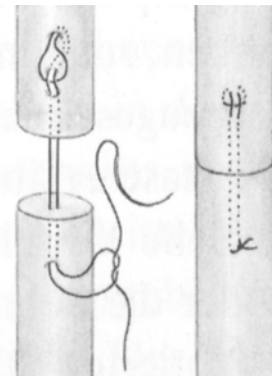


Abbildung 29: Die Tsuge-Naht

### 2.4.3 Die Bunnell-Naht (1918)

Diese Naht ist durch zickzackförmiges Durchstechen mit einer kurzen geraden Nadel eines doppelt-armierten Fadens gekennzeichnet. Man kann auch bei dieser Naht zwei doppelt-armierte Fäden verwenden.

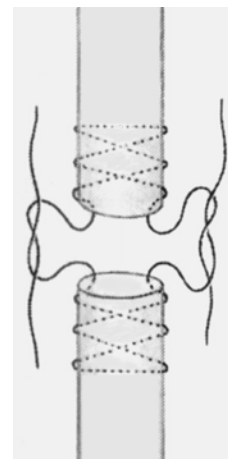


Abbildung 30: Die Bunnell-Naht

#### **2.4.4 Marburger Sehnennaht I und II**

Aufgrund dieser theoretischen Überlegungen und praktischen Anforderungen an eine Sehnennaht wurde eine eigene Sehnennahttechnik entwickelt und als Marburger Sehnennaht I (Abb. 31) bzw. deren Modifikation mit einer semizirkulären Abstütznaht als Marburger Sehnennaht II (Abb. 32) bezeichnet.

Die Entscheidung, welches Nahtmaterial bei den Marburger Sehnennähten zur Anwendung kommen sollte, basierte im Wesentlichen auf den Ergebnissen Voruntersuchungen zur Fadenreifestigkeit (siehe Kap. 3.1). Demnach zeigten die Fäden Maxon und PDS die größten Reißfestigkeiten.

Eckpunkte des Designs der Marburger Sehnennähte sind eine verstärkte Abstütznaht im Epitenon (Abb. 31 a, b) und vier senkrecht zum Sehnenquerschnitt verlaufende Trägernähte (Abb. 31 c, d). Entscheidend ist der Verzicht auf schrägverlaufende Nähte wie sie bei der Bunnell-Naht ausgeführt werden.

Zur Anwendung kommt ein doppelarmierter Faden mit geraden Nadeln. Zuerst legt man eine zirkuläre Abstütznaht, die ca. 0,75 cm bis 1,0 cm vom Stumpfende (Abb. 31) entfernt ist. Diese Abstütznaht ist ähnlich einer Tabaksbeutelnaht.

Man beginnt mit einem Ein- und Ausstich (Stichweite beträgt ca. 2 mm bis 3 mm) an einer Sehnenstumpfseite - z. B. 3 Uhr in Queraufsicht - und setzt die Naht solange fort bis man zum Ausgangspunkt zurückkommt. Der Faden wird dann zweifach verknotet.

Der Knoten wird so angezogen, dass die natürliche Querschnittfläche der Sehne nicht verkleinert wird. Wichtig ist hierbei, dass die Fäden nicht abgeschnitten werden und lang genug sind, um damit anschließend die Trägernähte setzen zu können. Daraus ergibt sich die Anforderung, dass die verbleibenden Fäden nach Herstellung der Abstütznaht möglichst gleich lang sind.

Danach wird die zweite Abstütznaht einschließlich der zugehörigen Trägernähte mit einem neuen Faden an dem anderen Sehnenstumpf analog der vorgenannten Vorgehensweise gesetzt.

Der Unterschied zur ersten Abstütznaht besteht darin, dass der Beginn und die Verknotung der Abstütznaht auf der kontralateralen Seite - bei 9 Uhr - erfolgt. Dabei sollen die Abstüznähte parallel zu der Sehnenstumpfoberfläche verlaufen.

Eine der Trägernähte wird oberhalb und die andere unterhalb der Abstütznaht eingestochen, gleiches Vorgehen an der Abstütznaht des gegenüberliegenden Sehnenstumpfes; das heißt, die Trägernähte passieren die Abstütznaht auf beiden Seiten und schließen die Abstütznaht nach der Verknotung ein.

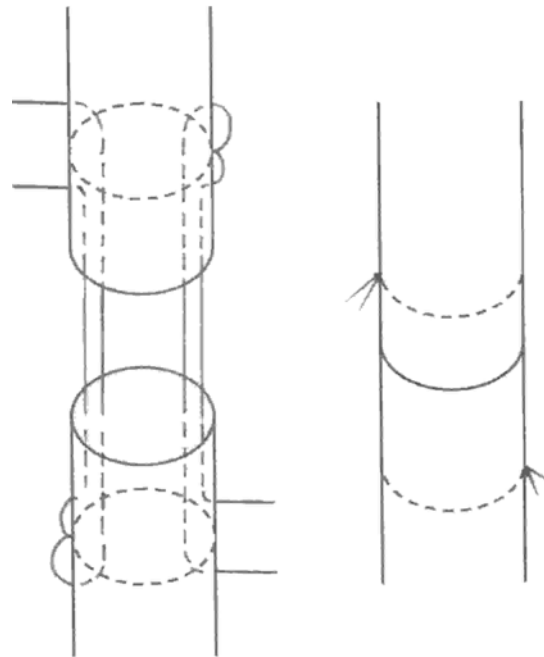
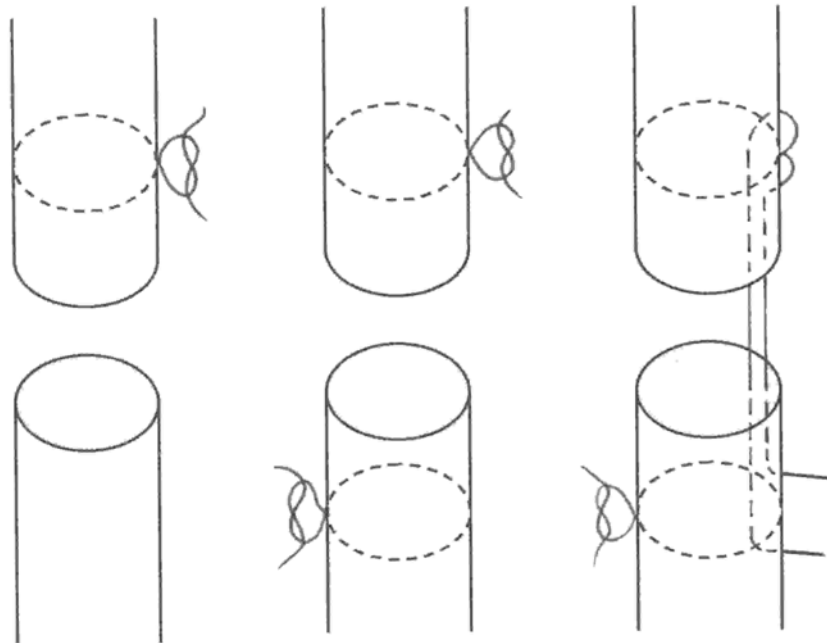
Das gleiche Vorgehen wird auf der kontralateralen Sehnenseite wiederholt. Nach dem Anlegen beider Paare der Trägernähte werden diese gleichzeitig bis zu einer leichten Verstauchung der Sehnenstümpfe angezogen und dreifach verknotet.

Die Trägernähte verlaufen ca. 2 mm unterhalb der Sehnoberfläche und führen somit nicht zu einer Traumatisierung der zentralen Sehnenstrukturen.

Bei korrekt ausgeführter Nahttechnik entsteht eine Sehnennahteinheit aus zwei Abstütz- und vier Trägernähten, in der sich die Kraft gleichmäßig verteilt.

Ein weiterer wichtiger Aspekt bestand darin, die in dieser Arbeit dokumentierten Vorteile der Marburger Sehnennaht I gegenüber den gängigen Nahttechniken nicht zu verlieren.





d

e

Abbildung 31: Die Marburger Sehnennaht I mit verstärkter zirkulärer Abstütznaht und 4 senkrecht verlaufenden Trägernähten

Die Marburger Sehnennaht II (Abb. 32) unterscheidet sich von der Marburger Sehnennaht I durch eine semizirkuläre Abstütznaht. Anlass für diese Modifikation war die Überlegung bei schwer zugänglichen Verletzungsbereichen die Abstütznähte ohne den Zugangsbereich durch weitere Traumatisierung verletzen müssen operativ leichter durchführen zu können.

Zur Anwendung kommt ein doppelarmierter Faden mit geraden Nadeln. Zuerst legt man eine semizirkuläre Abstütznaht, welche die dorsale Seite der Sehne (Vinculae) frei lässt. und ca. 0,75 cm bis 1,0 cm vom Sehnenstumpfende (Abb. 32) entfernt ist (Tabaksbeutelnaht).

Die weitere Vorgehensweise entspricht der Fadenführung für die Marburger Sehnennaht I.

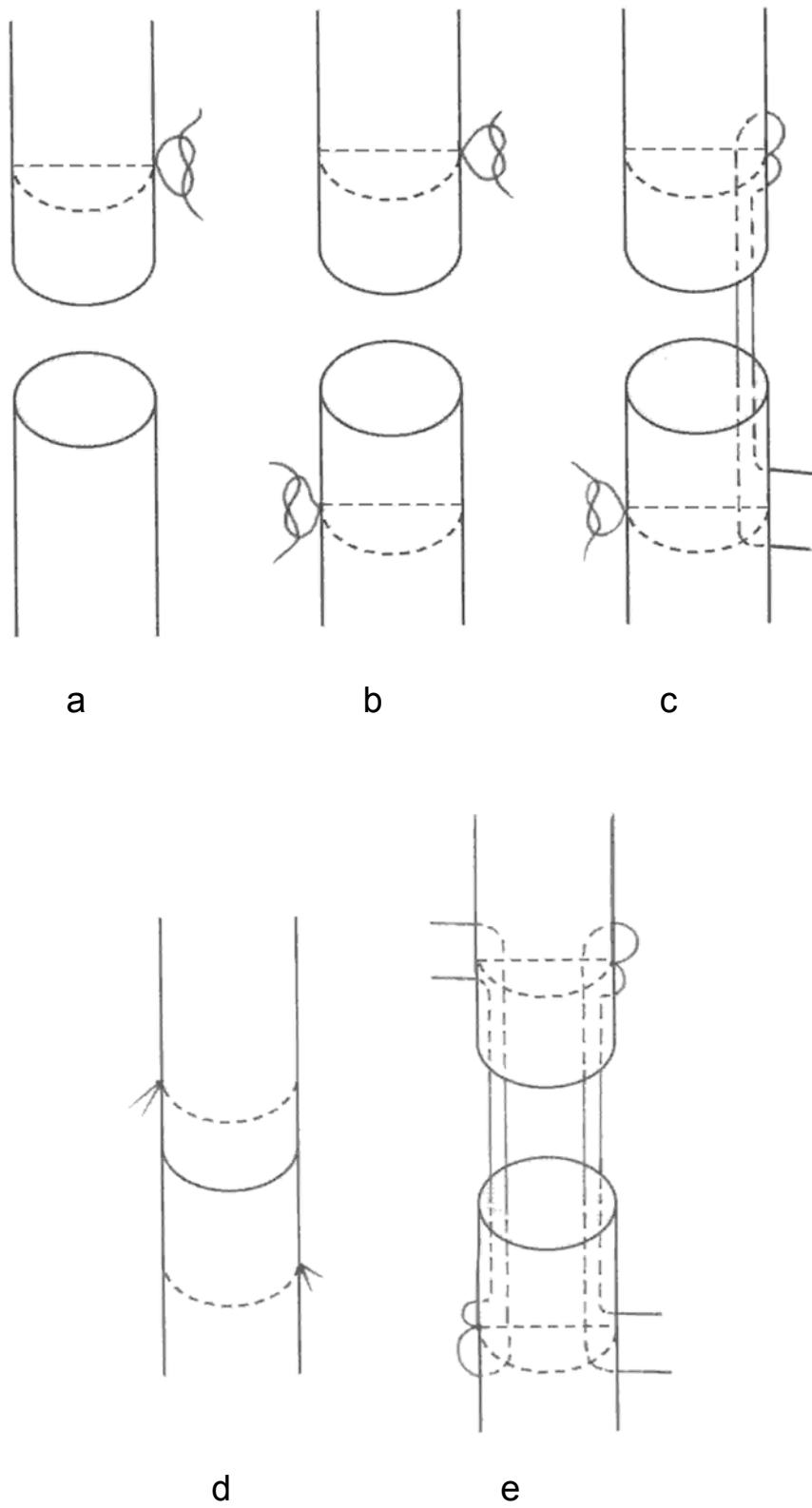


Abbildung 32: Die Marburger Sehnennaht II mit der Erfassung des halben Sehnenquerschnitts durch Stütznähte

## 2.5 Statistische Auswertung der gewonnenen Daten

Mit Hilfe der gemessenen Absolutwerte der Kraft und Dehnung bei Spaltbildung und Nahtriß in Newton [N] bzw. Millimeter [mm] und des Elastizitätsmoduls (nur bei den Fadenzugversuchen) in [N/mm<sup>2</sup>], wurden folgende statistische Werte der Versuchsreihen berechnet.

Der *Mittelwert* ( $\bar{x}$ ) ist die Summe aller Messwerte einer Messreihe geteilt durch Anzahl der Messwerte (Arithmetisches Mittel).

Die *Standardabweichung* ( $s$ ) einer normal verteilten Grundgesamtheit beschreibt den Bereich um den Mittelwert ( $\bar{x} \pm s$ ), in dem mit einer Wahrscheinlichkeit von 68 % ein Wert  $x$  der Versuchsreihe liegt.

Das *Konfidenzintervall* ( $Ci$  95%) des Mittelwertes beschreibt einen Messbereich, in dem mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $\alpha = 0,05$  (5%) und einer Konfidenzwahrscheinlichkeit von 95% der Mittelwert der Grundgesamtheit liegt.

Der *Median* ( $M$ ) ist derjenige Wert, der eine nach Rängen geordnete Messreihe halbiert.

Das *Minimum* ( $Min.$ ) und das *Maximum* ( $Max.$ ) ist der jeweils tiefste und höchste Wert einer Messreihe.

Statistische Tests:

Die statistische Auswertung der Messergebnisse der Dehnung und Kraft wurden für jede der insgesamt 12 für verschiedene Nahttechnik-Nahtmaterial-Kombination durchgeführten Versuchsreihen mit dem Programm WinSTAT vorgenommen.

Grundlage der statistischen Auswertung ist die Einteilung in Klassen, in denen die Häufigkeit von Messergebnissen innerhalb der Klassenbreite sortiert ist. Die Anzahl der Klassen sollte dabei  $\geq 5$  Klassen betragen.

Der zu ermittelnde Grad der Ähnlichkeit der Messwertverteilung mit der Gauß'schen Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test für kontinuierliche Variable (K-S-Test) hin überprüft. Der ermittelte P-Wert gibt Auskunft darüber, ob es sich bei den Messdaten um eine Stichprobe aus einer normalverteilten Grundgesamtheit handelt. Dabei spricht ein hoher P-Wert für eine Normalverteilung; ein kleiner P-Wert, der unterhalb einer festgesetzten Irrtumswahrscheinlichkeit - hier 5 % - liegt, deutet auf eine signifikante Abweichung der Messdaten von einer normalverteilten Grundgesamtheit hin.

Für alle Messreihen konnte eine Normalverteilung der Messergebnisse mit dem K-S-Test nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass jeder der in dieser Arbeit angegebenen Messwerte mit einer Wahrscheinlichkeit von 95 % als Stichprobe einer normalverteilten Grundgesamtheit gewertet werden kann.

### **3. ERGEBNISSE**

Grundlage für die nachfolgend dargestellten Ergebnisse ist die Auswertung der durchgeführten Versuchsreihen an der Universalprüfmaschine. Die Angaben zu Kraft und Dehnung bei Spaltbildung beruhen auf der visuellen Auswertung der Videoaufzeichnungen (Bildsequenzanalyse), bei denen sowohl die Versuchsanlage als auch der integrierte Computer-Monitor eingeblendet sind.

Im Rahmen dieser Arbeit werden direkte Vergleiche hinsichtlich der Bruchfestigkeit, der Nahtstabilität sowie der Spaltbildung zwischen der neu entwickelten Marburger-Sehennaht (I und II) und anderen bekannten Sehennaht-Techniken durchgeführt.

Hinsichtlich der eingesetzten Naht-Techniken wurde die Modifikation der KIRCHMAYR-Naht nach KLEINERT aufgrund der leichteren Durchführbarkeit gewählt. Der Knoten an den genähten Sehnenenden hat nach unseren Beobachtungen, ungeachtet möglicher Abweichungen beim Heilungsprozess *in vivo*, keine direkte Einwirkung bei der Entstehung der Spaltbildung.

#### **3.1 Ergebnisse der Fadenzugversuche**

Die Einzelergebnisse der Fadenzugversuche sind im Anhang 1.1 und 1.2 detailliert tabellarisch dargestellt und in Anlage 1.3 als Spannungs-/Verformungsdiagramm grafisch aufgetragen.

Die statistische Auswertung der Fadenzugversuche zeigen eine Normalverteilung der Messergebnisse mit folgenden statistischen Größen:

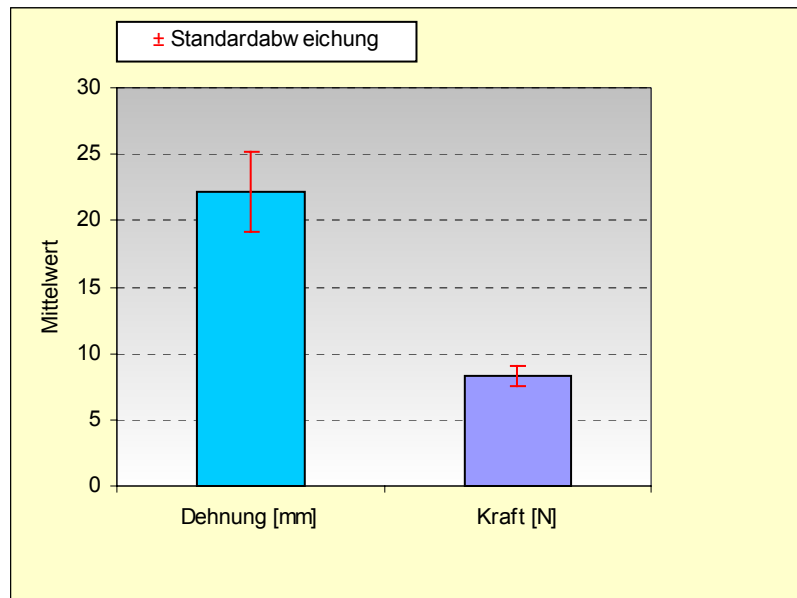
### 3.1.1 Miralene 4/0

Tabelle 4: Ermittelte statistische Größen, Fadenzugversuch Miralene

Miralene	Dehnung [mm]	Kraft [N]
gültige Fälle	5	5
Mittelwert	22,20	8,33
Std.Abweichung	2,98	0,78
Minimum	17,21	7,20
Maximum	24,50	9,12
Median	22,77	8,32
Ci 95 %	3,71	0,97

Bei 5 gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der Dehnung  $22,20 \pm 2,98$  mm (Ci 95%: 19,03 bis 25,91 mm) und der Kraft von  $8,33 \pm 0,78$  N (Ci 95%: 7,36 bis 9,30 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 17,21 mm, das Maximum 24,50 mm und der Median liegt bei 22,77 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 7,20 N, das Maximum 9,12 N und der Median liegt bei 8,32 N.

Dazu folgendes Diagramm Nr. 1:



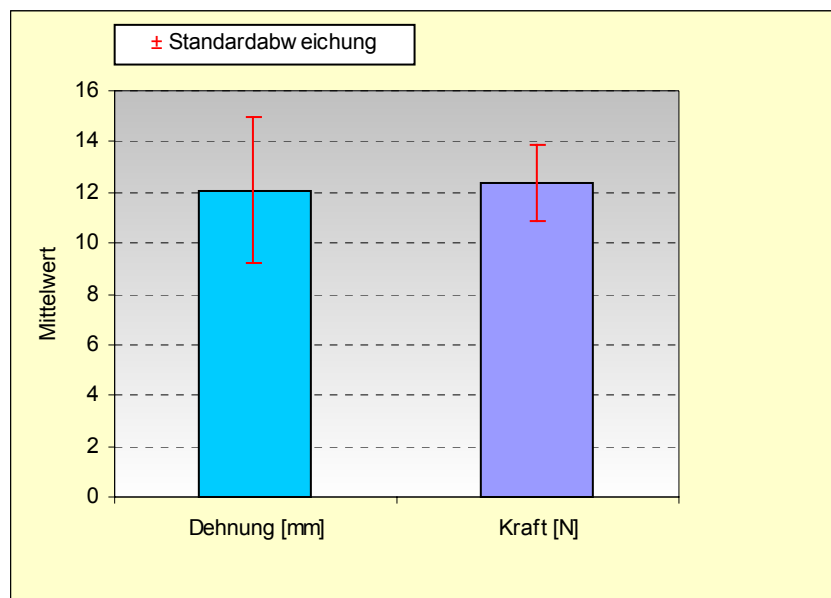
### 3.1.2 Ethibond 4/0

Tabelle 5: Ermittelte statistische Größen, Fadenzugversuch Ethibond

Ethibond	Dehnung [mm]	Kraft [N]
gültige Fälle	9	9
Mittelwert	12,09	12,36
Std.Abweichung	2,89	1,49
Minimum	7,45	8,96
Maximum	17,35	13,92
Median	11,56	12,32
Ci 95 %	2,22	1,14

Bei 9 gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der Dehnung  $12,09 \pm 2,89$  mm (Ci 95%: 9,87 bis 14,31 mm) und der Kraft von  $12,36 \pm 1,49$  N (Ci 95%: 11,22 bis 13,50 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 7,45 mm, das Maximum 17,35 mm und der Median liegt bei 11,56 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 8,96 N, das Maximum 13,92 N und der Median liegt bei 12,32 N.

Dazu folgendes Diagramm Nr. 2:





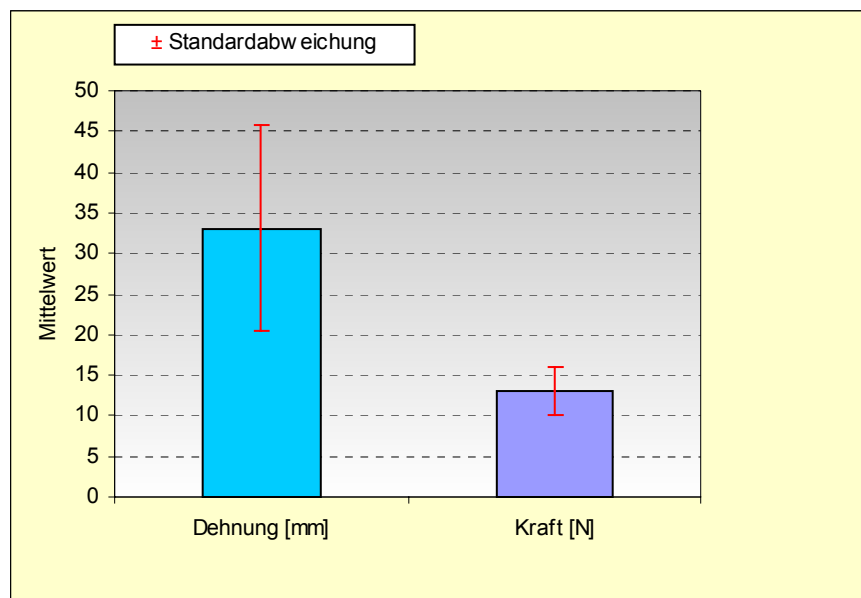
### 3.1.3 Prolene 4/0

Tabelle 6: Ermittelte statistische Größen, Fadenzugversuch Prolene

Prolene	Dehnung [mm]	Kraft [N]
gültige Fälle	10	10
Mittelwert	33,09	13,04
Std.Abweichung	12,62	3,01
Minimum	18,16	9,12
Maximum	50,06	16,80
Median	35,63	13,12
Ci 95 %	9,03	2,16

Bei 10 gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der Dehnung  $33,09 \pm 12,62$  mm (Ci 95%: 24,06 bis 42,12 mm) und der Kraft von  $13,04 \pm 3,01$  N (Ci 95%: 10,88 bis 15,20 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 18,16 mm, das Maximum 50,06 mm und der Median liegt bei 35,63 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 9,12 N, das Maximum 16,80 N und der Median liegt bei 13,12 N.

Dazu folgendes Diagramm Nr. 3:



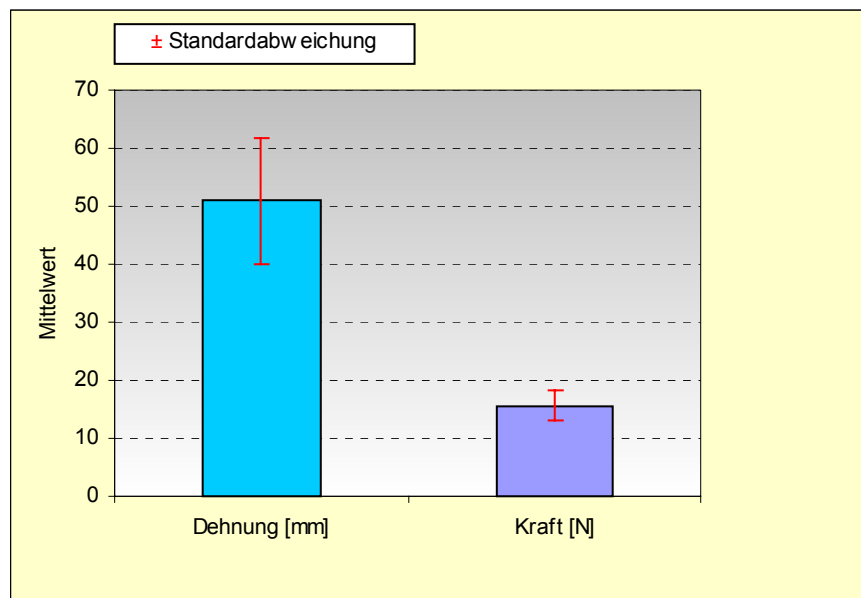
### 3.1.4 PDS II 4/0

Tabelle 7: Ermittelte statistische Größen, Fadenzugversuch PDS II

PDS II	Dehnung [mm]	Kraft [N]
gültige Fälle	6	6
Mittelwert	51,00	15,65
Std.Abweichung	10,89	2,57
Minimum	33,79	11,04
Maximum	66,40	18,88
Median	51,78	16,00
Ci 95 %	11,43	2,70

Bei 6 gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der Dehnung  $51,00 \pm 10,89$  mm (Ci 95%: 39,57 bis 62,43 mm) und der Kraft von  $15,65 \pm 2,57$  N (Ci 95%: 12,95 bis 18,35 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 33,79 mm, das Maximum 66,40 mm und der Median liegt bei 51,78 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 11,04 N, das Maximum 18,88 N und der Median liegt bei 16,00 N.

Dazu folgendes Diagramm Nr. 4:



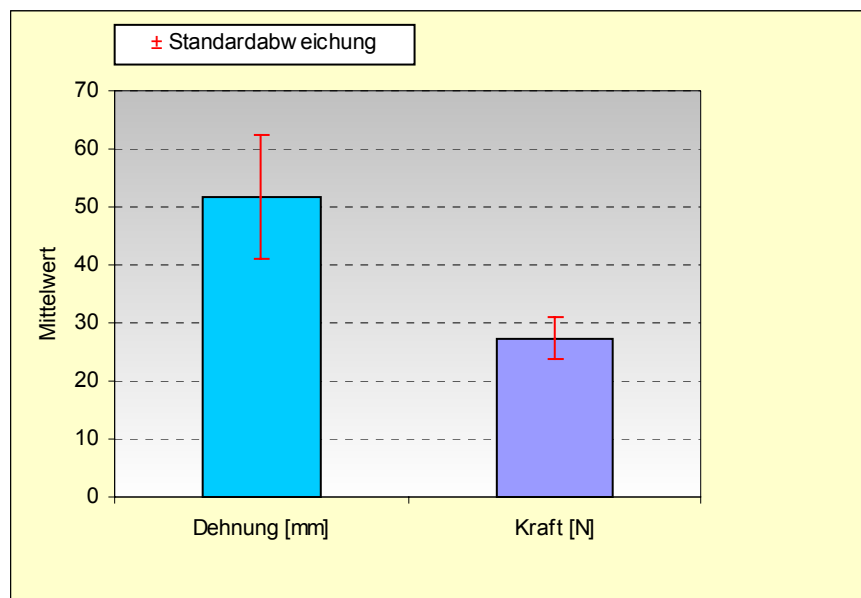
### 3.1.5 Maxon 4/0

Tabelle 8: Ermittelte statistische Größen, Fadenzugversuch Maxon

Maxon	Dehnung [mm]	Kraft [N]
gültige Fälle	10	10
Mittelwert	51,76	27,30
Std.Abweichung	10,71	3,63
Minimum	34,54	20,48
Maximum	73,16	32,16
Median	53,10	27,44
Ci 95 %	7,66	2,60

Bei 10 gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der Dehnung  $51,76 \pm 10,71$  mm (Ci 95%: 44,10 bis 59,42 mm) und der Kraft von  $27,30 \pm 3,63$  N (Ci 95%: 24,70 bis 29,90 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 34,54 mm, das Maximum 73,16 mm und der Median liegt bei 53,10 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 20,48 N, das Maximum 32,16 N und der Median liegt bei 27,44 N.

Dazu folgendes Diagramm Nr. 5:



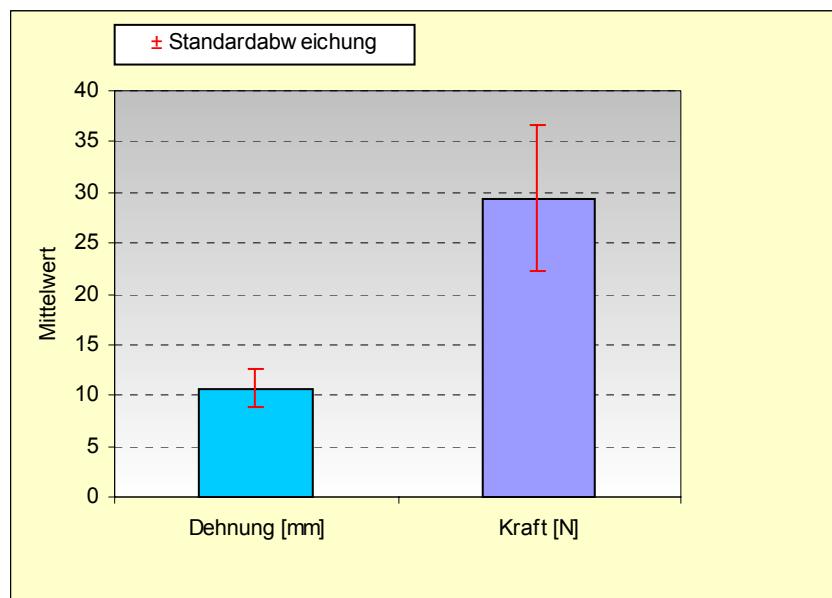
### 3.1.6 Tendo-loop 4/0

Tabelle 9: Ermittelte statistische Größen, Fadenzugversuch Tendo-loop

Tendo-loop	Dehnung [mm]	Kraft [N]
gültige Fälle	10	10
Mittelwert	10,73	29,44
Std.Abweichung	1,88	7,23
Minimum	7,39	15,52
Maximum	13,31	39,36
Median	11,21	30,08
Ci 95 %	1,34	5,17

Bei 10 gültigen Versuchen beträgt der Mittelwert der Dehnung  $10,73 \pm 1,88$  mm (Ci 95%: 9,39 bis 12,07 mm) und der Kraft von  $29,44 \pm 7,23$  N (Ci 95%: 24,27 bis 34,61 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 7,39 mm, das Maximum 13,31 mm und der Median liegt bei 11,21 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 15,52 N, das Maximum 39,36 N und der Median liegt bei 30,08 N.

Dazu folgendes Diagramm Nr. 6:



### 3.1.7 Vergleich und Bewertung der Fadenzugversuche

Aus den Messwerten gemäß Tabelle 10 und Diagramm 7 ist zu erkennen, dass Tendo-loop die größte Reißfestigkeit bei gleichzeitig kleinster Dehnung hat. Maxon-Fäden zeigten in dieser Versuchsreihe die größte Dehnung bei zweitgrößter Reißfestigkeit.

Grundsätzlich gilt für alle Fäden, dass eine Ungleichheit zwischen der Stabilität am geknoteten und ungeknoteten Bereich des Fadens besteht; vorwiegend bei den Fäden PDS und Miralene trat der Fadenriß im geknoteten Bereich auf. Maxon hingegen zeigte in der Versuchsreihe die größte Reißfestigkeit im geknoteten Bereich, d. h. der Fadenriß trat bevorzugt im ungeknoteten Bereich auf.

In der nachfolgenden Tabelle 2 sind die wesentlichen Ergebnisse (Mittelwert und Standardabweichung ( $\delta$ ) der Kraft, der Dehnung sowie des Elastizitätsmoduls) beim Fadenriß zusammengefasst.

Bei den ermittelten Elastizitätsmoduli für 4 Fäden fällt Tendo-loop mit dem mit Abstand größten E-Modul auf. Aufgrund dieser Steifigkeit des Fadens war das Knoten und später bei den Sehnennaht-Zugversuchen eine erschwerte Handhabung zu verzeichnen.

Diagramm Nr. 7: Vergleich der Messergebnisse aus Fadenzugversuchen

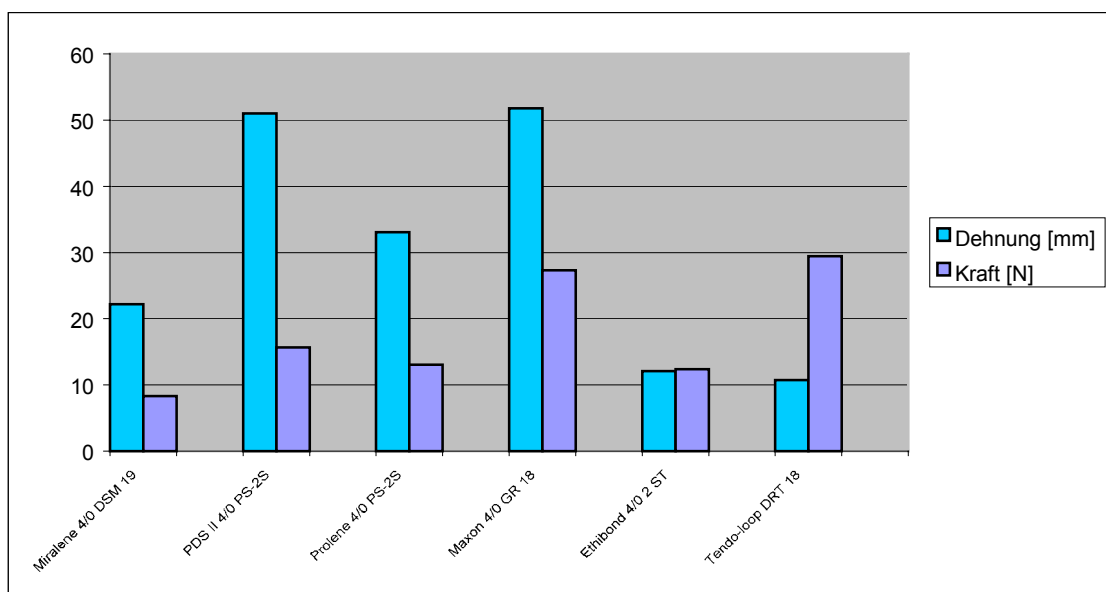


Tabelle 10: Zusammenstellung der Ergebnisse der Fadenzugversuche

Anzahl Versuche	Fadentyp [4/0]	Fadenriß			Lokalisation Fadenriß
		Dehnung [mm]	Kraft [N]	Elastizität [MPa]	
		Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	
10	Tendo-loop	10,73 ± 1,88	29,44 ± 7,23	224,52 ± 33,60	5 x am Knoten, 5 x Faden gerissen
10	Maxon	51,76 ± 10,71	27,30 ± 3,63	50,81 ± 3,81	2 x am Knoten, 8 x Faden gerissen
6	PDS II	51,00 ± 10,89	15,65 ± 2,57	28,58 ± 1,72	6 x am Knoten gerissen
10	Prolene	33,09 ± 12,62	13,04 ± 3,01	35,31 ± 2,39	6 x am Knoten, 4 x Faden gerissen
9	Ethibond	12,09 ± 2,89	12,36 ± 1,49	-	2 x am Knoten, 7 x Fadengerissen
5	Miralene	22,20 ± 2,98	8,33 ± 0,78	-	5 x am Knoten gerissen

### 3.2 Reißfestigkeiten der untersuchten Sehnennähte

Die Ergebnisse der durchgeführten Zugversuche sind in nachstehender Tabelle 3, sortiert nach der größten Kraft bei Nahriß, dargestellt.

Tabelle 11: Mittelwerte und Standardabweichung (STABWN) von Kraft / Dehnung bei Nahriß

Naht	Faden [4-0] und Nadel- armierung	Versuchs- Anzahl	Nahriß	
			Kraft [N]	Dehnung [mm]
			Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	Maxon 2 GR 18	10	108,32 ± 33,87	11,72 ± 4,45
Marburger I	Maxon 2 GR 18	9	57,01 ± 9,10	10,83 ± 0,94
Marburger I	PDS II 2 ST 4	7	53,87 ± 4,81	11,67 ± 0,85
Marburger II	Maxon 2 GR 18	10	52,96 ± 5,61	11,69 ± 1,86
Bunnell	Maxon 2 GR 18	8	48,62 ± 9,97	18,08 ± 3,07
Marburger I	Ethibond 2 ST 4	9	36,87 ± 5,85	8,56 ± 1,15
Tsuge	Tendo-loop DRT 18	10	34,45 ± 3,33	10,67 ± 1,01
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	PDS II PS 2S	10	25,89 ± 2,23	9,86 ± 1,53
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	PDS II V 7	10	25,81 ± 3,09	10,92 ± 1,85
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	Prolene PS 2S	10	21,74 ± 3,95	6,88 ± 0,97
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	Miralene DSM 19	10	21,41 ± 2,32	8,29 ± 1,26
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	Ethibond 2 ST 4	11	19,23 ± 2,36	10,14 ± 1,32

Die größte Kraft von im Mittel 108 N erzielte bei diesen Versuchen die modifizierte Kirchmayr-Naht bei Verwendung eines Maxon-Fadens; die Dehnung liegt dabei in der gleichen Größenordnung (ca. 10 mm) wie bei den anderen biomechanischen Versuchen. In diesen beträgt die maximale Kraft beim Nahtriß durchschnittlich die Hälfte bzw. ein Viertel dieses Wertes.

Auffallend ist die insgesamt größere Reißfestigkeit der mit verschiedenen Fäden durchgeführten Marburger Sehnennähte gegenüber den gängigen Sehnennahttechniken (mit Ausnahme der vorgenannten Naht).

Der in den Fadenzugversuchen festgestellte größere Elastizitätsmodul des Tendo-loop Fadens bringt in diesem Vergleich keine Vorteile hinsichtlich der Reißfestigkeit der genähten Sehne.

Das relativ gute Abschneiden der Bunnell-Naht ist gegenüber den anderen Versuchsergebnissen mit einer deutlichen, nahezu doppelt so großen Dehnung verbunden; dies wird auch im Rahmen der Bildsequenzanalyse (Kap. 4.3) in der Ermittlung des Verhältnisses der Kraft zur Dehnung bei der Spaltbildung deutlich.

Diese Auswertung bezieht sich ausschließlich auf die maximal gemessene Kraft und Dehnung bis zum Zeitpunkt des Nahtrisses. In der nachfolgend beschriebenen Auswertung der Bildsequenzanalyse wird auf die gemessene Kraft und Dehnung zum Zeitpunkt der Spaltbildung eingegangen.



### **3.3 Ergebnisse der Bildsequenzanalyse zu Spaltstabilitäten und Reißfestigkeiten (Nahtriß) der untersuchten Sehnennähte**

Die Auswertung der Versuche mittels Bildsequenzanalyse wurde für 12 verschiedene Nahttechnik/Nahtmaterial-Kombinationen durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen werden nachfolgend beschrieben.

Durch die detaillierten Aufzeichnung (per Video) und Messung (digital) konnten Imponderabilien beim Versuchsablauf innerhalb einer Versuchsreihe (z. B. Durchrutschen des Fadens durch die Sehne oder den Knoten, Knoten- oder Fadenriß) gesondert bewertet und die Kraft bis zur Entstehung eines Spalts zwischen den genähten Sehnenstümpfen ermittelt werden.

Nachfolgend sind beispielhaft Bilder aus der Videoaufzeichnung der durchgeführten Zugversuche dargestellt, die sowohl hinsichtlich des Kraft-/Dehnungsverhältnisses zum Zeitpunkt der Spaltbildung sowie hinsichtlich des Bruchereignisses der Naht (Nahtriß, Reißfestigkeit) typische Ergebnisse repräsentieren und damit weitestgehend auch den in Tab. 4 enthaltenen statistischen Mittelwerten einer jeweiligen Versuchsreihe entsprechen.

Als Kriterium zur Festlegung der Spaltbildung und der zugehörigen Kraft diente die visuelle Beurteilung, wobei ein ca. 1 mm breiter, sichtbar durchgehender Spalt erkennbar sein musste (siehe auch Kap. 2.2). Die Kraft-/Dehnungsparameter bei Nahtriß wurden vom Versuchsgerät automatisch ausgewertet und als Ausdruck (siehe Abb. 24) ausgegeben; diese wurden den Tabellen in dieser Arbeit zugrunde gelegt. Zusätzlich liegen recht gut bestimmbare Messwerte aus der Bildsequenzanalyse vor, welche die größte Kraft vor dem Nahtriß wiedergeben und ergänzend den entsprechenden Versagensmechanismus (Fadenriß, Knotenriß, Aufgehen des Knotens, Durchrutschen des Fadens in der Sehne) dokumentieren. In einigen Versuchen kam es trotz der eigens angefertigten, verbesserten Einspannvorrichtung der Sehnen zum Durchrutschen derselben; diese Messwerte wurden bei der Ermittlung der Durchschnittswerte nicht weiter berücksichtigt und sind in den Anlagen in Klammern gesetzt. Abhängig vom Zeitpunkt des Durchrutschens der Sehne, konnten vereinzelt noch Messwerte bis zur Spaltbildung berücksichtigt werden.

### 3.3.1 Bildsequenzanalyse mod. Kirchmayr/Kleinert mit PDS II, PS 2S

Die statistische Auswertung der Messdaten aus der Bildsequenzanalyse ergibt folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Tabelle 12: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Naht	Faden [4-0] & Nadelarmierung	Auswertbare Versuchs-Anzahl Spalt/Riß	Spaltbildung		Nahtriß	
			Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]
			Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	PDS II PS 2S	10/10	2,88 $\pm$	5,18 $\pm$	9,86 $\pm$ 1,53	25,89 $\pm$ 2,23

Diagramm 8: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

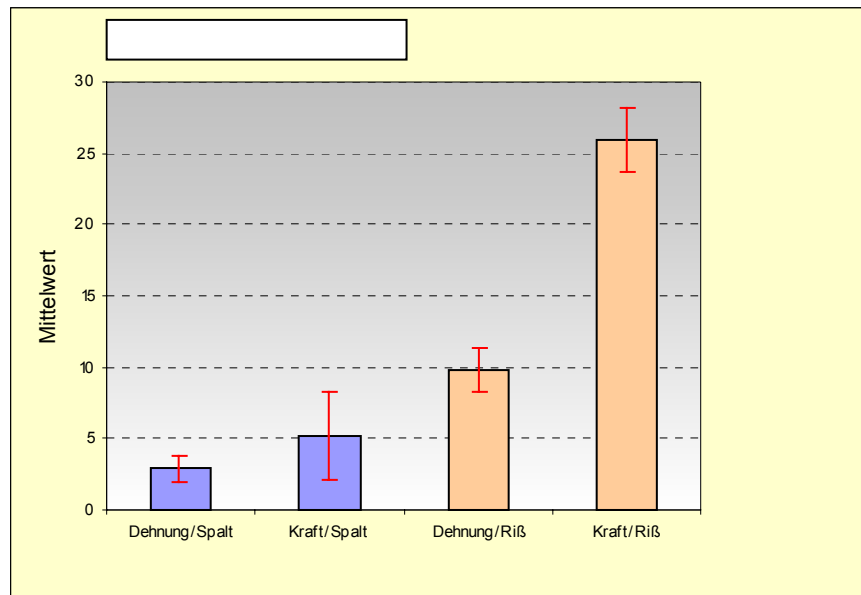


Tabelle 13: Weitere statistische Kenndaten der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

<b>Modifizierte Kirchmayr / Kleinert mit PDS PS 2S</b>	<b>Dehnung/Spalt</b>	<b>Kraft/Spalt</b>	<b>Dehnung/Riß</b>	<b>Kraft/Riß</b>
gültige Fälle	10	10	10	10
Mittelwert	2,88	5,18	9,86	25,89
Std.Abweichung	0,92	3,10	1,53	2,23
Minimum	1,90	1,40	8,06	22,24
Maximum	4,30	11,40	13,03	29,60
Median	2,60	4,30	9,75	25,76
Ci 95% (±)	0,66	2,21	1,09	1,59

Bei 10 gültigen Versuchen wurde bei Spaltbildung ein Mittelwert der Dehnung von  $2,88 \pm 0,92$  mm (Ci 95%: 2,22 bis 3,54 mm) und der Kraft von  $5,18 \pm 3,10$  N (Ci 95%: 2,97 bis 7,39 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 1,90 mm, das Maximum 4,30 mm und der Median liegt bei 2,60 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 1,40 N, das Maximum 11,40 N und der Median liegt bei 4,30 N.

Bei Nahtriß beträgt der Mittelwert der Dehnung  $9,86 \pm 1,53$  mm (Ci 95%: 8,77 bis 10,95 mm) und der Kraft von  $25,89 \pm 2,23$  N (Ci 95%: 24,30 bis 27,48 N). Das Minimum der Dehnung beträgt 8,06 mm, das Maximum 13,03 mm und der Median liegt bei 9,75 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 22,40 N, das Maximum 29,60 N und der Median liegt bei 25,76 N.

Nachfolgend sind am Beispiel eines für diese Versuchsreihe typischen Versuchs (die Messwerte liegen sehr nahe im Bereich des Medians) die Spaltbildung mit zugehörigem Messwert der Dehnung und der Kraft bis unmittelbar bis zum Eintritt des Nahtrisses aus der Bildsequenzanalyse dokumentiert:

Abb. 33a:  
Dehnung/Kraft bei Spaltbildung  
2,7 mm / 2,3 % (4,6 N)



STROKE = Dehnung in [mm]

LOAD = Prozentzahl der voreingestellten Kraft von 200 N

Abb. 33b:  
Dehnung/Kraft bei Nahriß  
10,3 mm / 12,8 % (25,6 N)



Bei allen Versuchen dieser Versuchsreihe (siehe auch Anhang 3.4) sind die Fäden im Knotenbereich gerissen. Insgesamt zeigten diese Versuche die früheste Spaltbildung bei kleinster Kraft.

### 3.3.2 Bildsequenzanalyse Tsuge mit Tendo-loop DRT 18

Die statistische Auswertung der Messdaten aus der Bildsequenzanalyse ergibt folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Tabelle 14: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Naht	Faden [4-0] & Nadelarmierung	Auswertbare Versuchs-Anzahl Spalt/Riß	Spaltbildung		Nahtriß	
			Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]
			Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN
Tsuge	Tendo-loop DRT 18	10/10	2,54 ± 0,66	1,48 ± 1,02	10,67 ± 1,01	34,45 ± 3,33

Diagramm 9: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

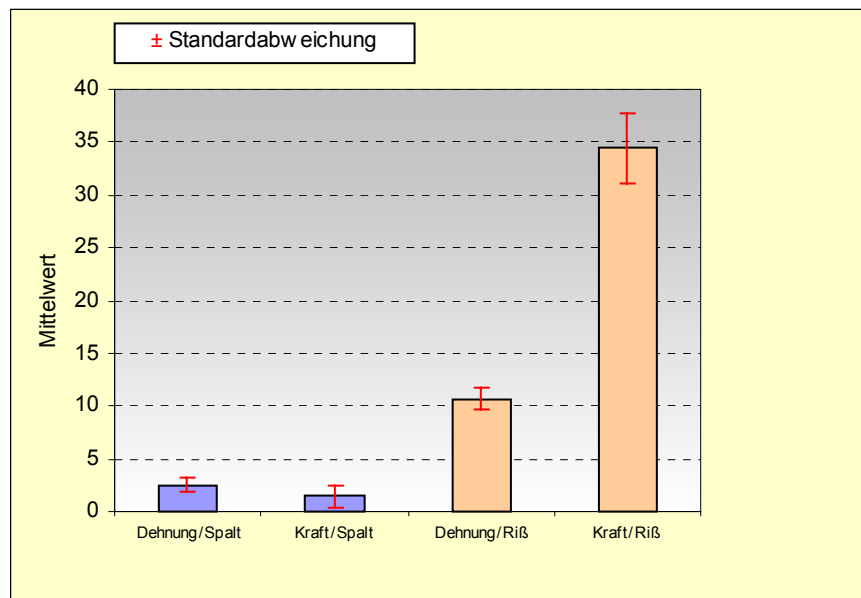


Tabelle 15: Weitere statistische Kenndaten der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

<b>Tsuge mit Tendo-loop DRT 18</b>	<b>Dehnung/Spalt</b>	<b>Kraft/Spalt</b>	<b>Dehnung/Riß</b>	<b>Kraft/Riß</b>
gültige Fälle	10	10	10	10
Mittelwert	2,54	1,48	10,67	34,45
Std.Abweichung	0,66	1,02	1,01	3,33
Minimum	1,90	0,40	9,63	30,72
Maximum	3,70	3,60	13,12	39,84
Median	2,35	1,30	10,54	34,64
Ci 95% (±)	0,47	0,73	0,72	2,39

Bei 10 gültigen Versuchen wurde bei Spaltbildung ein Mittelwert der Dehnung von  $2,54 \pm 0,66$  mm (Ci 95%: 2,07 bis 3,01 mm) und der Kraft von  $1,48 \pm 1,02$  N (Ci 95%: 0,75 bis 2,21 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 1,90 mm, das Maximum 3,70 mm und der Median liegt bei 2,35 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 0,40 N, das Maximum 3,60 N und der Median liegt bei 1,30 N.

Bei Nahtriß beträgt der Mittelwert der Dehnung  $10,67 \pm 1,01$  mm (Ci 95%: 9,95 bis 11,39 mm) und der Kraft von  $34,45 \pm 3,33$  N (Ci 95%: 32,06 bis 36,84 N). Das Minimum der Dehnung beträgt 9,63 mm, das Maximum 13,12 mm und der Median liegt bei 10,54 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 30,72 N, das Maximum 39,84 N und der Median liegt bei 34,64 N.

Nachfolgend sind am Beispiel eines für diese Versuchsreihe typischen Versuchs die Spaltbildung mit zugehörigem Messwert der Dehnung und der Kraft bis unmittelbar bis zum Eintritt des Nahtrisses aus der Bildsequenzanalyse dokumentiert:

Abb. 34a:  
Dehnung/Kraft bei Spaltbildung  
2,7 mm / 0,5 % (1,0 N)



Abb. 34b:  
weiterer Verlauf von Dehnung/Kraft  
9,2 mm / 9,6 % (19,2 N)



STROKE = Dehnung in [mm]  
LOAD = Prozentzahl der voreingestellten Kraft von 200 N

Abb. 34c:  
weiterer Verlauf von Dehnung/Kraft  
10.8 mm / 12,7 % (25,4 N)



Abb. 34d:  
Dehnung/Kraft bei Nahtriß  
11,8 mm / 14,9 % (29,8 N)



STROKE = Dehnung in [mm]  
LOAD = Prozentzahl der voreingestellten Kraft von 200 N

Bei allen Versuchen dieser Versuchsreihe (siehe auch Anhang 3.8) ist ein Fadenriß eingetreten. Wesentliche Merkmale sind die relativ frühe Spaltbildung bei geringer Kraft dieser Nahttechnik mit zentrischen Trägernähten, die zudem dazu führt, dass meist eine Axialdrehung der Sehne während des Zugversuches auftrat.

### 3.3.3 Bildsequenzanalyse Bunnell mit Maxon 2 GR 18

Die statistische Auswertung der Messdaten aus der Bildsequenzanalyse ergibt folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Tabelle 16: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Naht	Faden [4-0] & Nadelarmierung	Auswertbare Versuchs-Anzahl Spalt/Riß	Spaltbildung		Nahtriß	
			Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]
			Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN
Bunnell	Maxon 2 GR 18	9/8	3,42 $\pm$ 1,15	3,96 $\pm$ 1,57	18,08 $\pm$ 3,07	48,62 $\pm$ 9,97

Diagramm 10: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

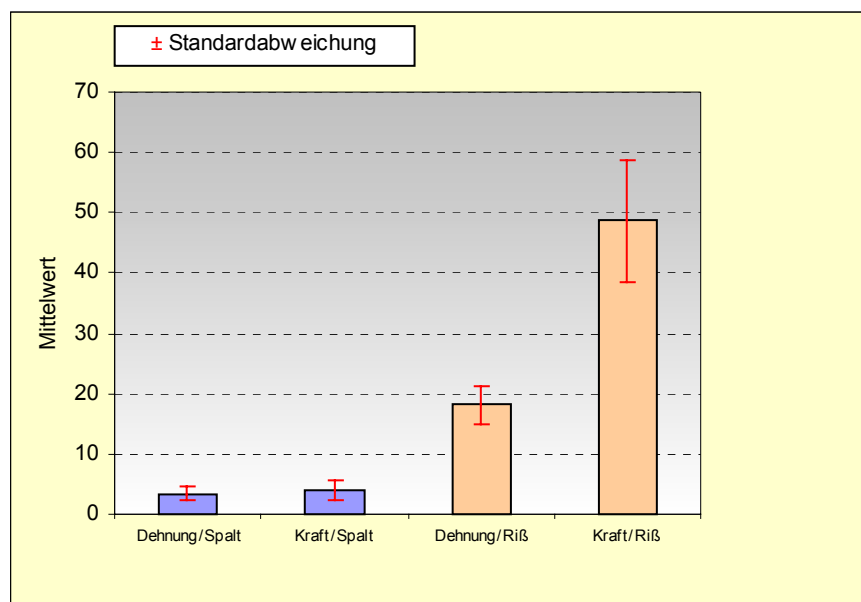




Tabelle 17: Weitere statistische Kenndaten der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

<b>Tsuge mit Tendo-loop DRT 18</b>	<b>Dehnung/Spalt</b>	<b>Kraft/Spalt</b>	<b>Dehnung/Riß</b>	<b>Kraft/Riß</b>
gültige Fälle	9	9	8	8
Mittelwert	3,42	3,96	18,08	48,62
Std.Abweichung	1,15	1,57	3,07	9,97
Minimum	1,70	2,40	13,90	33,76
Maximum	4,90	7,20	22,94	60,16
Median	3,90	3,40	17,92	47,44
Ci 95% (±)	0,88	1,21	2,57	8,34

Bei 9 gültigen Versuchen wurde bei Spaltbildung ein Mittelwert der Dehnung von  $3,42 \pm 1,15$  mm (Ci 95%: 2,54 bis 4,30 mm) und der Kraft von  $3,96 \pm 1,57$  N (Ci 95%: 2,75 bis 5,17 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 1,79 mm, das Maximum 4,90 mm und der Median liegt bei 3,90 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 2,40 N, das Maximum 7,20 N und der Median liegt bei 3,40 N.

Bei 8 gültigen Versuchen bis zum Nahtriß beträgt der Mittelwert der Dehnung  $18,08 \pm 3,07$  mm (Ci 95%: 15,51 bis 20,65 mm) und der Kraft von  $48,62 \pm 9,97$  N (Ci 95%: 40,28 bis 56,96 N). Das Minimum beträgt 13,90 mm und das Maximum 22,94 mm, der Median liegt bei 17,92 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 33,76 N, das Maximum 60,16 N und der Median liegt bei 47,44 N.

Nachfolgend sind am Beispiel eines für diese Versuchsreihe typischen Versuchs die Spaltbildung mit zugehörigem Messwert der Dehnung und der Kraft bis unmittelbar bis zum Eintritt des Nahtrisses aus der Bildsequenzanalyse dokumentiert:

Abb. 35a:  
Dehnung/Kraft bei Spaltbildung  
2,8 mm / 1,9 % (3,8 N)



STROKE = Dehnung in [mm]  
LOAD = Prozentzahl der voreingestellten Kraft von 200 N

Abb. 35b:  
weiterer Verlauf von Dehnung/Kraft  
9,4 mm / 10,0 % (20,0 N)



Abb. 35c:  
weiterer Verlauf von Dehnung/Kraft  
14,9 mm / 21,5 % (43,0 N)



Abb. 35d:  
Dehnung/Kraft bei Nahtriß  
17,4 mm / 25,0 % (50,0 N)



LOAD = Prozentzahl der voreingestellten Kraft von 200 N  
STROKE = Dehnung in [mm]

Die Spaltbildung tritt bereits bei geringen Kräften ein; bei 8 Versuchen trat ein Fadenriß auf. Nahtrisse bei 2 Versuchen konnten infolge Durchrutschen der Sehne aus der Einspannvorrichtung statistisch nicht berücksichtigt werden, bei einem Versuch trat anfänglich ein Durchrutschen des Fadens innerhalb der Sehne auf (Anhang 3.7). Als typisches Merkmal im Zugversuch zeigt die Bunnell-Naht eine „Ziehharmonika-artige“ Deformation der genähten Sehnenstümpfe.

### 3.3.4 Bildsequenzanalyse mod. Kirchmayr/Kleinert mit Miralene DSM 19

Die statistische Auswertung der Messdaten aus der Bildsequenzanalyse ergibt folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Tabelle 18: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Naht	Faden [4-0] & Nadelarmierung	Auswertbare Versuchs-Anzahl Spalt/Riß	Spaltbildung		Nahtriß	
			Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]
			Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	Miralene DSM 19	10/10	2,90 ± 1,70	4,10 ± 3,18	8,29 ± 1,26	21,41 ± 2,32

Diagramm 11: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

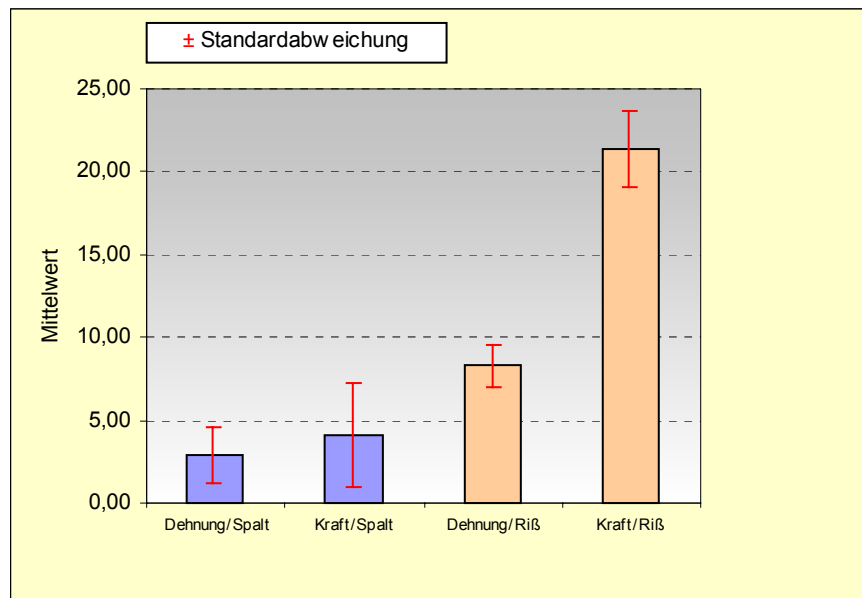


Tabelle 19: Weitere statistische Kenndaten der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Modifizierte Kirchmayr / Kleinert mit Miralene DSM 19	Dehnung/Spalt	Kraft/Spalt	Dehnung/Riß	Kraft/Riß
gültige Fälle	10	10	10	10
Mittelwert	2,90	4,10	8,29	21,41
Std.Abweichung	1,70	3,18	1,26	2,32
Minimum	0,70	1,40	5,47	17,12
Maximum	6,00	12,20	10,08	24,32
Median	2,60	3,00	8,21	21,76
Ci 95% (±)	1,21	2,28	0,90	1,66

Bei 10 gültigen Versuchen wurde bei Spaltbildung ein Mittelwert der Dehnung von  $2,90 \pm 1,70$  mm (Ci 95%: 1,69 bis 4,11 mm) und der Kraft von  $4,10 \pm 3,18$  N (Ci 95%: 1,82 bis 6,36 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 0,70 mm, das Maximum 6,00 mm und der Median liegt bei 2,60 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 1,40 N, das Maximum 12,20 N und der Median liegt bei 3,00 N.

Bei Nahtriß beträgt der Mittelwert der Dehnung  $8,29 \pm 1,26$  mm (Ci 95%: 7,39 bis 9,19 mm) und der Kraft von  $21,41 \pm 2,32$  N (Ci 95%: 19,75 bis 23,07 N). Das Minimum der Dehnung beträgt 5,47 mm, das Maximum 10,08 mm und der Median liegt bei 8,21 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 17,12 N, das Maximum 24,32 N und der Median liegt bei 21,76 N.

Nachfolgend sind am Beispiel eines für diese Versuchsreihe typischen Versuchs die Spaltbildung mit zugehörigem Messwert der Dehnung und der Kraft bis unmittelbar bis zum Eintritt des Nahtrisses aus der Bildsequenzanalyse dokumentiert:

Abb. 36a:  
Dehnung/Kraft bei Spaltbildung  
3,2 mm / 2,0 % (4,0 N)



Abb. 36b:  
Dehnung/Kraft bei Nahriß  
8,8 mm / 10,4 % (20,8 N)



STROKE = Dehnung in [mm]  
LOAD = Prozentzahl der voreingestellten Kraft von 200 N

Die Spaltbildung tritt bereits bei geringen Kräften ein; bei 9 Versuchen trat ein Fadenriß im Knotenbereich auf (Anhang 3.5). Bei einem Versuch ist der Knoten aufgegangen. Miralene zeigte auch in den Versuchen zur Bestimmung der Fadenfestigkeiten (Tab. 10 und Anhang 1.1) die kleinste Fadenfestigkeit.

### 3.3.5 Bildsequenzanalyse mod. Kirchmayr/Kleinert mit Ethibond 2 ST 4

Die statistische Auswertung der Messdaten aus der Bildsequenzanalyse ergibt folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Tabelle 20: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Naht	Faden [4-0] & Nadelarmierung	Auswertbare Versuchs-Anzahl Spalt/Riß	Spaltbildung		Nahtriß	
			Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]
			Mittelwert $\pm$ ST WN	Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	Ethibond 2 ST 4	11/11	4,46 $\pm$ 1,19	5,51 $\pm$ 1,44	10,14 $\pm$ 1,32	19,23 $\pm$ 2,36

Diagramm 12: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

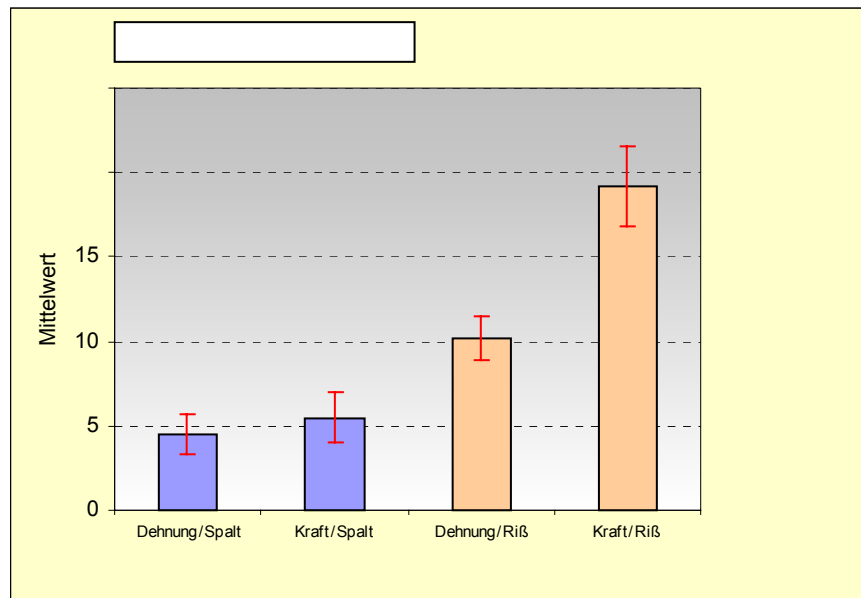


Tabelle 21: Weitere statistische Kenndaten der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Modifizierte Kirchmayr / Kleinert mit Ethibond 2 ST 4	Dehnung/Spalt	Kraft/Spalt	Dehnung/Riß	Kraft/Riß
gültige Fälle	11	11	11	11
Mittelwert	4,46	5,51	10,14	19,23
Std.Abweichung	1,19	1,44	1,32	2,36
Minimum	2,00	3,20	8,08	15,84
Maximum	6,00	8,00	12,41	23,04
Median	4,50	5,40	10,38	18,56
Ci 95% (±)	0,80	0,97	0,88	1,59

Bei 11 gültigen Versuchen wurde bei Spaltbildung ein Mittelwert der Dehnung von  $4,46 \pm 1,19$  mm (Ci 95%: 3,66 bis 5,26 mm) und der Kraft von  $5,51 \pm 1,44$  N (Ci 95%: 4,54 bis 6,48 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 2,00 mm, das Maximum 6,00 mm und der Median liegt bei 4,50 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 3,20 N, das Maximum 8,00 N und der Median liegt bei 5,40 N.

Bei Nahtriß beträgt der Mittelwert der Dehnung  $10,14 \pm 1,32$  mm (Ci 95%: 9,26 bis 11,02 mm) und der Kraft von  $19,23 \pm 2,36$  N (Ci 95%: 17,64 bis 20,82 N). Das Minimum der Dehnung beträgt 8,08 mm, das Maximum 12,41 mm und der Median liegt bei 10,38 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 15,84 N, das Maximum 23,04 N und der Median liegt bei 18,56 N.

Nachfolgend sind am Beispiel eines für diese Versuchsreihe typischen Versuchs die Spaltbildung mit zugehörigem Messwert der Dehnung und der Kraft bis unmittelbar bis zum Eintritt des Nahtrisses aus der Bildsequenzanalyse dokumentiert:

Abb. 37a:

Dehnung/Kraft bei Spaltbildung  
4,5 mm / 2,5 % (5,0 N)



Abb. 37b:

Dehnung/Kraft bei Nahriß  
11,1 mm / 10,0 % (20,0 N)



STROKE = Dehnung in [mm]

LOAD = Prozentzahl der voreingestellten Kraft von 200 N

Bei 5 Versuchen trat ein Fadenriß, bei 5 ein Riß im Knotenbereich ein. In einem Versuch ist der Knoten aufgegangen (Anhang 3.6). Bei einer im Vergleich mit anderen Nahttechniken und -materialien geringer Spaltfestigkeit, fällt die geringste Bruchfestigkeit (Tab. 36) auf.



### 3.3.6 Bildsequenzanalyse mod. Kirchmayr/Kleinert mit Prolene PS 2S

Die statistische Auswertung der Messdaten aus der Bildsequenzanalyse ergibt folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Tabelle 22: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Naht	Faden [4-0] & Nadelarmierung	Auswertbare Versuchszahl Spalt/Riß	Spaltbildung		Nahtriß	
			Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]
			Mittelwert ± ST WN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	Prolene PS 2S	10/10	3,76 ± 1,27	8,48 ± 3,43	6,88 ± 0,97	21,74 ± 3,95

Diagramm 13: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

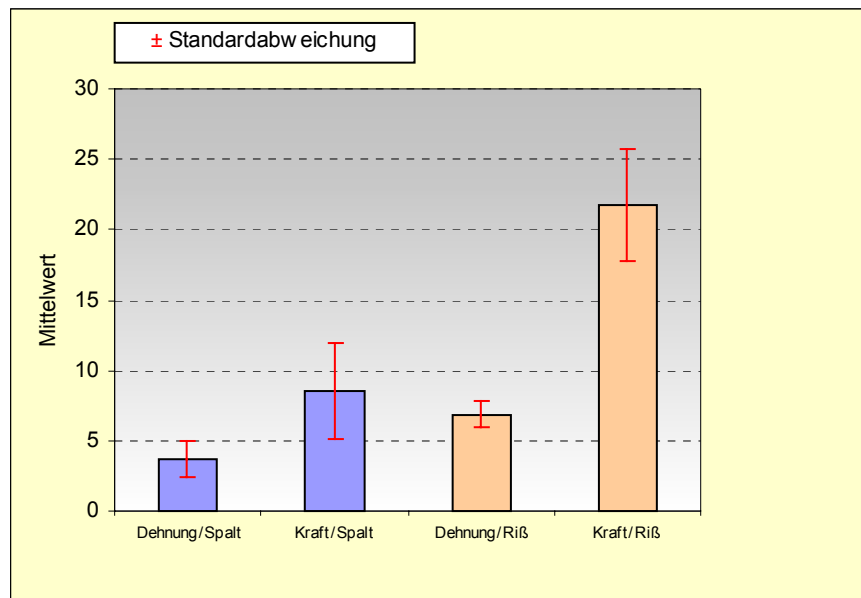


Tabelle 23: Weitere statistische Kenndaten der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Modifizierte Kirchmayr / Kleinert mit Prolene PS 2S	Dehnung/Spalt	Kraft/Spalt	Dehnung/Riß	Kraft/Riß
gültige Fälle	10	10	10	10
Mittelwert	3,76	8,48	6,88	21,74
Std.Abweichung	1,27	3,43	0,97	3,95
Minimum	2,20	4,00	5,09	13,92
Maximum	6,30	15,20	8,40	27,04
Median	3,60	8,80	6,85	22,32
Ci 95% (±)	0,91	2,45	0,69	2,83

Bei 10 gültigen Versuchen wurde bei Spaltbildung ein Mittelwert der Dehnung von  $3,76 \pm 1,27$  mm (Ci 95%: 2,86 bis 4,67 mm) und der Kraft von  $8,48 \pm 3,43$  N (Ci 95%: 6,03 bis 10,93 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 2,20 mm, das Maximum 6,30 mm und der Median liegt bei 3,60 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 4,00 N, das Maximum 15,20 N und der Median liegt bei 8,80 N.

Bei Nahtriß beträgt der Mittelwert der Dehnung  $6,88 \pm 0,97$  mm (Ci 95%: 6,19 bis 7,57 mm) und der Kraft von  $21,74 \pm 3,95$  N (Ci 95%: 18,91 bis 24,57 N). Das Minimum der Dehnung beträgt 5,09 mm, das Maximum 4,40 mm und der Median liegt bei 6,85 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 13,92 N, das Maximum 27,04 N und der Median liegt bei 22,32 N.

Nachfolgend sind am Beispiel eines für diese Versuchsreihe typischen Versuchs die Spaltbildung mit zugehörigem Messwert der Dehnung und der Kraft bis unmittelbar bis zum Eintritt des Nahtrisses aus der Bildsequenzanalyse dokumentiert:

Abb. 38a:  
Dehnung/Kraft bei Spaltbildung  
4,0 mm / 5,5 % (11,0 N)



Abb. 38b:  
Dehnung/Kraft bei Nahriß  
7,5 mm / 12,0 % (24,0 N)



STROKE = Dehnung in [mm]  
LOAD = Prozentzahl der voreingestellten Kraft von 200 N

Die Spaltbildung tritt bereits bei mittleren Kräften ein; bei allen Versuchen trat ein Fadenriß im Knotenbereich auf (Anhang 3.3). Dieses Ergebnis spiegeln auch die Fadenzugversuche wider, wobei 60 % der Fäden im Knotenbereich gerissen sind (Tab. 10, Anhang 1.1).

### 3.3.7 Bildsequenzanalyse mod. Kirchmayr/Kleinert mit PDS V7

Die statistische Auswertung der Messdaten aus der Bildsequenzanalyse ergibt folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Tabelle 24: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Naht	Faden [4-0] & Nadelarmierung	Auswertbare Versuchs-Anzahl Spalt/Riß	Spaltbildung		Nahtriß	
			Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]
			Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	PDS II V 7	10/10	5,19 $\pm$ 1,10	11,24 $\pm$ 4,85	10,92 $\pm$ 1,85	25,81 $\pm$ 3,09

Diagramm 14: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

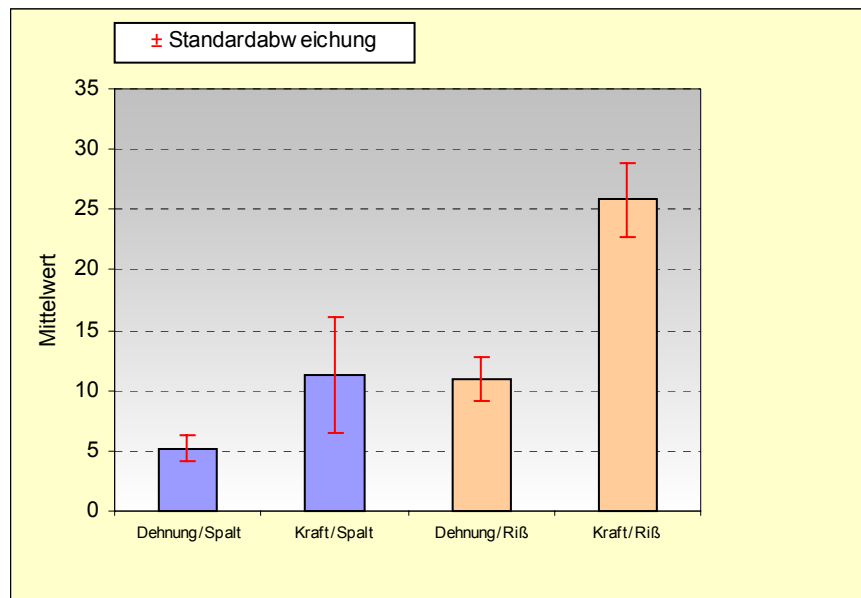


Tabelle 25: Weitere statistische Kenndaten der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Modifizierte Kirchmayr / Kleinert mit PDS V7	Dehnung/Spalt	Kraft/Spalt	Dehnung/Riß	Kraft/Riß
gültige Fälle	10	10	10	10
Mittelwert	5,19	11,24	10,92	25,81
Std.Abweichung	1,10	4,85	1,85	3,09
Minimum	3,00	3,60	8,52	19,84
Maximum	6,70	20,00	15,17	29,44
Median	5,25	11,00	11,10	26,48
Ci 95% (±)	0,79	3,47	1,32	2,21

Bei 10 gültigen Versuchen wurde bei Spaltbildung ein Mittelwert der Dehnung von  $5,19 \pm 1,10$  mm (Ci 95%: 4,40 bis 5,98 mm) und der Kraft von  $11,24 \pm 4,85$  N (Ci 95%: 7,77 bis 14,71 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 3,00 mm, das Maximum 6,70 mm und der Median liegt bei 5,25 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 19,84 N, das Maximum 29,44 N und der Median liegt bei 26,48 N.

Bei Nahtriß beträgt der Mittelwert der Dehnung  $10,92 \pm 1,85$  mm (Ci 95%: 9,60 bis 12,24 mm) und der Kraft von  $25,81 \pm 3,09$  N (Ci 95%: 23,60 bis 28,02 N). Das Minimum der Dehnung beträgt 8,52 mm, das Maximum 15,17 mm und der Median liegt bei 11,10 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 19,84 N, das Maximum 29,44 N und der Median liegt bei 26,48 N.

Nachfolgend sind am Beispiel eines für diese Versuchsreihe typischen Versuchs die Spaltbildung mit zugehörigem Messwert der Dehnung und der Kraft bis unmittelbar bis zum Eintritt des Nahtrisses aus der Bildsequenzanalyse dokumentiert:

Abb. 39a:

Dehnung/Kraft bei Spaltbildung  
5,3 mm / 6,9 % (13,8 N)



STROKE = Dehnung in [mm]

LOAD = Prozentzahl der voreingestellten Kraft von 200 N

Abb. 39b:

Dehnung/Kraft bei Nahriß  
10,8 mm / 14,0 % (28,0 N)



Bei 8 von 10 Versuchen ist der Faden gerissen. Die mod. Kirchmayr-Naht mit PDS II, V7, liegt insgesamt gesehen sowohl hinsichtlich der Spalt- als auch der Bruchfestigkeit im Mittelfeld der untersuchten Nähte (Tab. 36, Anhang 3.2). Die Bruchfestigkeit liegt mit ca. 25 N im Bereich der Größenordnung, die nach URBANIAK (1975) als auf die Beugesehne wirkende Kraft anzunehmen ist (siehe hierzu auch Kap. 2.1).

### 3.3.8 Bildsequenzanalyse Marburger II mit Maxon 2 GR 18

Die statistische Auswertung der Messdaten aus der Bildsequenzanalyse ergibt folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Tabelle 26: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Naht	Faden [4-0] & Nadelarmierung	Auswertbare Versuchs-Anzahl Spalt/Riß	Spaltbildung		Nahtriß	
			Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]
			Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN
Marburger II	Maxon 2 GR 18	10/10	3,66 ± 1,14	12,32 ± 3,96	11,69 ± 1,86	52,96 ± 5,61

Diagramm 15: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

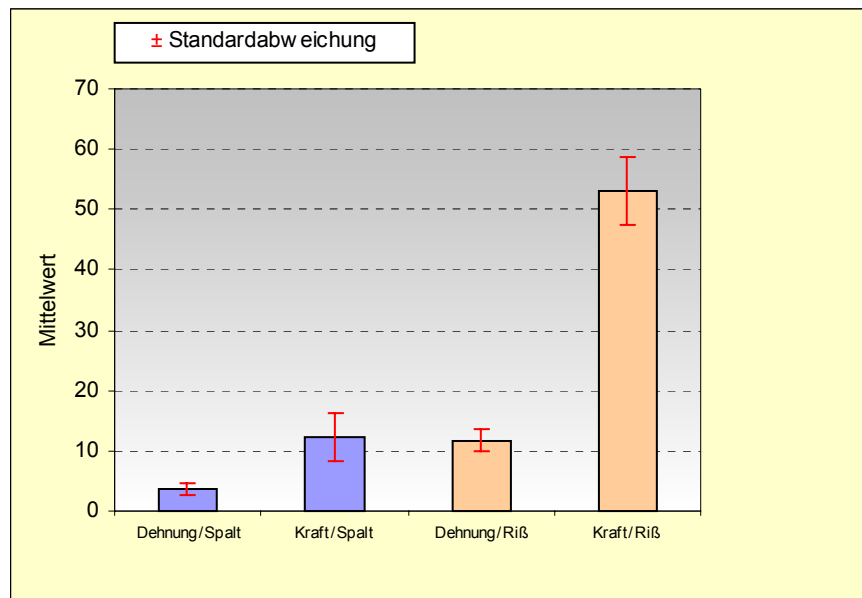


Tabelle 27: Weitere statistische Kenndaten der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Marburger II mit Maxon 2 GR 18	Dehnung/Spalt	Kraft/Spalt	Dehnung/Riß	Kraft/Riß
gültige Fälle	10	10	10	10
Mittelwert	3,66	12,32	11,69	52,96
Std.Abweichung	1,14	3,96	1,86	5,61
Minimum	2,50	8,40	9,43	43,20
Maximum	5,70	19,40	15,44	60,96
Median	3,20	11,40	11,49	53,68
Ci 95% (±)	0,81	2,84	1,33	4,02

Bei 10 gültigen Versuchen wurde bei Spaltbildung ein Mittelwert der Dehnung von  $3,66 \pm 1,14$  mm (Ci 95%: 2,85 bis 4,47 mm) und der Kraft von  $12,32 \pm 3,96$  N (Ci 95%: 9,48 bis 15,16 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 2,50 mm, das Maximum 2,70 mm und der Median liegt bei 3,20 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 8,40 N, das Maximum 19,40 N und der Median liegt bei 11,40 N.

Bei Nahtriß beträgt der Mittelwert der Dehnung  $11,69 \pm 1,86$  mm (Ci 95%: 10,36 bis 13,02 mm) und der Kraft von  $52,96 \pm 5,61$  N (Ci 95%: 48,94 bis 56,98 N). Das Minimum der Dehnung beträgt 9,43 mm, das Maximum 15,44 mm und der Median liegt bei 11,49 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 43,20 N, das Maximum 60,96 N und der Median liegt bei 53,68 N.

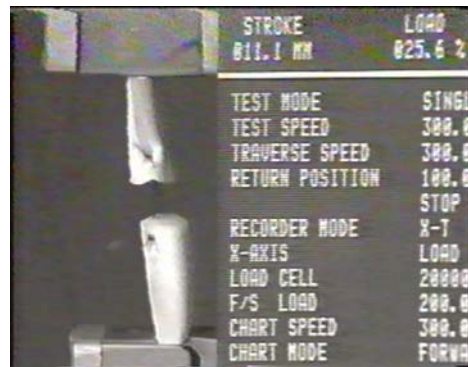


Nachfolgend sind am Beispiel eines für diese Versuchsreihe typischen Versuchs die Spaltbildung mit zugehörigem Messwert der Dehnung und der Kraft bis unmittelbar bis zum Eintritt des Nahtrisses aus der Bildsequenzanalyse dokumentiert:

Abb. 40a:  
Dehnung/Kraft bei Spaltbildung  
2,5 mm / 4,2 % (8,4 N)



Abb. 40b:  
Dehnung/Kraft bei Nahtriß  
11,1 mm / 25,6 % (51,2 N)



STROKE = Dehnung in [mm]  
LOAD = Prozentzahl der voreingestellten Kraft von 200 N

Diese Variante der Marburger Sehnennaht I erzielt trotz der Erfassung des halben Sehnenquerschnittes hinsichtlich der Spaltbildung das fünftbeste Ergebnis (Tab. 36). Auch die Bruchfestigkeit (Nahtriß) liegt deutlich über den anzunehmenden auf die Beugesehne wirkende Kraft (Kap. 2.1). In 8 von 10 Versuchen ist der Faden gerissen, zweimal ist der Faden durch die Sehne gerutscht (Anhang 3.12).

### 3.3.9 Bildsequenzanalyse Marburger I mit Ethibond 2 ST 4

Die statistische Auswertung der Messdaten aus der Bildsequenzanalyse ergibt folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Tabelle 28: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Naht	Faden [4-0] & Nadelarmierung	Auswertbare Versuchs-Anzahl Spalt/Riß	Spaltbildung		Nahtriß	
			Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]
			Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN
Marburger I	Ethibond 2 ST 4	10/9	4,90 ± 1,10	15,80 ± 5,28	8,56 ± 1,15	36,87 ± 5,85

Diagramm 16: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

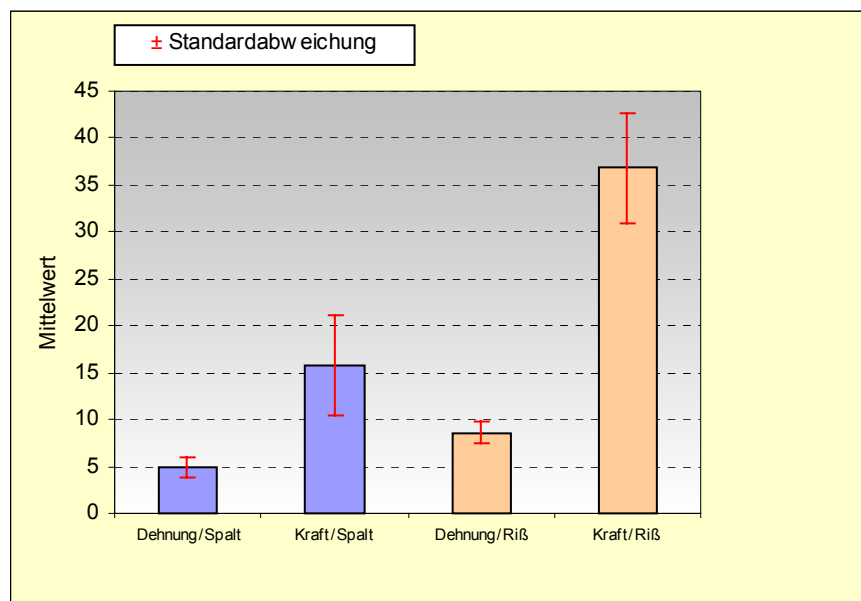


Tabelle 29: Weitere statistische Kenndaten der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Marburger I mit Ethibond 2 ST	Dehnung/Spalt	Kraft/Spalt	Dehnung/Riß	Kraft/Riß
gültige Fälle	10	10	9	9
Mittelwert	4,90	15,80	8,56	36,87
Std.Abweichung	1,10	5,28	1,15	5,85
Minimum	2,70	7,60	6,84	26,40
Maximum	6,20	24,00	9,87	44,80
Median	5,15	16,00	8,97	38,24
Ci 95% (±)	0,79	3,78	0,88	4,50

Bei 10 gültigen Versuchen wurde bei Spaltbildung ein Mittelwert der Dehnung von  $4,90 \pm 1,10$  mm (Ci 95%: 4,11 bis 5,69 mm) und der Kraft von  $15,80 \pm 5,28$  N (Ci 95%: 12,02 bis 19,58 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 2,70 mm, das Maximum 6,20 mm und der Median liegt bei 5,15 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 7,60 N, das Maximum 24,00 N und der Median liegt bei 16,00 N.

Bei 9 gültigen Versuchen bis zum Nahtriß beträgt der Mittelwert der Dehnung  $8,56 \pm 1,15$  mm (Ci 95%: 7,68 bis 9,44 mm) und der Kraft von  $36,87 \pm 5,85$  N (Ci 95%: 32,37 bis 41,37 N). Das Minimum der Dehnung beträgt 6,84 mm, das Maximum 9,87 mm und der Median liegt bei 8,97 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 26,40 N, das Maximum 44,80 N und der Median liegt bei 38,24 N.

Nachfolgend sind am Beispiel eines für diese Versuchsreihe typischen Versuchs die Spaltbildung mit zugehörigem Messwert der Dehnung und der Kraft bis unmittelbar bis zum Eintritt des Nahtrisses aus der Bildsequenzanalyse dokumentiert:

Abb. 41a:

Dehnung/Kraft bei Spaltbildung  
3,3 mm / 7,0 % (14,0 N)



Abb. 41b:

Dehnung/Kraft bei Nahriß  
9,3 mm / 18,5 % (37,0 N)



STROKE = Dehnung in [mm]

LOAD = Prozentzahl der voreingestellten Kraft von 200 N

Die Spaltbildung tritt bei mittleren bis relativ großen Kräften ein (oberes Drittel gemäß Tab. 36); bei 7 Versuchen trat ein Fadenriß im Bereich des Knotens ein. In 2 Versuchen ist der Knoten aufgegangen, in einem Versuch ist der Knoten bereits kurz nach der Spaltbildung aufgegangen (Anhang 3.11). Die Bruchfestigkeit ist eher durchschnittlich (Tab. 36).

### 3.3.10 Bildsequenzanalyse Marburger I mit PDS II 2 ST 4

Die statistische Auswertung der Messdaten aus der Bildsequenzanalyse ergibt folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Tabelle 30: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Naht	Faden [4-0] & Nadelarmierung	Auswertbare Versuchs-Anzahl Spalt/Riß	Spaltbildung		Nahtriß	
			Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]
			Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN
Marburger I	PDS II 2 ST 4	7/7	5,79 ± 2,02	18,34 ± 6,25	11,67 ± 0,85	53,87 ± 4,81

Diagramm 17: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

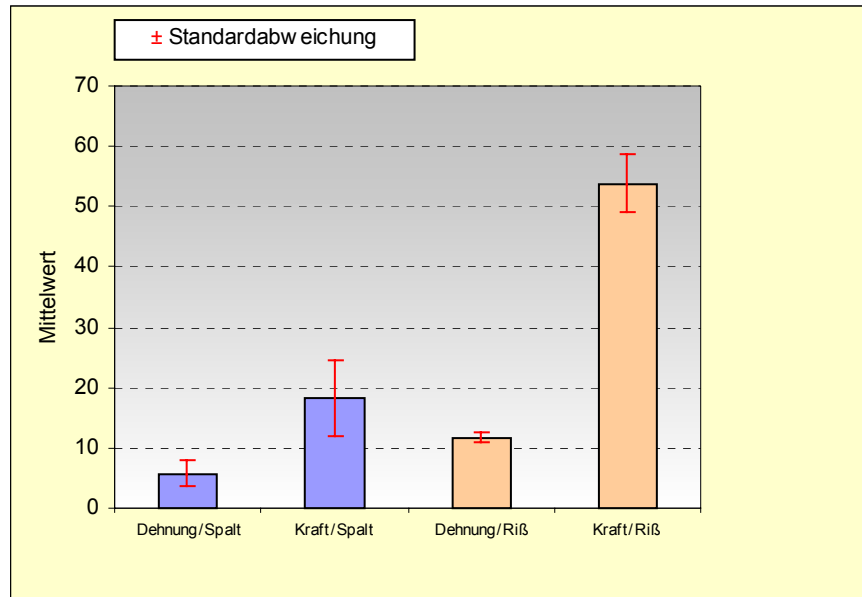


Tabelle 31: Weitere statistische Kenndaten der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Marburger I mit PDS II 2 ST 4	Dehnung/Spalt	Kraft/Spalt	Dehnung/Riß	Kraft/Riß
gültige Fälle	7	7	7	7
Mittelwert	5,79	18,34	11,67	53,87
Std.Abweichung	2,02	6,25	0,85	4,81
Minimum	3,70	9,80	10,66	46,56
Maximum	9,60	28,80	12,95	61,12
Median	5,10	18,40	11,53	52,32
Ci 95% (±)	1,87	5,78	0,79	4,45

Bei 7 gültigen Versuchen wurde bei Spaltbildung ein Mittelwert der Dehnung von  $5,79 \pm 2,02$  mm (Ci 95%: 3,92 bis 7,66 mm) und der Kraft von  $18,34 \pm 6,25$  N (Ci 95%: 12,56 bis 24,12 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 3,70 mm, das Maximum 9,60 mm und der Median liegt bei 5,10 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 9,80 N, das Maximum 28,80 N und der Median liegt bei 18,40 N.

Bei Nahtriß beträgt der Mittelwert der Dehnung  $11,67 \pm 0,85$  mm (Ci 95%: 10,88 bis 12,46 mm) und der Kraft von  $53,87 \pm 4,81$  N (Ci 95%: 49,42 bis 58,32 N). Das Minimum der Dehnung beträgt 10,66 mm, das Maximum 12,95 mm und der Median liegt bei 11,53 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 46,56 N, das Maximum 61,12 N und der Median liegt bei 52,32 N.

Nachfolgend sind am Beispiel eines für diese Versuchsreihe typischen Versuchs die Spaltbildung mit zugehörigem Messwert der Dehnung und der Kraft bis unmittelbar bis zum Eintritt des Nahtrisses aus der Bildsequenzanalyse dokumentiert:

Abb. 42a:  
Dehnung/Kraft bei Spaltbildung  
3,7 mm / 4,9 % (9,8 N)



STROKE = Dehnung in [mm]

LOAD = Prozentzahl der voreingestellten Kraft von 200 N

Abb. 42b:  
Dehnung/Kraft bei Nahtriß  
11,8 mm / 26,2 % (52,4 N)



Sowohl bezüglich der Spaltbildung bei mittleren bis relativ großen Kräften als auch in der Bruchfestigkeit erreichte diese Nahttechnik mit dem gewählten Faden im Gesamtvergleich der Untersuchung das drittbeste Ergebnis (Tab. 36 und Tab. 10); bei allen 7 Versuchen trat ein Fadenriß ein (Anhang 3.10).

### 3.3.11 Bildsequenzanalyse mod. Kirchmayr/Kleinert mit Maxon 2 GR 18

Die statistische Auswertung der Messdaten aus der Bildsequenzanalyse ergibt folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Tabelle 32: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Naht	Faden [4-0] & Nadelarmierung	Auswertbare Versuchs-Anzahl Spalt/Riß	Spaltbildung		Nahtriß	
			Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]
			Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN	Mittelwert $\pm$ STABWN
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	Maxon 2 GR 18	10/10	3,12 $\pm$ 1,21	19,70 $\pm$ 9,34	11,72 $\pm$ 4,45	108,32 $\pm$ 33,87

Diagramm 18: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

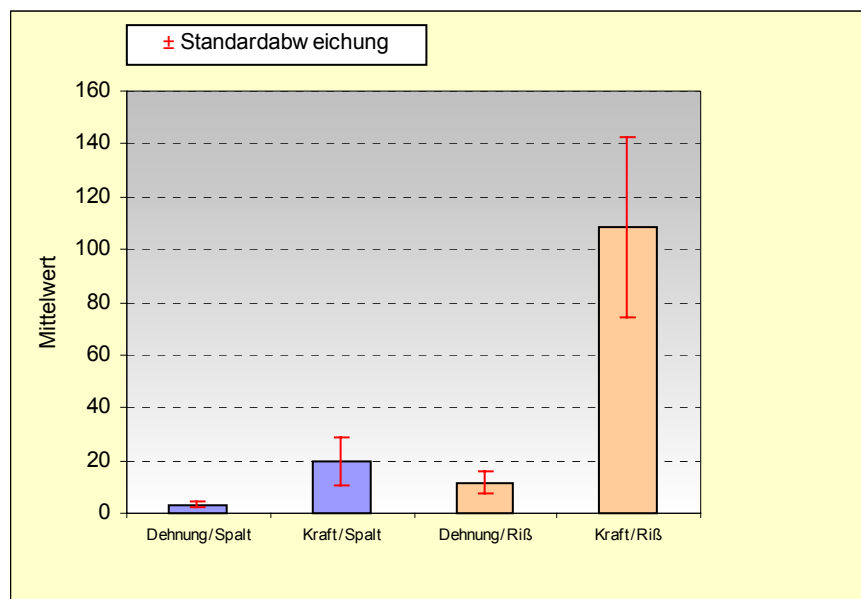




Tabelle 33: Weitere statistische Kenndaten der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Modifizierte Kirchmayr / Kleinert mit Maxon 2 GR 18	Dehnung/Spalt	Kraft/Spalt	Dehnung/Riß	Kraft/Riß
gültige Fälle	10	10	10	10
Mittelwert	3,12	19,70	11,72	108,32
Std.Abweichung	1,21	9,34	4,45	33,87
Minimum	1,20	3,80	5,07	40,29
Maximum	4,70	31,80	19,82	148,05
Median	3,20	20,00	11,68	115,21
Ci 95% (±)	0,86	6,68	3,18	24,23

Bei 10 gültigen Versuchen wurde bei Spaltbildung ein Mittelwert der Dehnung von  $3,12 \pm 1,21$  mm (Ci 95%: 2,26 bis 3,98 mm) und der Kraft von  $19,70 \pm 9,34$  N (Ci 95%: 13,02 bis 26,38 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 1,20 mm, das Maximum 4,70 mm und der Median liegt bei 3,20 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 3,80 N, das Maximum 31,80 N und der Median liegt bei 20,00 N.

Bei Nahtriß beträgt der Mittelwert der Dehnung  $11,72 \pm 4,45$  mm (Ci 95%: 8,54 bis 14,90 mm) und der Kraft von  $108,32 \pm 33,87$  N (Ci 95%: 84,09 bis 132,55 N). Das Minimum der Dehnung beträgt 5,07 mm, das Maximum 19,82 mm und der Median liegt bei 11,68 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 40,29 N, das Maximum 148,05 N und der Median liegt bei 115,21 N.

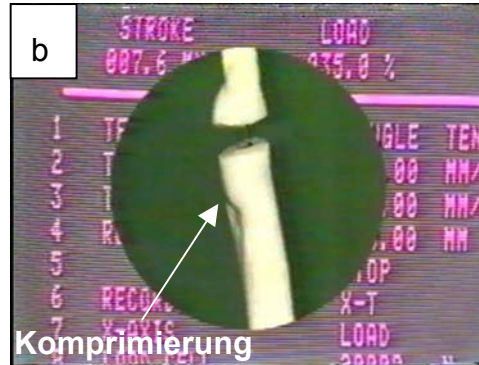
Nachfolgend sind am Beispiel eines für diese Versuchsreihe typischen Versuchs die Spaltbildung mit zugehörigem Messwert der Dehnung und der Kraft bis unmittelbar bis zum Eintritt des Nahtrisses aus der Bildsequenzanalyse dokumentiert:

Abb. 43:

Dehnung/Kraft bei Spaltbildung  
3,0 mm / 7,8 % (15,6 N)



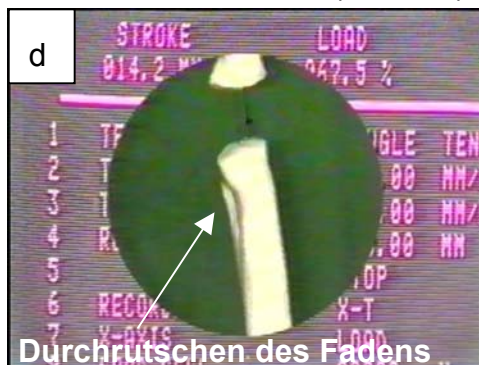
7,6 mm / 35,6 % (71,2 N)



10,1 mm / 49,0 % (98,0 N)



14,2 mm / 67,5 % (135,0 N)



14,7 mm / 70,0 % (140,0 N)



Dehnung/Kraft nach Nahtriß  
15,1 mm / 26,0 % (52,0 N)



Die Spaltbildung tritt erst bei relativ großen Kräften ein (zweitbestes Ergebnis gemäß Tab. 36), die Bruchfestigkeit ist mit durchschnittlich 108 N die mit Abstand größte. Auffällig ist das Durchrutschen des Fadens innerhalb der Sehne (in 5 Versuchen), was vereinzelt auch bei Kirchmayr-Nähten mit anderen Fäden zu beobachten war. Bei 3 Versuchen trat ein Fadenriß ein, in 2 Versuchen trat der Riß im Bereich des Knotens auf (Anhang 3.1).

In der oben dargestellten Bildfolge aus einem Zugversuch (Nr. 9, Anhang 3.1) kann man dieses Phänomen des Durchrutschens des Fadens innerhalb der Sehne gut erkennen.

Im Bild 43b ist nach der Spaltbildung noch ein gewöhnlicher Komprimierungsvorgang im unteren Sehnenstumpf durch die beanspruchte Naht festzustellen.

Ab Bild 43c setzt ein Durchrutschen des Fadens in der Sehne ein; hier an der zunehmenden Verkürzung der Strecke zwischen Einstichstelle der Naht zum Sehnenstumpfquerschnitt und an der seitlichen Einkerbung bzw. deren zunehmende Verlängerung zu erkennen.

Obwohl in diesem Versuch letztendlich ein Fadenriß die Bruchfestigkeit bestimmte, dient dieser Versuch sehr anschaulich zur Demonstration dieses Phänomens.

### 3.3.12 Bildsequenzanalyse Marburger I mit Maxon 2 GR 18

Die statistische Auswertung der Messdaten aus der Bildsequenzanalyse ergibt folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Tabelle 34: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Naht	Faden & Nadel	Auswert- bare Anzahl Spalt/Riß	Spaltbildung Mittelwert		Nahtriß Mittelwert	
			Dehnung ± STABWN [mm]	± STABWN [N]	± STABWN [mm]	± STABWN [N]
Marburger I	Maxon 2 GR 18	9/9	7,18	29,11	10,83	57,01
			1,41	8,88	± 0,94	± 9,10

Diagramm 19: Mittelwerte und Standardabweichungen der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

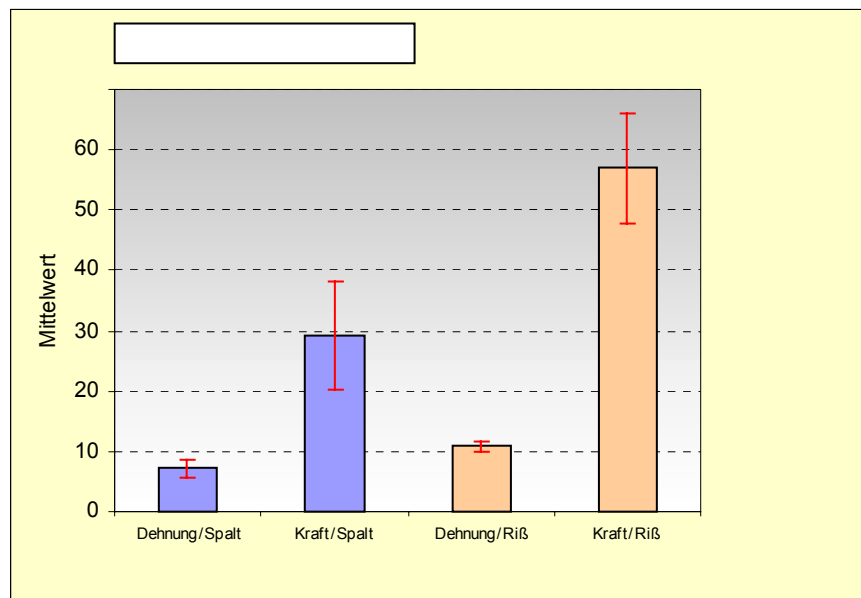


Tabelle 35: Weitere statistische Kenndaten der Dehnung und der Kraft bei Spaltbildung und Nahtriß

Marburger I mit Maxon 2 GR 18	Dehnung/Spalt	Kraft/Spalt	Dehnung/Riß	Kraft/Riß
gültige Fälle	9	9	9	9
Mittelwert	7,18	29,11	10,83	57,01
Std.Abweichung	1,41	8,88	0,94	9,10
Minimum	5,30	15,40	8,88	39,52
Maximum	9,40	41,80	12,34	74,24
Median	6,80	31,80	10,84	57,12
Ci 95% (±)	1,08	6,83	0,72	7,00

Bei 9 gültigen Versuchen wurde bei Spaltbildung ein Mittelwert der Dehnung von  $7,18 \pm 1,41$  mm (Ci 95%: 6,10 bis 8,26 mm) und der Kraft von  $29,11 \pm 8,88$  N (Ci 95%: 22,28 bis 35,94 N) ermittelt. Das Minimum der Dehnung beträgt 5,30 mm, das Maximum 9,40 mm und der Median liegt bei 6,80 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 15,40 N, das Maximum 41,80 N und der Median liegt bei 31,80 N.

Bei Nahtriß beträgt der Mittelwert der Dehnung  $10,83 \pm 0,94$  mm (Ci 95%: 10,11 bis 11,55 mm) und der Kraft von  $57,01 \pm 9,10$  N (Ci 95%: 50,07 bis 64,01 N). Das Minimum der Dehnung beträgt 8,88 mm und das Maximum 12,34 mm, der Median liegt bei 31,80 mm. Das Minimum der Kraft beträgt 39,52 N, das Maximum 74,24 N und der Median liegt bei 57,12 N.

Nachfolgend sind am Beispiel eines für diese Versuchsreihe typischen Versuchs die Spaltbildung mit zugehörigem Messwert der Dehnung und der Kraft bis unmittelbar bis zum Eintritt des Nahtrisses aus der Bildsequenzanalyse dokumentiert:

Abb. 44a:

Dehnung/Kraft bei Spaltbildung  
7,3 mm / 17,6 % (35,2 N)



STROKE = Dehnung in [mm]

LOAD = Prozentzahl der voreingestellten Kraft von 200 N

Abb. 44b:

Dehnung/Kraft bei Nahtriß  
10,3 mm / 28,4 % (56,8 N)



Die Marburger Sehnennaht I zeigt unter Verwendung eines Maxon-Fadens bezüglich der beobachteten kleinsten Spaltbildung bei größter Kraft das insgesamt beste Ergebnis aller untersuchten Nahttechniken (Tab. 10). Hinsichtlich der Bruchfestigkeit wurde das zweitbeste Gesamtergebnis dokumentiert (Tab. 36). Bei 8 von 9 Versuchen trat ein Fadenriß ein (Anhang 3.9); ein Versuch, bei dem der Knoten Auffälligkeiten zeigte, wurde nur bei der Spaltbildung berücksichtigt.

### 3.3.13 Analyse der ermittelten Ergebnisse

So wie in der nachstehenden Tabelle 36 dokumentiert, kommt es bei der Marburger-Sehennaht I unter gleichen Versuchsbedingungen und bei gleichen Materialien (Maxon- bzw. PDS-Fäden) im Vergleich zur mod. Kirchmayr-Naht nach Kleinert erst bei einer deutlich größeren Kraft (ca. 50 % über derjenigen Kraft, die bei der mod. Kirchmayr-Naht nach Kleinert zur Spaltbildung führte) zu einer sichtbaren Spaltbildung (ca. 1 mm).

Alle weiteren Nahttechnik/Nahtmaterial-Kombinationen zeigen geringere Spaltstabilitäten; die neu entwickelte Marburger-Sehennaht I sowie die Marburger Sehennaht II weisen im Vergleich zu den bekannten Sehennahttechniken unter Verwendung verschiedener Fadenarten stets die größeren Spaltstabilitäten (Diagramm 20) auf.

Die mod. Kirchmayr-Naht nach Kleinert besitzt in Verbindung mit dem Maxon-Faden die größte Nahtfestigkeit; auffallend ist in den durchgeführten statistischen Auswertungen die im Vergleich zu allen anderen Versuchsreihen sehr große Standardabweichung der ermittelten Kraft bei Nahtriß.

Die Einzelergebnisse der Bildsequenzanalysen sind in den Anlagen 3.1 bis 3.12 detailliert tabellarisch dargestellt.

Bei den beiden PDS-Fäden mit verschiedener Armierung sind bei Verwendung der Kirchmayr-Naht nach Kleinert sowohl hinsichtlich der Spaltbildung als auch der Reißfestigkeit signifikante Unterschiede zu erkennen. Eine mögliche Ursache kann die Traumatisierung der Sehne (Nahtkanal) durch die Art der Armierung sein.

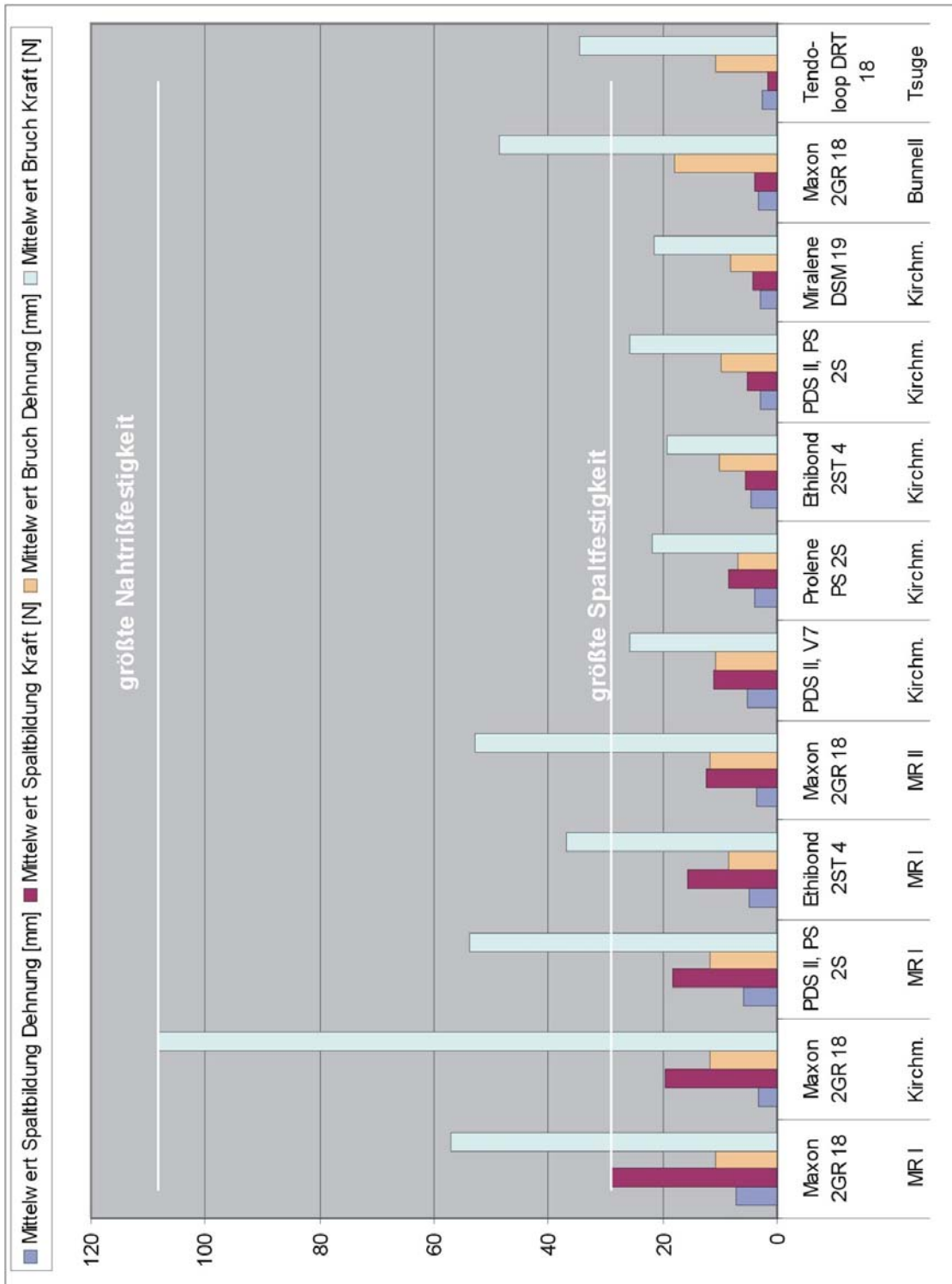
Die Bunnell-Naht und die Tsuge-Naht sind im Rahmen dieser biomechanischen Versuchsreihen durch eine sehr frühzeitige Spaltbildung bei vergleichsweise geringen Kräften gekennzeichnet.

Tabelle 36: Darstellung der Versuchsergebnisse sortiert nach größter Kraft bei Spaltbildung.

Naht	Faden [4-0] & Nadelarmierung	Auswertbare Versuchs-Anzahl Spalt/Riß	Spaltbildung		Nahriß	
			Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]
			Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN	Mittelwert ± STABWN
Marburger I	Maxon 2 GR 18	9/9	7,18 ± 1,41	29,11 ± 8,88	10,83 ± 0,94	57,01 ± 9,10
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	Maxon 2 GR 18	10/10	3,12 ± 1,21	19,70 ± 9,34	11,72 ± 4,45	108,32 ± 33,87
Marburger I	PDS II 2 ST 4	7/7	5,79 ± 2,02	18,34 ± 6,25	11,67 ± 0,85	53,87 ± 4,81
Marburger I	Ethibond 2 ST 4	9/10	4,90 ± 1,10	15,80 ± 5,28	8,56 ± 1,15	36,87 ± 5,85
Marburger II	Maxon 2 GR 18	10/10	3,66 ± 1,14	12,32 ± 3,96	11,69 ± 1,86	52,96 ± 5,61
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	PDS II V 7	10/10	5,19 ± 1,10	11,24 ± 4,85	10,92 ± 1,85	25,81 ± 3,09
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	Prolene PS 2S	10/10	3,76 ± 1,27	8,48 ± 3,43	6,88 ± 0,97	21,74 ± 3,95
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	Ethibond 2 ST 4	11/11	4,46 ± 1,19	5,51 ± 1,44	10,14 ± 1,32	19,22 ± 2,36
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	Miralene DSM 19	10/10	2,90 ± 1,70	4,10 ± 3,18	8,29 ± 1,26	21,41 ± 2,32
Bunnell	Maxon 2 GR 18	8/9	3,42 ± 1,15	3,96 ± 1,57	18,08 ± 3,07	48,62 ± 9,97
Tsuge	Tendo-loop DRT 18	10/10	2,54 ± 0,66	1,48 ± 1,02	10,67 ± 1,01	34,45 ± 3,33
Modifizierte Kirchmayr / Kleinert	PDS II PS 2S	10/10	2,88 ± 0,92	5,18 ± 3,10	9,86 ± 1,53	25,89 ± 2,23



Diagramm Nr. 20: Vergleich der ermittelten Spaltstabilitäten und Nahtrißfestigkeiten



## 4 DISKUSSION

### 4.1 Eigenschaften der Marburger Sehnennaht

Der Einsatz der Marburger Sehnennaht ist wie bei den anderen Sehnennaht-Techniken im Wesentlichen von der Art der Traumatisierung der Sehne abhängig. Hier wurden Untersuchungen mit glatt durchtrennten Sehnen durchgeführt; denkbar ist unter Würdigung der in dieser Arbeit erzielten Ergebnisse mit der Marburger Sehnennaht II auch eine operative Behandlung von angerissenen Sehnen mit dieser modifizierten Sehnennaht.

Bei der Marburger Sehnennaht wird eine zusätzliche Traumatisierung der verletzten Sehne durch die Nahtdurchführung gering gehalten. Die zentralen Strukturen der Sehne wie z. B. die Blutgefäße bleiben weitestgehend unversehrt. Die längs laufenden „Trägernähte“ sowie auch die zirkulären „Tabaksbeutelnähte“ befinden sich an der Oberfläche der Sehne (Epitenon-erfassend); die Nahttechnik gewährleistet zugleich eine sehr gute Spaltstabilität bei gleichzeitig hoher Reißfestigkeit. Diese Reißfestigkeit liegt in einer Größenordnung, die in der Literatur aufgrund einer beobachteten anfänglichen Schwächung genähter Sehnen empfohlen bzw. gefordert wird, jedoch nur von wenigen gängigen Nahttechniken erfüllt werden kann (siehe hierzu Kap. 1).

Bei der Marburger Sehnennaht wird die Spannung der Naht so eingestellt, dass an Stoßstellen der Sehnenstümpfe eine leichte Vorwölbung, also eine Stauchung, entsteht. Hierbei ist ein symmetrisches Anziehen der Naht von großer Bedeutung, was bei dieser Naht leicht möglich ist. Die Sehnennaht sollte immer in Entspannung angelegt werden. Die heilende Sehnennaht muss belastet werden, um deren Festigkeit zu steigern. Diesbezüglich belegen die Ergebnisse dieser Arbeit, dass die Marburger Sehnennaht mit der großen Spaltstabilität bei gleichzeitig hoher Reißfestigkeit der Naht den Anforderungen einer frühen Mobilisierung gerecht wird.

## 4.2 Eigenschaften der untersuchten Nahttechniken

Im Vergleich zu den in Kapitel 1.1 vorgestellten international dokumentierten Sehennaht-Techniken und den im Rahmen der gegenständlichen Arbeit erzielten Ergebnissen in Bezug auf die Spaltbildung und Bruchfestigkeit der genähten Beugesehnen, nimmt die Marburger Sehennaht grundsätzlich eine gute Position ein. Leider ist aufgrund der Randbedingungen wie z. B.

- nicht gleiche Versuchs- bzw. Messgeräte,
- verschiedene Arten der Messaufzeichnung,
- unterschiedliche Kriterien bei der Beurteilung der Spaltbildung,
- unterschiedliche Versuchsgeschwindigkeiten
- konstante oder intermittierende Belastungen

und bezüglich der untersuchten Nahttechniken sowie deren Kombination mit verschiedenen Materialien

- Tier- oder Menschensehnen
- in vitro / in vivo durchgeführte Versuche
- verschiedene Fadenarten und –stärken

ein absoluter Vergleich nicht möglich.

Bei der Kirchmayr-Naht (1917), wie auch bei deren zahlreichen Modifikationen (KLEINERT 1967, ZECHNER 1985, KESSLER 1973), verlaufen die längs- sowie auch die querverlaufenden Fäden im Vergleich zur Marburger Sehennaht wesentlich zentraler und erhöhen die Wahrscheinlichkeit einer Verletzung der Blutgefäße. Das „*Umfassen eines Bündels*“ (KIRCHMAYR 1917) gestaltet sich in der Praxis sehr schwierig.

Bei den Modifikationen, die nur mit einem Faden durchgeführt werden und der Knoten seitlich platziert wird, ist das gleichmäßige (symmetrische) Anziehen der Naht sowie auch ein exaktes Adaptieren der Sehnenstümpfe ohne das Hervorrufen einer Verknickung der Sehne an der Nahtstelle erschwert.

Die Heilung der Sehne wird z. B. bei der Modifikation nach KLEINERT (1967) durch die Platzierung des Knotens in der Sehnendurchtrennungsfläche negativ beeinträchtigt. Hier beschreibt u. a. auch REIL (1995), dass der Knoten bei Verwendung 4-0-oder 3-0-Fäden unter der Berücksichtigung, dass sich um jeden Knoten eine Nekrose bildet, fast ein Drittel der Gesamtfläche ausmachen kann. Um die Distanz der Sehnenstümpfe durch einen relativ dicken Knoten zu verringern, schlug ZECHNER (1985) vor, den Knoten aus der Schnittfläche heraus durch eine kleine Inzision in den proximalen oder distalen Stumpf zu verlagern. Mit der Inzision wird eine zwar geringfügige, jedoch zusätzliche Verletzung der Sehne in Kauf genommen.

Bei der Kirchmayr-Naht kann am Übergang vom quer verlaufenden Faden zur längsverlaufenden Trägernaht bei Belastung eine Verlängerung erfolgen; dies führt zu einer Diastase der Sehnenstümpfe, also zu einem Spalt.

Diesbezüglich zeigte auch die Naht nach BUNNELL (1918) eine deutliche und bereits sehr früh einsetzende Spaltbildung bei vergleichsweise geringer Zugkraft.

Die Naht nach TSUGE (1975) zeichnet sich durch ihre einfache Technik (Durchführung) aus, die allgemein auch bei der distalen Verankerung der Sehnennaht im Knochen, Ringband oder Periost des Sehnenersatzes als vorteilhaft beschrieben wird. Auffällig war im Rahmen dieser Arbeit bei dieser Naht eine axiale Verdrehung der Sehnenstümpfe unter Zugkraft sowie eine keilförmige Spaltbildung trotz zentral liegender Fäden. Die Spitze des „Spaltkeils“ war stets auf der Seite der durch die Naht erfassten Bündel.

Bei den meisten gängigen Sehnennähten wird zusätzlich eine fortlaufende Zirkulärnaht empfohlen. Die Reißfestigkeit einer dünnen, fortlaufenden zirkulären Naht ist gering, jedoch kann eine wesentliche Verbesserung dadurch erzielt werden, dass eine längere Strecke der Sehnenoberfläche umfasst und diese zum Teil als Einstülpnaht ausgeführt wird. Abzuwägen ist bei diesen Überlegungen jedoch immer zwischen der zusätzlich gewonnenen Stabilität und dem erhöhten Risiko von Verletzungen der Sehnenoberfläche durch die Naht. Aus diesem Grund wird bei der Marburger Sehnennaht auf eine Zirkulärnaht verzichtet

### **4.3 Ermittelte Ergebnisse**

Erste Ergebnisse dieser Arbeit mit dem Schwerpunkt der Marburger Sehnennaht I und II wurden vorab bereits veröffentlicht (HOFMANN ET AL. 1997, 1999).

Die Marburger Sehnennaht (Tabelle 36) zeigte mit einem Maxon-Faden der Stärke 4-0 die höchste Spaltstabilität (sichtbare Spaltbildung bei einer Kraft von 29,11 N und einer Gesamt-Dehnung von 7,18 mm, siehe Diagramm 20) bei einer großen Reißfestigkeit (Nahtrißkraft: 57,01 N, Gesamtdehnung: 10,83 mm) hier nach einer modifizierten Kirchmayr-Naht (Nahtrißkraft: 108,32 N, Gesamtdehnung: 11,71 mm).

### **4.4 Schlussfolgerungen**

In bisherigen in der Literatur dokumentierten Untersuchungen werden die operativen Grundlagen zur Nahttechnik hinsichtlich der Reißfestigkeit und Stabilität von Nähten zur Verbesserung des Heilungserfolges bevorzugt beachtet. Nicht ausreichend untersucht ist - unter Würdigung der bisher bekannten anwendbaren Nahttechniken - der Zusammenhang zwischen der bei einer muskulären Beanspruchung auf die genähte Sehne wirkenden Kraft und der daraus resultierenden Spaltbildung zwischen den durch die Naht adaptierten Sehnenstümpfen. Diese Untersuchungen sind Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit.

Erstmalig werden Kraft-/Dehnungsbeziehungen bei Zugversuchen an genähten Sehnen von videotechnischen Aufzeichnungen begleitet. Diese ermöglichen die exakte Bestimmung und Dokumentation der an der Universalprüfmaschine gemessenen Kraft und Dehnung zum Zeitpunkt der Spaltbildung und des Nahtrisses. Die Auswertung kann objektiv am Videoband nachvollzogen werden.

Als Anhaltspunkt, wie die in dieser Arbeit ermittelten Werte im Vergleich zu Angaben von Spalt- und Nahtrißfestigkeit für verschiedene Nahttechniken und -materialien in der Literatur zu werten sind, zeigt nachstehende Tabelle 37.

Tabelle 37: Angaben zu Spalt- und Nahtrißfestigkeiten aus der Literatur

Autor	Naht/Faden	Spalt			Nahtriß		
		Spaltweite [mm]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Spaltweite [mm]	Dehnung [mm]	Kraft [N]
Ketchum (1977)	Lateral trap Suture	-	-	17	-	-	53
Savage (1985)	Six-strand-suture	0,6	-	20			
	Six-strand-suture	1,2	-	40	2,7	-	70
Lee (1990)	Double-loop suture, mit 4/0 Dacron, 4/0 Ethibond, 4/0 Supramid	-	-	-	-	-	42 37 47
	Kessler mit Dacron 4/0	-	-	-	-	-	23
Robertson & Al-Quattan (1992)	Interlock technique mit Prolene 3/0	-	-	46	-	-	51
	Kessler mit Prolene 3/0	-	-	22	-	-	35
Silfverskiöld & Andersson (1993)	External-mesh sleeve mit Mersilene-Netz und Prolene 6/0	0,2	-	20	-	-	
	External-mesh sleeve mit Mersilene-Netz und Prolene 6/0	1,4	-	60	-	-	103
	Mod. Kessler mit Ethibond 4/0	1,2	-	5	-	-	
		4,7	-	20	4,7	-	27
Tang et al. (2001)	Multiple locking suture mit Kono 4/0	2	-	43,7	-	-	55,5
	wie vor, jedoch mit Zirkulärnaht Ethilon 5/0 Kreuzstich	2	-	71,9	-	-	94,6
	wie vor, jedoch mit Zirkulärnaht Ethilon 5/0 Halsted	2	-	86,6	-	-	116,8
	mod. Kessler mit Kono 4/0	2	-	23,2	-	-	28,2
	wie vor, jedoch mit Zirkulärnaht Ethilon 5/0 Kreuzstich	2	-	46,8	-	-	68
	wie vor, jedoch mit Zirkulärnaht Ethilon 5/0 Halsted	2	-	61,9	-	-	82,2
in dieser Dissertation:	Marburger Sehnennaht I mit Maxon 4/0	1	7,18	29,11	-	10,83	57,01

#### **4.5 Klinische Bedeutung und Ausblick**

Auf der Grundlage der im Rahmen dieser Arbeit ermittelten Ergebnisse aus Zugversuchen von genähten Beugesehnen kann die operative Behandlung von Beugesehnenverletzungen mit einer neuen Sehnennaht-Technik (Marburger Sehnennaht) erfolgen.

Die Ergebnisse dieser Arbeit belegen, dass die Marburger Sehnennaht mit der großen Spaltstabilität bei gleichzeitig hoher Reißfestigkeit der Naht gegenüber den gängigen Sehnennahttechniken deutliche Vorteile besitzt und vor allem den Anforderungen einer frühen Mobilisierung gerecht wird.

Zukünftige Untersuchungen zu Beugesehnen-Nahttechniken sollten neben einheitlichen Randbedingungen - insbesondere hinsichtlich der Bestimmung des Zeitpunktes der Spaltbildung - in einem nächsten Schritt detaillierte histologische Untersuchungen, welche die Blutversorgung der gewählten Nahttechniken dokumentieren, beinhalten.

Aufbauend auf den vorliegenden biomechanischen Versuchsergebnissen können weiterführende Untersuchungen (in vitro, in vivo) durchgeführt werden.

## 5 ZUSAMMENFASSUNG

Im Rahmen dieser Arbeit werden die Ergebnisse aus Zugversuchen an Schweinesehnen, die mit verschiedenen Nahtmaterialien und den gängigen Nahttechniken für Beugesehnen der Hand genäht wurden, vorgestellt.

Schwerpunkt der Untersuchungen ist die Ermittlung und Dokumentation der Reißfestigkeit der Naht und die Spaltbildung an der Kontaktstelle der genähten Sehnenstümpfe mittels biomechanischer Versuche.

Das Eintreten der Spaltbildung und des Nahttrisses wird durch videotechnische Aufzeichnungen, die den eigentlichen Messvorgang an der Universalprüfmaschine begleiten, exakt dokumentiert (Bildsequenzanalyse). Die Bildsequenzanalyse stellt gegenüber den in der Literatur dokumentierten Methoden eine wesentliche Fort- bzw. Neuentwicklung zur Ermittlung der Spaltstabilität und der Reißfestigkeit von genähten Sehnen dar. Die Auswertung der Versuche mittels Bildsequenzanalyse wurde für 12 verschiedene Nahttechnik/Nahtmaterial-Kombinationen durchgeführt.

Nach Entwicklung und Anfertigung einer neuen Einspannvorrichtung für die Sehnen, die eine optimale Festhaltung der Sehnenstümpfe gewährleistete, erfolgte die systematische Durchführung von Bildsequenzanalysen für gängige Sehnennaht-Techniken mit verschiedenen Fäden.

Auf Grundlage der biomechanischen Versuche und der Weiterentwicklung bisheriger Kenntnisse zur Beugesehennaht konnte im Rahmen dieser Arbeit eine optimierte bzw. eine neue Nahttechnik entwickelt werden (Marburger Sehnennaht I und II), die eine frühe postoperative Mobilisierung durch entsprechende Nahtfestigkeiten ermöglicht, eine gute Gleitfunktion aufweist sowie durch Erhaltung der Gefäßversorgung der Sehne einen sicheren Heilungsprozess gewährleistet.

Die Ergebnisse der biomechanischen Versuche mit der Marburger Sehnennaht I und II sind in dieser Arbeit detailliert dokumentiert. Der Vergleich mit den gängigen Sehnennaht-Techniken zeigt, dass die Marburger Sehnennaht eine hohe Reißfestigkeit und die beste Spaltstabilität besitzt.



## 6 LITERATURVERZEICHNIS

- ADAMS, T. (1860): On the reparative process in human tendons. - Churchill, London.
- ALBERS, W., GELDMACHER, J. (1982): Sehnennähte mit einem monofilen synthetischen resorbierbaren Fadenmaterial (PDS-Faden der Stärke 6-0). - *Der Chirurg* 53:168-171
- AOKI, M., MANSKE, P.R., PRUITT, D.L., LARSON, B.J.(1994): Tendon repair using flexor tendon splints: An experimental study - *J. of Hand Surgery* 19A: 6:984-991
- AOKI, M., MANSKE, P.R., PRUITT, D.L., LARSON, B.J.(1995): Work of flexion after tendon repair with various suture methods - *J. of Hand Surgery (British and European Volume)* 20B: 3:310-313
- AOKI, M., KUBOTA, H., PRUITT, D.L., MANSKE, P.R. (1997): Biomechanical and Histologic Characteristics of Canine Flexor Tendon Repair Using Early Postoperative Mobilization. – *J. Hand Surg.* 22A: 107-114
- ARMENTA, E., FISHER, J. (1984): Anatomy of flexor pollicis longus vinculum system – *J. Hand Surg.* 9:210-212
- ARMENTA, E., LEHRMANN, A. (1980): The Vincula to the flexor tendons of the hand – *J. Hand Surg.* 5:127-134
- ASCHOFF, H. (1995): Kombinierte passive und intermittierend aktive Bewegungsbehandlung nach Beugesehennaht. - *Handchir. Mikrochir. Plast. Chir.* 27:189-194
- AZAR, C.A., CULVAR, J.E., FLEEGER, E.J. (1983): Blood supply of flexor pollicis longus tendon. – *J. Hand. Surg.* 8:471-475
- BAINBRIDGE, L.C., ROBERTSON, D., GILLIES, D., ELLIOT, D.(1994): A comparison of post-operative mobilization of flexor tendon repairs with “passive flexionactive extension” and “controlled active motion” techniques. – *J. of Hand Surg. (British and European Volume)* 19B. 4:517-521
- BAKIR, A., TÜRK, C.Y., KABAK, S., SAHIN, V., KARDAS, Y. (1996): Flexor Tendon Repair in Zone 2 followed by early active Mobilization. – *J. of Hand Surg. (British and European Volume)* 21B. 5:624-628
- BECKER, H., DAVIDOFF, M. (1977): Eliminating the Gap in Flexor Tendon Surgery. A new Method for Suture. - *The Hand* 9:306-311
- BECKER, H. (1978): Primary repair of flexor tendons in the hand without immobilisation, preliminary report.- *Hand* 10:37-47
- BECKER, H., GROSSMANN, J.A.I. (1988): The bevel (Becker) technique for flexor tendon repair. - In: Tubiana R (ed) *The hand*, vol. III, Saunders, Philadelphia

- BELUSA, M., SCHMICKALY, J. (1984): Die primäre Beugesehnennaht im „Niemandland“ der Hand. - Zentralblatt Chirurgie 109:1441-1450
- BIESALSKI, K. (1910): Über Sehnenscheidenwechselung. - Deutsche Med. Wochenschrift 36: 1615-1618
- BIRO, V., VILMOS, S. (1986): Spätergebnisse von Beugesehnennähten im „Niemandland“ der Hand. – Handchirurgie 18:73-76
- BOYES, J.H. (1950): Flexor-Tendon Grafts in the Fingers and Thumb. An Evaluation of End Results. - J. Bone Jt. Surg. 32A:489-509
- BRUG, E. (1997): Die primäre Versorgung von Beugesehnenverletzungen der Hand. – Unfallchirurgie 100:602-612
- BRUG, E., LANGER, M., PROBST, A. (2000): Die Verletzungen der Beuge- und Strecksehnen im Handbereich. – Der Orthopäde 3:216-277
- BUCK-GRAMCKO, D. (1977): Erstbehandlung von Beugesehnedurchtrennung an der Hand. - Unfallheilkunde 80:57-60
- BUNNELL, S. (1918): Repair of Tendons in the Fingers and Description of two New Instruments. - Surg. Gynec. Obstst. 26:103-110
- BUNNELL, S. (1922): Repair of Tendons in the Fingers. - Surg. Gynec. Obstst. 35:88-97
- BUNNELL, S. (1944): Surgery of the Hand. Philadelphia 1944 (1956). Deutsche Übersetzung: Die Chirurgie der Hand. Wien – Bonn - Bern, 1958.
- CHOW, J.A. (1987): A combined regimen of controlled motion following flexor tendon repair in „No-Man´s-Land“. - Plast. and Reconst. Surgery 79/3:447-452
- CHUNPARAPAPH, B. (1981): Telescoping Suture. - The Hand 13:211-213
- CIESLIK, K., PIENIAZEK, M., (1986): Frühe mechanische Festigkeit von Nähten der Fingerbeugesehnen. - Handchirurgie 18:347-350
- DEUTINGER, M., FREY, M., MANDL, H., HOLLE, J., FREILINGER, G. (1987): Vergleichende Studie von primär und sekundär versorgten Beugesehnenverletzungen. – Handchirurgie 19:254-258
- DREYER, L. (1910): Über die Möglichkeit sofortiger Bewegungsaufnahme nach Sehnennaht. - Zbl Chirurgie 31:32-33
- DURAN, R.J., HOUSER, R.G. (1975): Controlled passive motion following flexor tendon repair in zones 3 und 3. – in: AAOS Symposium on tendon surgery in the hand. St. Louis, CV Mosby Co., pp. 105 –114.
- EJESKÄR, A. (1984): Flexor Tendon Repair in No-Men´s-Land: Results of Primary Repair with Controlled Mobilization. – J. of Hand Surg. 9A:171-177
- GELBERMAN, R.H., BOYER, M., BRODT, M.D., WINTERS, S., SILVA, M.J. (1999): The Effect of Gap Formation at the Repair Site on the Strength and Excursion of Intrasynovial Flexor Tendons. - The J. of Bone and Joint Surg. 81A: 7: 975-982

- GELBERMAN, R.H., VANDEBERG, J.S., MANSKE, P.R., AKESON, W.H. (1985): The early stages of flexor tendon healing. A morphologic study of the first fourteen days. – J. Hand surg. A10:776-784
- GELDMACHER, J. (1988): Die Geschichte der Sehnenchirurgie. - Vortrag auf der 2. handchirurgischen Tagung in Baden-Baden
- GELDMACHER, J., KÖCKERLING, F. (1991): Sehnenchirurgie. - Urban & Schwarzenberg
- GRAHAM, W.C. (1947): Flexor-Tendon Grafts to the Finger and Thumb. - J. Bone Jt Surg. 29:553-559
- GRATTON, P. (1993): Early active Mobilization after Flexor Tendon Repairs. – J. of Hand Therapy: 285-289
- GRATZ, C.M. (1928): The History of Tandon Suture. - Med J. and Rec. 127:156-157 & 213-215
- GREEN, W., NIEBAUER, J. (1974): Results of Primary and Secondary Flexor-Tendon Repairs in No-Man's-Land. - J. Bone Jt Surg. 56A:1216-1222
- GREULICH, M., GUBISCH, W., REICHERT, H. (1990): Die Tsuge-Naht. - Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 22:59-63
- HALIKIS, M., MANSKE, P.R., KUBOTA, H., AOKI, M., (1997): Effect of Immobilization, Immediate Mobilization on the Resistance to Digital Flexion Using a Tendon Injury Model. – The J. of Hand Surgery 22A:464-472
- HALLER, A. VON (1752): Von den empfindlichen und reizbaren Teilen des menschlichen Leibes. Leipzig
- HATANAKA, H., MANSKE, P.R. (2000): Effect of Suture Size an Locking and Grasping Flexor Tendon Repair Techniques. - Clinical Orthopaedics and Related Research 375: 267-274
- HEISTER, L. (1770): Chirurgie, Erstausgabe 1718, verbesserte neue Auflage durch Gabriel Nikolaus, Nürnberg
- HERGENROEDER, P.T., GELBERMANN, R.H., AKESON, W.H. (1982): The vascularity of the flexor pollicis longus tendon – Clin. Orthop. And Res. 162:298-303.
- HOFMANN, CH., MICHAEL, R., LEMKE, T., GOTZEN, L. (1997): Untersuchungen von Sehnennähten mittels Bildsequenzanalyse im Experiment. Erste klinische Erfahrungen mit einer neuen Sehnennaht – 61. Jahrestagung d. Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V., Oestern, H.-J., Rehm, K.E. (Hrsg.), S. 907-908, Springer, Berlin
- HOFMANN, CH., BÖHRINGER, G., MICHAEL, R., GOTZEN, L. (1999): Frühe aktive Mobilisation in Beugesehnennaht nach neuer Technik – 63. Jahrestagung d. Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V., Hertel, P., Rehm, K.E. (Hrsg.), S. 435-436, Springer, Berlin
- IKUTA, Y. (1977): Replantation Surgery in the Upper Extremity. – Handchirurgie 9:51-57

- KESSLER, I., NISSIM, F. (1969): Primary Repair without Immobilization of Flexor Tendon Division within the Digital Sheath. - *Acta Orthop. Scand.* 40:587-601
- KESSLER, I. (1973): The „grasping“ technique for tendon repair. - *The Hand* 5/3:253-255
- KHIN, P. (1977): Tendon Junction: A New Technique. - *The Hand* 9:31-38
- KIRCHMAYR, L. (1917): Zur Technik der Sehnennaht. - *Zbl. für Chirurgie*, 40:906-907 und 44:906-907
- KLEINERT, H.E., KUTZ, J.E., ATASOY, E., STORMO, A. (1973): Primary Repair of Flexor Tendons. - *Orthop. Clinics of North America* 4:865-876
- KLEINERT, H.E., KUTZ, J.E., ASHBELL T, MARTINEZ E (1967): Primary repair of flexor tendons in No Man's Land . - *Journal of Bone Joint Surg [Am]* 49:577
- KLEINERT, H.E., FORSHEW, F.C., COHEN, M.J.(1975): Repair of zone 1 flexor tendon injuries. - *American Academy of orthopaedic Surgeons. Symposium on Tendon Surgery in the Hand.* Saint Louis. The C.V. Mosby Company, pp. 115-122
- KLEINERT, H.E., VERDAN, C. (1983): Report of the committee od tendon injuries. – *J. Hand. Surg.* 8: 5(2):794-798
- KLEINERT, H.E., CASH, S.L. (1985): Managment of acute flexor tendon injuries in the hand. - *Aerican Academy of Orthopädic Surg.* 34:361-372
- KNOOP, M., LÜNSTEDT, B., THIEDE, A. (1987): Maxon und PDS. - *Langenbecks Archiv für Chirurgie* 371:13-28
- LANZ, U. (1983). Physiologie der Sehnenheilung. – in: Nigst, H.,Buck-Gramcko, D., Millesi, H. (Hrsg.), *Handchirurgie*, Bd. II, Thieme, Stuttgart-New York
- LANZ, U., GREULICH, M., KRON, W., WEILAND, W. (1979): Zur direkten Beugesehnnennaht im Sehnenscheidenbereich der Finger. – *Handchirurgie* 11: 55-60.
- LEE, H. (1990): Double-loop locking suture. - [Am] 15:945-952 Enke-Verlag , Stuttgart [Br] 14:396-399
- LEMKE, TH., CRAYEN, P., MAROSKE, D. (1984): Funktionelle Behandlung der Strecksehnenverletzung an der Hand. - *Der Chirurg*, 55:264-266
- LENGEMANN, F. (1951): Eine neue Drahtnaht für Sehnen. - *Zbl Chirurgie* 14:964-967
- LEXER, E. (1912): Die Verwertung der freien Sehnentransplantationen. - *Arch. Klin. Chir.* 98:818-852
- LEXER, E. (1924): Die freien Transplantationen, Teil II. - Enke-Verlag, Stuttgart
- LISTER, G.D., KLEINERT, H.E., KUTZ, J.E., ET AL. (1977): Primary flexor tendon repair followed by immediate controlled mobilisation. – *J. Hand. Surg.* 2:441-451.
- LITTLER, J.W. (1947): Free Tendon Grafts in Secondary Flexor Tendon Repair. - *Am. J. Surg.* 74:315-321

- LOTZ, J.C., HARIHARAN, J.S., DIAO, E. (1998): Analytic Model to Predict the Strength of Tendon Repairs. – J. of Orthopädic Research 16: 4: 399-405
- LUNDBORG, G., MYRHAGE, R., RYDEVIC, B. (1977): The vascularisation of human flexor tendon within the digital synovial sheath region – structural and functional aspects. - J. Hand Surg. 2:417-427
- LUNDBORG, G., RANK, F. (1987): Experimental intrinsic healing of flexor tendon based upon synovial fluid nutrition. – J. Hand Surg. 3:21-31
- LYNN, D., KECHUM, M.D. (1977): Experimental evaluation of factors affecting strength of tendon repairs. - Plast Reconstr. Surg. 59: 708-719
- MANTERO, R., BERTOLOTTI, P., BADOINO, C. (1973/74): Il pull-out in “No-Man’s-Land” e al canale digitale nelle lesione dei flessori. - Rivista de Chirurgia della Mano II : 119-130
- MARTINI, A.K., KUNERT, P. (1975): Spätergebnisse nach Beugesehnenverletzungen. Eine vergleichende Studie zwischen primärer Sehnennaht und sekundärer Sehnentransplantationen. - Handchirurgie 7:143-147
- MASON, M.L., ALLEN, H.S. (1941): The Rate of Healing of Tendons. An Experimental Study of Tensile Strength. - Ann. of Surg. 113:424-459
- MASON, M.L., SCHEARON, C.G. (1932): The Process of Tendon Repair. An Experimental Study of Tendon Suture and Tendon Graft. - Arch. of Surg. 25:615-692
- MAY, H. (1946): Tendon transplantation in the hand surgery. - Gynecol Obstet 83:631-638
- MAYER, L. (1916): The Physiological Method of Tendon Transplantations. - Surg. Gynec. Obstet. 22:182-197, 298-306, 472-481
- MCKENZIE, A.R. (1967): An Experimental multiple Barbed Suture for the Long Flexor Tendons of the Palen and Fingers. - J. JT. SURG. 49B:440-447
- METZ, S.A., CHEGINI, N., MASTERSON, B.J. (1990): In vivo and in vitro degradation of monofilament absorbable sutures, PDS and Maxon. – Biomaterials 11:41-45
- MOBERG, E. (1951): Experiences with Bunnell’s Pull-out-wire Sutures. – Brit. J. Plast. Surg. 3: 249-251
- MOHR, W. (1987): Pathologie des Bandapparates. Sehnen, Sehnenscheiden, Faszien, Schleimbeutel. - In: Doerr, W., Seiffert, G. (Hrsg.): Spezielle pathologische Anatomie, Band 19. Springer, Berlin – Heidelberg – New York – London – Tokyo
- PAGET, J.P. (1853): Lectures on surgical pathology 1, pp. 266-269, London.
- PECHLANER, S., SUCKERT, K. (1985): Naht und funktionelle Nachbehandlung von Beugesehnenverletzungen der Hand nach H. Kleinert. – Unfallchir. 11:187-191
- PENNINGTON, D.G. (1979): The Locking Loop Tendon Suture : - Plat. Reconstr. Surg. 63:648-652

- POISEL, S., GABER, O. (1985): Zur makroskopischen Blutversorgung der Sehnen der Mm. flexores digitorum superficialis et profundus in der palma manus – Handchirurgie 17;314-319
- PULVERTRAFT, R.G. (1965): Suture materials and tendon junctures. Repair of zone 1 flexor tendon injuries. - A.A.O.S. Symposium on tendon Surgery in the Hand. Mosby, St. Louis.
- RAPOSIO, E., CELLA, A., BARABINO, P., SANTI, P.L. (1998): Two Modified Techniques for Flexor Tendon Repair. – Plastic and Reconstructive Surgery 103: 6:1691-1695
- RAV, E. (1914): Gefäßversorgung der Sehne - Anat. Hefte 50, 679
- REIL, P. (1982): Die primäre Beugesehnennaht. - Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 14:141-152
- REIL, P. (1985): Beugesehnennaht und Nachbehandlung mit der dynamischen Schiene.- Der Chirurg 56:613-619
- REIL, P. (1991): Die primäre Beugesehnennaht am Unterarm und an der Hand mit sofortiger Übungsbehandlung. - Operat. Orthop. Traumatol. 3:95-106
- REIL, P. (1995): Die verschiedenen Sehnennahttechniken und deren Nachbehandlung. - Orthopäde 24:275-283
- ROBERTSON, G.A., AL-QUATTAN, M.M. (1992): A biomechanical Analysis of a new interlock Suture Techniques for Flexor Tendon Repair. - J. of Hand Surg. (British Volume) 17B:92.93
- SÁNTHA, E., RÉPÁSY, G.Y. (1990): Primäre Zugfestigkeit neuer und modifizierter Beugesehnennähte. - Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 22:240-246
- SÁNTHA, E., RÉPÁSY, G.Y., VARGA, M. (1990): Die Messung der auf die Beugesehnen der Hand wirkenden Kraft. - Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 22:247-249
- SARTON, G. (1954): Galen of Pergamon. – Logan Clendening Lectures on the History of Medicine 47
- SAVAGE, R. (1985): In vitro Studies a new Method of Flexor Tendon Repair. – J. of Hand Surgery 10B: 2:291-298
- SAVAGE, R., RISITANO, G. (1989): Flexor tendon repair using a „six strand“ method of repair an early active mobilisation. - Journal of Hand Surgery [Br] 14:396-399
- SCHNEIDER, L.H., HUNTER, J.M. (1982): Flexor tendons-late reconstruction. - *in*: Green, D.P. (ed): Operative Hand Surgery, 1<sup>st</sup> ed., Vol. 2, Churchill Livingstone, New York
- SCHUIND, F., GARCIA-ELIAS, M., COONY III, W.P., AN, K.-N. (1992): Flexor tendon forces: In vivo measurements. – J. of Hand Surgery 17A:291-298
- SEDILLOT (1854): Über den Nutzen der Tenorrhaphie bei getrennten und isoliert vernarbten Sehnen. Gaz. hebdo. 1.4.1853. - Auszug in: Schmidt, C. Ch.

- (Hrsg): Jahrbücher der in- und ausländischen gesamten Medizin 81: 228-229
- SEMPLE, C. (1980): Scientific Foundations of Ortopedics and Traumatology . – William Heinemann Medical Books,p. 76, London
- SETTI, G.C., VERDAN, C. (1976): Lymphatic circulation in tendon and sheaths – *in*: Verdán, C. (ed): Chirurgie des Tendons de la Main, Expansion Scientifique Française 1976
- SHAW, P.C. (1968): A Method of Flexor Tendon Suture. – J. Bone Jt Surg. 50B:578-587
- SILFVERSKIÖLD, K.L. (1992): Gap formation during controlled motion after flexor tendon repair in zone II. - Journal of Handsurgery [Am] 17:539-546
- SILFVERSKIÖLD, K.L., ANDERSSON, C.H. (1993): Two new Methods of Repair: An in vitro Evaluation of Tensile Strength and Gap Formation. – J. of Hand Surgery 18A: 58-65
- SILFVERSKIÖLD, K.L., MAY, E.J. (1994): Flexor tendon repair in zone II with a new suture technique and an early mobilization programme combining passive and active flexion. - J. of Hand Surgery 19A: 53-60
- SMALL, J.O., BRENNEN, M.D., COLVILLE J. (1989): Early active mobilisation following flexor tendon repair in zone II. – J. of Hand Surg. 14B: 4: 383-391.
- STRICKLAND, J.W., VIC GLOCOVAC, S. (1980): Digital function following flexor tendon repair in Zone II: A comparison of immobilization and controlled passive motion techniques. - American Society for Surgery of the Hand: 537-542
- TANG, J.B., SHI, D., GU, Y.Q., CHEN, J.C., ZHOU, B. (1994): Double and multiple looped Suture Tendon Repair. – J. of Hand Surg. (British and European Volume) 19B. 6:699-703
- TANG, J.B., WANG, B., CHEN, F., PAN, C.Z., XIE, R.G. (2001): Biomechanical Evaluation of Flexor Tendon Repair Techniques. – Clinical Orthopaedics and Related Research 386:252-259
- TARAS, J.S., LAMB, M.J. (1999): Treatment of Flexor Tendon Injuries: Surgeons' Perspective – J Hand Ther. 12: 141-148
- TOWFIGH, H. (1982): Entwicklung einer neuen, übungsstabilen Sehnennaht. - Unfallchirurgie 8:226-229
- TOWFIGH, H. (1983): Die ordnungsstabile Sehnennaht – Experimentelle Untersuchungen über eine neue Operationstechnik zur Wiederherstellung der Sehnen der Hand. – Habilitationsschrift, Universitätsklinikum GH Essen
- TOWFIGH, H., SCHMIT-NEUERBURG, K.P. (1982): Indikation, Technik und Ergebnisse der primären Beugesehnennaht im sogenannten Niemandsland. - Orthop. Praxis 18:279-285

- TSUGE K., IKUTA Y., MATSUISHI Y. (1975): Intra-tendinous tendon suture in the hand. A new technique. - Hand 7:250-255
- URBANIAK, J.R. (1975): Tendon Suture Methods Suture: Analysis of tensile strength. - AA of orthop. Surgeons. Mosby, St. Louis, pp 70-80
- VEITCH, A., FIROOZBAKHS, K., PRIBYL, C.R., MC NALLY, T. (2000): In vitro biomechanical Evaluation of the Double Loop Suture for Flexor Tendon Repair. - Clinical Orthopaedics and Related Research 377: 228-234
- VELPEAU, A. A. (1839): Nouveaux Éléments de Médecine Opératoire. - Tome premier, J. B. Bailliere 498-586
- VOIGT, C., REIL, P. (1990): Durchtrennung von Fingerbeugesehen. - Chir. Praxis 42:75-83
- WATERMAN, J.H. (1902): Tendon Transplantation: Its History, Indication and Technique. - Med. News 81: 54-62
- WITTEMANN, M., BLUMENTHAL, K., HORNING, R.W., GERMANN, G. (1996): Die Nachbehandlung von Beugesennenverletzungen in Zone 2 nach dem Washington-Regime. Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 28:191-197
- ZECHNER, W., BUCK-GRAMCKO, D. (1985): Überlegung zur Verbesserung der Nahttechnik bei Beugesennenverletzungen. - Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 17:8-13
- ZECHNER, W., BUCK-GRAMCKO, D., LOHMANN H., GOTH D., STOCK W. (1985): Überlegung zur Verbesserung der Nahttechnik bei Beugesennenverletzungen. - Klinische und experimentelle Studie. Handchirurgie 17:8-13
- ZELLNER, P.-R., LAZARIDIS, C. (1977): Ergebnisse der Beugesennenrekonstruktion. - Plast. Chirurgie 1:26-36



## 7 ANHANG

Anhang 1.1	Tabelle mit Darstellung der Mittelwerte Kraft / Dehnung der Fadenzugversuche, Seite 1
Anhang 1.2	Tabelle mit Darstellung der Mittelwerte Kraft / Dehnung der Fadenzugversuche, Seite 2
Anhang 1.3	Spannungs-/Verformungsdiagramm der untersuchten Fäden
Anhang 2.1.1	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 5, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18
Anhang 2.1.2	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 6 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18
Anhang 2.1.3	Diagramm mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18
Anhang 2.2.1	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 5, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, V 7
Anhang 2.2.2	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 6 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, V 7
Anhang 2.2.3	Diagramm mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, V 7
Anhang 2.3.1	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 5, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Prolene 4-0, PS 2S
Anhang 2.3.2	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 6 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Prolene 4-0, PS 2S
Anhang 2.3.3	Diagramm mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Prolene 4-0, PS 2S
Anhang 2.4.1	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 5, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, PS 2S
Anhang 2.4.2	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 6 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, PS 2S

Anhang 2.4.3	Diagramm mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, PS 2S	aus
Anhang 2.5.1	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 5, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Miralene 4-0, DSM 19	aus
Anhang 2.5.2	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 6 bis 9 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Miralene 4-0, DSM 19	aus
Anhang 2.5.3	Diagramm mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 9 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Miralene 4-0, DSM 19	aus
Anhang 2.6.1	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 5, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Ethibond 4-0, 2 ST 4	aus
Anhang 2.6.2	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 6 bis 11 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Ethibond 4-0, 2 ST 4	aus
Anhang 2.6.3	Diagramm mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 11 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Ethibond 4-0, 2 ST 4	aus
Anhang 2.7.1	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 5, Bunnell-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18	aus
Anhang 2.7.2	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 6 bis 10 Bunnell-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18	aus
Anhang 2.7.3	Diagramm mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 10 Bunnell-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18	aus
Anhang 2.8.1	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 5, Tsuge-Naht mit Tendo-loop 4-0, DRT 18	aus
Anhang 2.8.2	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 6 bis 10 Tsuge-Naht mit Tendo-loop 4-0, DRT 18	aus
Anhang 2.8.3	Diagramm mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 10 Tsuge-Naht mit Tendo-loop 4-0, DRT 18	aus
Anhang 2.9.1	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 5, Marburger Sehnennaht I mit Maxon 4-0, 2 GR 18	aus
Anhang 2.9.2	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 6 bis 9	aus

---

Anhang 2.9.3	Marburger Sehnennaht I mit Maxon 4-0, 2 GR 18 Diagramm mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 9 Marburger Sehnennaht I mit Maxon 4-0, 2 GR 18	aus
Anhang 2.10.1	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 5, Marburger Sehnennaht I mit PDS II 4-0, 2 ST 4	aus
Anhang 2.10.2	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 6 bis 7 Marburger Sehnennaht I mit PDS II 4-0, 2 ST 4	aus
Anhang 2.10.3	Diagramm mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 7 Marburger Sehnennaht I mit PDS II 4-0, 2 ST 4	aus
Anhang 2.11.1	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 5, Marburger Sehnennaht I mit Ethibond 4-0, 2 ST 4	aus
Anhang 2.11.2	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 6 bis 10 Marburger Sehnennaht I mit Ethibond 4-0, 2 ST 4	aus
Anhang 2.11.3	Diagramm mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 10 Marburger Sehnennaht I mit Ethibond 4-0, 2 ST 4	aus
Anhang 2.12.1	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 5, Marburger Sehnennaht II mit Maxon 4-0, 2 GR 18	aus
Anhang 2.12.2	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 6 bis 10 Marburger Sehnennaht II mit Maxon 4-0, 2 GR 18	aus
Anhang 2.12.3	Diagramm mit Darstellung der Messergebnisse Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 10 Marburger Sehnennaht II mit Maxon 4-0, 2 GR 18	aus
Anhang 3.1	Bildsequenzanalyse, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18	
Anhang 3.2	Bildsequenzanalyse, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, V 7	
Anhang 3.3	Bildsequenzanalyse, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Prolene 4-0, PS 2S	
Anhang 3.4	Bildsequenzanalyse, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, PS 2S	

- 
- Anhang 3.5 Bildsequenzanalyse,  
Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Miralene 4-0, DSM 19
- Anhang 3.6 Bildsequenzanalyse,  
Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Ethibond 4-0, 2 ST 4
- Anhang 3.7 Bildsequenzanalyse,  
Bunnell-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18
- Anhang 3.8 Bildsequenzanalyse,  
Tsuge-Naht mit Tendo-loop 4-0, DRT 18
- Anhang 3.9 Bildsequenzanalyse,  
Marburger Sehnennaht I mit Maxon 4-0, 2 GR 18
- Anhang 3.10 Bildsequenzanalyse,  
Marburger Sehnennaht I mit PDS II 4-0, 2 ST 4
- Anhang 3.11 Bildsequenzanalyse,  
Marburger Sehnennaht I mit Ethibond 4-0, 2 ST 4
- Anhang 3.12 Bildsequenzanalyse,  
Marburger Sehnennaht II mit Maxon 4-0, 2 GR 18

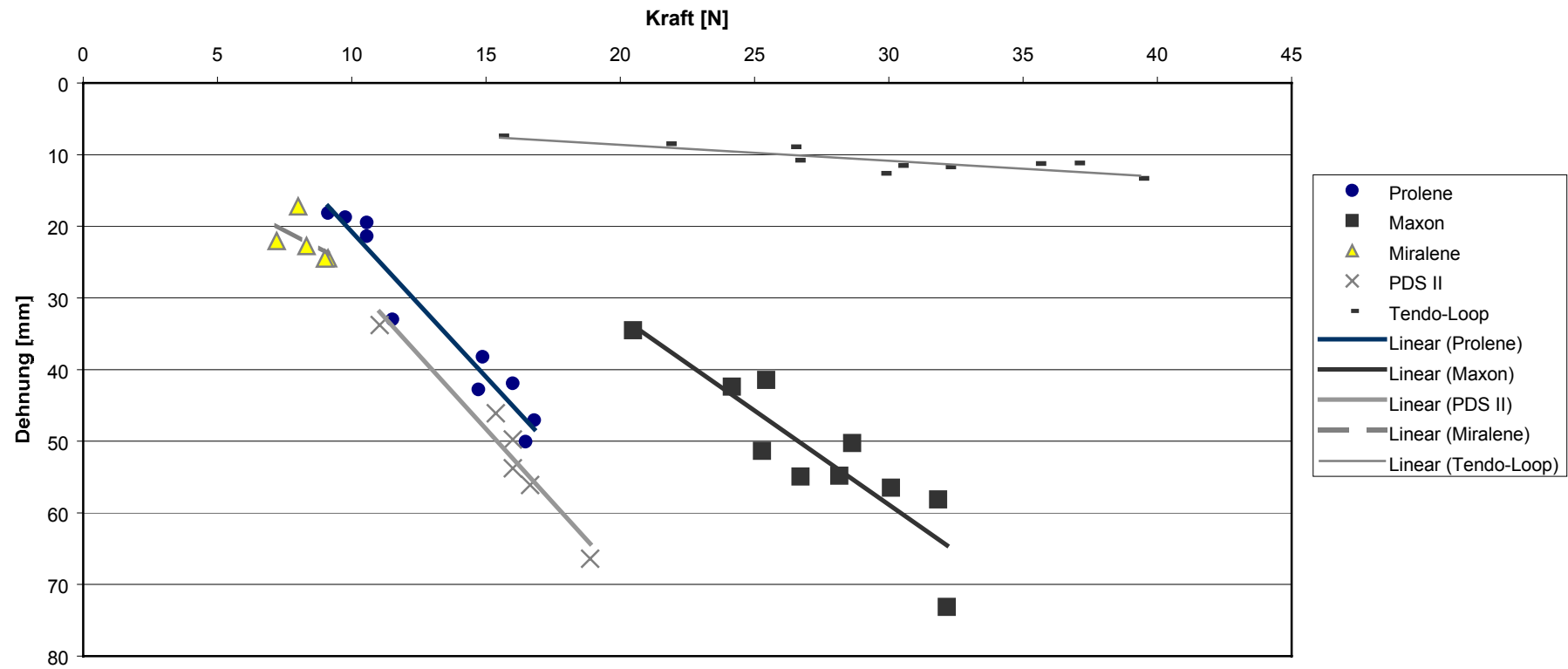
# Anhang 1

- Anhang 1.1      Tabelle mit Darstellung der Mittelwerte Kraft / Elongation der Fadenzugversuche, Seite 1
- Anhang 1.2      Tabelle mit Darstellung der Mittelwerte Kraft / Elongation der Fadenzugversuche, Seite 2
- Anhang 1.3      Spannungs-/Verformungsdiagramm der untersuchten Fäden

Versuch Nr.	Faden	Bruchfestigkeit		Elastizität	Bemerkungen
		Dehnung [mm]	Kraft [N]	[MPa]	
1	<b>Miralene 4/0 DSM 19</b>	24,455	9,120	-	am Knoten gerissen
2		24,500	9,000	-	am Knoten gerissen
3		22,065	7,200	-	am Knoten gerissen
4		22,772	8,320	-	am Knoten gerissen
5		17,210	8,000	-	am Knoten gerissen
Mittelwert		<b>22,200</b>	<b>8,33</b>	-	
STABWN		<b>± 2,98</b>	<b>± 0,78</b>		
1	<b>PDS II 4/0 PS-2S</b>	33,788	11,040	-	am Knoten gerissen
2		53,785	16,000	27,878	am Knoten gerissen
3		56,121	16,640	27,046	am Knoten gerissen
4		66,397	18,880	27,113	am Knoten gerissen
5		46,111	15,360	30,434	am Knoten gerissen
6		49,775	16,000	30,428	am Knoten gerissen
Mittelwert		<b>51,00</b>	<b>15,65</b>	<b>28,58</b>	
STABWN		<b>± 10,89</b>	<b>± 2,57</b>	<b>± 1,72</b>	
1	<b>Prolene 4/0 PS-2S</b>	47,065	16,800	37,166	am Knoten gerissen
2		18,738	9,760	-	am Knoten gerissen
3		38,232	14,880	35,882	am Faden gerissen
4		42,782	14,720	-	am Faden gerissen
5		21,394	10,560	-	am Faden gerissen
6		33,022	11,520	-	am Knoten gerissen
7		41,928	16,000	36,371	am Knoten gerissen
8		19,479	10,560	-	am Faden gerissen
9		18,164	9,120	-	am Knoten gerissen
10		50,059	16,480	31,812	am Knoten gerissen
Mittelwert		<b>33,09</b>	<b>13,04</b>	<b>35,31</b>	
STABWN		<b>± 12,62</b>	<b>± 3,01</b>	<b>± 2,39</b>	

Versuch Nr.	Faden	Bruchfestigkeit		Elastizität [MPa]	Bemerkungen
		Dehnung [mm]	Kraft [N]		
1	<b>Maxon 4/0 GR 18</b>	58,144	31,840	51,808	am Faden gerissen
2		56,499	30,080	52,787	am Faden gerissen
3		50,286	28,640	50,734	am Faden gerissen
4		34,538	20,480	54,363	am Faden gerissen
5		54,824	28,160	48,104	am Knoten gerissen
6		41,479	25,440	58,246	am Faden gerissen
7		51,377	25,280	46,270	am Knoten gerissen
8		73,160	32,160	45,967	am Faden gerissen
9		54,933	26,720	48,316	am Faden gerissen
10		42,396	24,160	51,464	am Faden gerissen
Mittelwert		<b>51,76</b>	<b>27,30</b>	<b>50,81</b>	
STABWN		<b>± 10,71</b>	<b>± 3,63</b>	<b>± 3,81</b>	
1	<b>Ethibond 4/0 2 ST</b>	11,559	12,320	-	am Knoten gerissen
2		10,739	12,000	-	am Knoten gerissen
3		14,538	13,440	-	am Knoten gerissen
4		17,349	13,920	-	am Knoten gerissen
5		14,048	13,440	-	am Knoten gerissen
6		7,449	8,960	-	am Knoten gerissen
7		11,732	12,000	-	am Faden gerissen
8		9,798	11,840	-	am Knoten gerissen
9		11,557	13,280	-	am Faden gerissen
Mittelwert		<b>12,09</b>	<b>12,36</b>	-	
STABWN		<b>± 2,89</b>	<b>± 1,49</b>		
1	<b>Tendo-loop 4/0 DRT 18</b>	12,641	29,760	198,330	Knoten aufgegangen
2		11,721	32,160	244,950	Knoten aufgegangen
3		11,245	35,520	263,470	Knoten aufgegangen
4		7,393	15,520	182,330	Knoten aufgegangen
5		8,496	21,760	231,700	Knoten aufgegangen
6		8,940	26,400	234,610	am Faden gerissen
7		11,533	30,400	168,730	am Faden gerissen
8		10,807	26,560	207,650	am Faden gerissen
9		13,311	39,360	248,420	am Faden gerissen
10		11,181	36,960	264,990	am Faden gerissen
Mittelwert		<b>10,73</b>	<b>29,44</b>	<b>224,52</b>	
STABWN		<b>± 1,88</b>	<b>± 7,23</b>	<b>± 33,60</b>	

Spannungs-/Verformungsdiagramm der untersuchten Fäden





# Anhang 2

Anhang 2.1.1	Tabelle Versuch-Nr. 1 bis 5, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18
Anhang 2.1.2	Tabelle Versuch-Nr. 6 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18
Anhang 2.1.3	Diagramm, Versuch-Nr. 1 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18
Anhang 2.2.1	Tabelle, Versuch-Nr. 1 bis 5, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, V 7
Anhang 2.2.2	Tabelle, Versuch-Nr. 6 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, V 7
Anhang 2.2.3	Diagramm, Versuch-Nr. 1 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, V 7
Anhang 2.3.1	Tabelle, Versuch-Nr. 1 bis 5, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Prolene 4-0, PS 2S
Anhang 2.3.2	Tabelle, Versuch-Nr. 6 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Prolene 4-0, PS 2S
Anhang 2.3.3	Diagramm, Versuch-Nr. 1 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Prolene 4-0, PS 2S
Anhang 2.4.1	Tabelle, Versuch-Nr. 1 bis 5, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, PS 2S
Anhang 2.4.2	Tabelle, Versuch-Nr. 6 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, PS 2S
Anhang 2.4.3	Diagramm, Versuch-Nr. 1 bis 10 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, PS 2S
Anhang 2.5.1	Tabelle, Versuch-Nr. 1 bis 5, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Miralene 4-0, DSM 19
Anhang 2.5.2	Tabelle, Versuch-Nr. 6 bis 9 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Miralene 4-0, DSM 19
Anhang 2.5.3	Diagramm, Versuch-Nr. 1 bis 9 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Miralene 4-0, DSM 19
Anhang 2.6.1	Tabelle, Versuch-Nr. 1 bis 5, Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Ethibond 4-0, 2 ST 4
Anhang 2.6.2	Tabelle, Versuch-Nr. 6 bis 11 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Ethibond 4-0, 2 ST 4
Anhang 2.6.3	Diagramm, Versuch-Nr. 1 bis 11 Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Ethibond 4-0, 2 ST 4
Anhang 2.7.1	Tabelle, Versuch-Nr. 1 bis 5, Bunnell-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18
Anhang 2.7.2	Tabelle, Versuch-Nr. 6 bis 10 Bunnell-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18
Anhang 2.7.3	Diagramm, Versuch-Nr. 1 bis 10 Bunnell-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18

Anhang 2.8.1	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 5, Tsuge-Naht mit Tendo-loop 4-0, DRT 18
Anhang 2.8.2	Tabelle mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 6 bis 10 Tsuge-Naht mit Tendo-loop 4-0, DRT 18
Anhang 2.8.3	Diagramm mit Darstellung der Messergebnisse aus Beugesehnen-Zugversuchen, Versuch-Nr. 1 bis 10 Tsuge-Naht mit Tendo-loop 4-0, DRT 18
Anhang 2.9.1	Tabelle, Versuch-Nr. 1 bis 5, Marburger Sehnennaht I mit Maxon 4-0, 2 GR 18
Anhang 2.9.2	Tabelle, Versuch-Nr. 6 bis 9 Marburger Sehnennaht I mit Maxon 4-0, 2 GR 18
Anhang 2.9.3	Diagramm, Versuch-Nr. 1 bis 9 Marburger Sehnennaht I mit Maxon 4-0, 2 GR 18
Anhang 2.10.1	Tabelle, Versuch-Nr. 1 bis 5, Marburger Sehnennaht I mit PDS II 4-0, 2 ST 4
Anhang 2.10.2	Tabelle, Versuch-Nr. 6 bis 7 Marburger Sehnennaht I mit PDS II 4-0, 2 ST 4
Anhang 2.10.3	Diagramm, Versuch-Nr. 1 bis 7 Marburger Sehnennaht I mit PDS II 4-0, 2 ST 4
Anhang 2.11.1	Tabelle, Versuch-Nr. 1 bis 5, Marburger Sehnennaht I mit Ethibond 4-0, 2 ST 4
Anhang 2.11.2	Tabelle, Versuch-Nr. 6 bis 10 Marburger Sehnennaht I mit Ethibond 4-0, 2 ST 4
Anhang 2.11.3	Diagramm, Versuch-Nr. 1 bis 10 Marburger Sehnennaht I mit Ethibond 4-0, 2 ST 4
Anhang 2.12.1	Tabelle, Versuch-Nr. 1 bis 5, Marburger Sehnennaht II mit Maxon 4-0, 2 GR 18
Anhang 2.12.2	Tabelle, Versuch-Nr. 6 bis 10 Marburger Sehnennaht II mit Maxon 4-0, 2 GR 18
Anhang 2.12.3	Diagramm, Versuch-Nr. 1 bis 10 Marburger Sehnennaht II mit Maxon 4-0, 2 GR 18

<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18</b>										
Versuch Nr.	1		2		3		4		5	
	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]
<b>MOL 1</b>	5,02	1,06	4,37	1,03	5,02	1,25	4,37	1,00	5,02	1,06
<b>MOL 2</b>	11,17	2,09	11,65	2,03	8,41	2,02	8,90	2,04	8,41	2,09
<b>MOL 3</b>	38,03	5,11	40,29	5,07	36,89	5,09	35,28	5,06	25,24	5,15
<b>MOL 4</b>	66,18	7,67	-	-	64,40	7,59	70,07	7,61	39,81	7,64
<b>MOL 5</b>	86,89	10,21	-	-	98,71	10,15	98,06	10,15	55,99	10,18
<b>MOE 1</b>	11,17	2,09	10,03	1,78	10,03	2,29	10,52	2,30	10,52	2,62
<b>MOE 2</b>	20,71	3,35	22,33	3,29	22,33	3,81	21,84	3,80	21,20	4,40
<b>MOE 3</b>	30,26	4,36	33,01	4,29	31,39	4,59	31,88	4,81	30,26	6,15
<b>MOE 4</b>	40,94	5,37	40,29	5,07	40,29	5,34	41,42	5,56	41,42	7,89
<b>MOE 5</b>	52,10	6,39	-	-	50,97	6,34	51,62	6,33	50,49	9,43
<b>Max.</b>	141,91	16,52	40,29	5,07	117,80	11,42	140,13	14,71	148,05	19,82
<b>Bruch</b>	138,99	18,81	40,29	5,07	112,62	11,67	140,13	14,71	138,51	20,07
<b>E-Modul</b> [MPa]	617,18		715,42		551,53		564,39		445,03	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit

<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18</b>										
Versuch Nr.	6		7		8		9		10	
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>
	[N]	[mm]	[N]	[mm]	[N]	[mm]	[N]	[mm]	[N]	[mm]
<b>MOL 1</b>	17,31	1,22	13,43	1,14	6,63	1,26	5,02	1,07	2,75	1,18
<b>MOL 2</b>	29,61	2,21	26,21	2,18	12,78	2,00	10,03	2,07	7,77	2,18
<b>MOL 3</b>	64,40	5,21	67,31	5,22	56,63	5,08	43,69	5,12	31,88	5,23
<b>MOL 4</b>	70,55	7,72	-	-	84,14	7,61	78,97	7,69	58,90	7,50
<b>MOL 5</b>	-	-	-	-	90,29	10,14	112,62	10,22	92,56	10,02
<b>MOE 1</b>	10,03	0,67	10,03	0,88	11,17	1,75	10,03	2,07	11,17	2,95
<b>MOE 2</b>	20,71	1,47	20,06	1,66	21,84	2,75	21,20	3,36	20,71	3,96
<b>MOE 3</b>	33,66	2,46	33,01	2,68	31,88	3,53	30,74	4,12	30,26	4,98
<b>MOE 4</b>	43,04	2,96	40,29	3,18	40,94	4,04	40,29	4,87	40,94	5,99
<b>MOE 5</b>	50,97	3,46	50,97	3,97	52,59	4,82	53,72	5,90	52,10	6,99
<b>Max.</b>	71,20	7,97	91,91	7,27	99,19	11,94	112,62	10,22	120,06	12,31
<b>Bruch</b>	50,49	9,48	91,91	7,27	90,78	12,69	112,62	10,22	120,06	12,31
<b>E-Modul [MPa]</b>	1238,60		1247,70		813,83		655,07		560,38	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

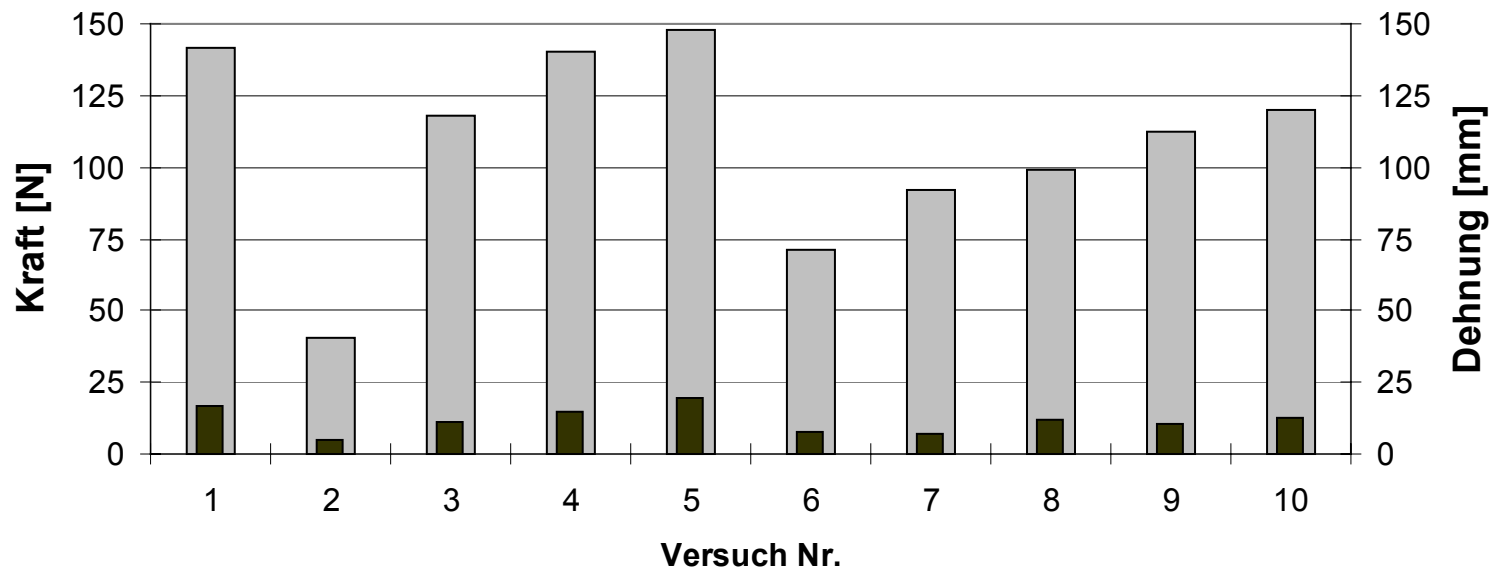
MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit

### Maximalkraft / Dehnung Modifizierte Kirchmayr-Naht

Mittelwert Kraft: 108,32 N  
Mittelwert Dehnung: 11,72 mm

Maxon 4-0, 2 GR 18



Maximalkraft Dehnung

<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, V 7</b>										
Versuch Nr.	1		2		3		4		5	
	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]
<b>MOL 1</b>	2,24	1,05	2,72	1,02	2,08	1,04	1,60	1,05	1,92	1,06
<b>MOL 2</b>	4,00	2,05	7,04	2,02	3,68	2,04	3,52	2,06	4,64	2,05
<b>MOL 3</b>	13,46	5,07	17,76	5,02	12,00	5,09	12,16	5,09	15,20	5,11
<b>MOL 4</b>	14,72	7,61	26,08	7,52	17,6	7,61	19,68	7,64	22,40	7,66
<b>MOL 5</b>	18,72	10,12	-	-	22,24	10,13	24,96	10,16	-	-
<b>MOE 1</b>	10,40	3,80	10,72	3,02	10,56	4,58	10,56	4,58	10,56	3,83
<b>MOE 2</b>	-	-	20,16	5,76	20,32	8,88	20,16	7,89	20,16	6,63
<b>MOE 3</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 4</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Max.</b>	19,84	11,12	28,00	8,52	24,48	11,39	28,32	11,92	25,76	9,45
<b>Bruch</b>	-	-	28,00	8,52	-	-	19,68	18,75	19,04	9,70
<b>E-Modul [MPa]</b>	292,81		375,19		269,93		304,43		347,01	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

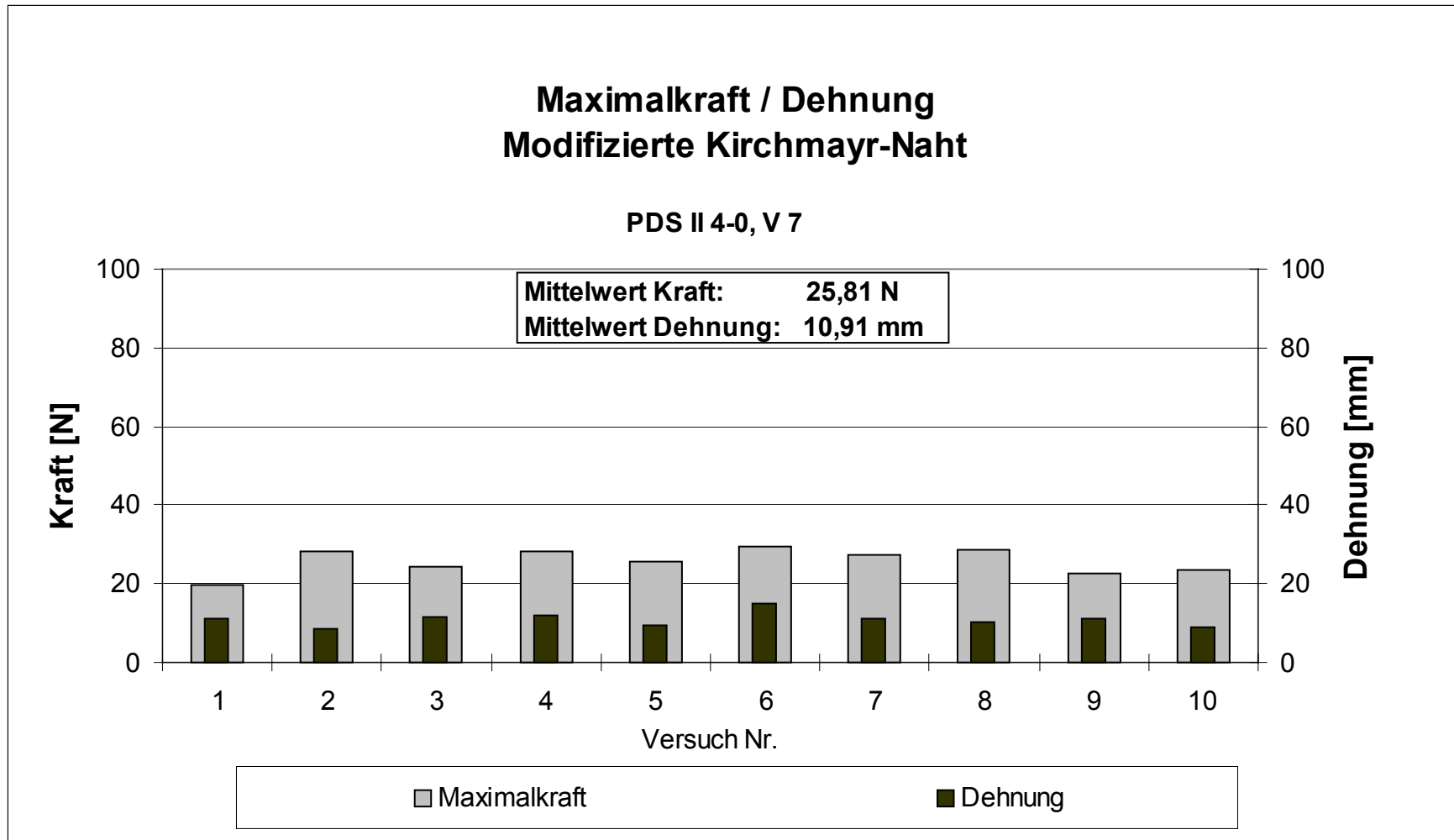
Max. = Bruchfestigkeit

<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, V 7</b>										
Versuch Nr.	6		7		8		9		10	
	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]
<b>MOL 1</b>	1,12	1,05	2,40	1,03	2,24	1,21	1,44	1,04	2,40	1,05
<b>MOL 2</b>	2,24	2,04	4,80	2,04	5,44	2,21	2,88	2,05	4,16	2,04
<b>MOL 3</b>	7,52	5,04	11,68	5,07	14,72	5,21	9,12	5,07	13,44	5,09
<b>MOL 4</b>	15,52	7,59	18,24	7,58	22,40	7,71	16,00	7,58	20,16	7,63
<b>MOL 5</b>	24,00	10,12	24,80	10,08	28,64	10,21	21,12	10,12	-	-
<b>MOE 1</b>	10,56	6,07	10,08	4,55	10,08	3,71	10,40	5,57	10,56	4,07
<b>MOE 2</b>	20,64	9,10	20,64	8,33	20,80	7,21	20,16	9,60	20,16	7,63
<b>MOE 3</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 4</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Max.</b>	29,44	15,17	27,20	11,08	28,64	10,27	22,72	11,12	23,68	9,16
<b>Bruch</b>	26,88	15,41	27,20	11,08	27,68	10,46	17,12	11,37	20,80	9,41
<b>E-Modul [MPa]</b>	294,29		240,74		317,49		260,64		303,57	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit





<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Prolene 4-0, PS 2S</b>										
Versuch Nr.	1		2		3		4		5	
	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>
<b>MOL 1</b>	1,60	1,00	2,40	1,03	2,72	1,05	1,92	1,03	1,44	1,02
<b>MOL 2</b>	3,84	2,00	6,08	2,04	6,24	2,07	4,96	2,02	2,20	2,03
<b>MOL 3</b>	16,00	5,01	9,60	5,08	13,60	5,11	16,16	5,06	13,28	5,08
<b>MOL 4</b>	-	-	11,04	7,59	18,08	7,63	-	-	21,76	7,58
<b>MOL 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 1</b>	10,88	3,77	10,56	3,07	10,08	3,08	10,40	3,52	10,56	4,32
<b>MOE 2</b>	-	-	-	-	-	-	20,48	6,31	20,96	7,33
<b>MOE 3</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 4</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Max.</b>	19,84	6,03	13,92	6,83	19,84	8,40	21,44	6,56	23,20	8,08
<b>Bruch</b>	15,04	6,28	-	-	19,52	8,65	15,04	6,81	18,72	8,34
<b>E-Modul [MPa]</b>	410,81		-		236,34		371,79		337,94	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

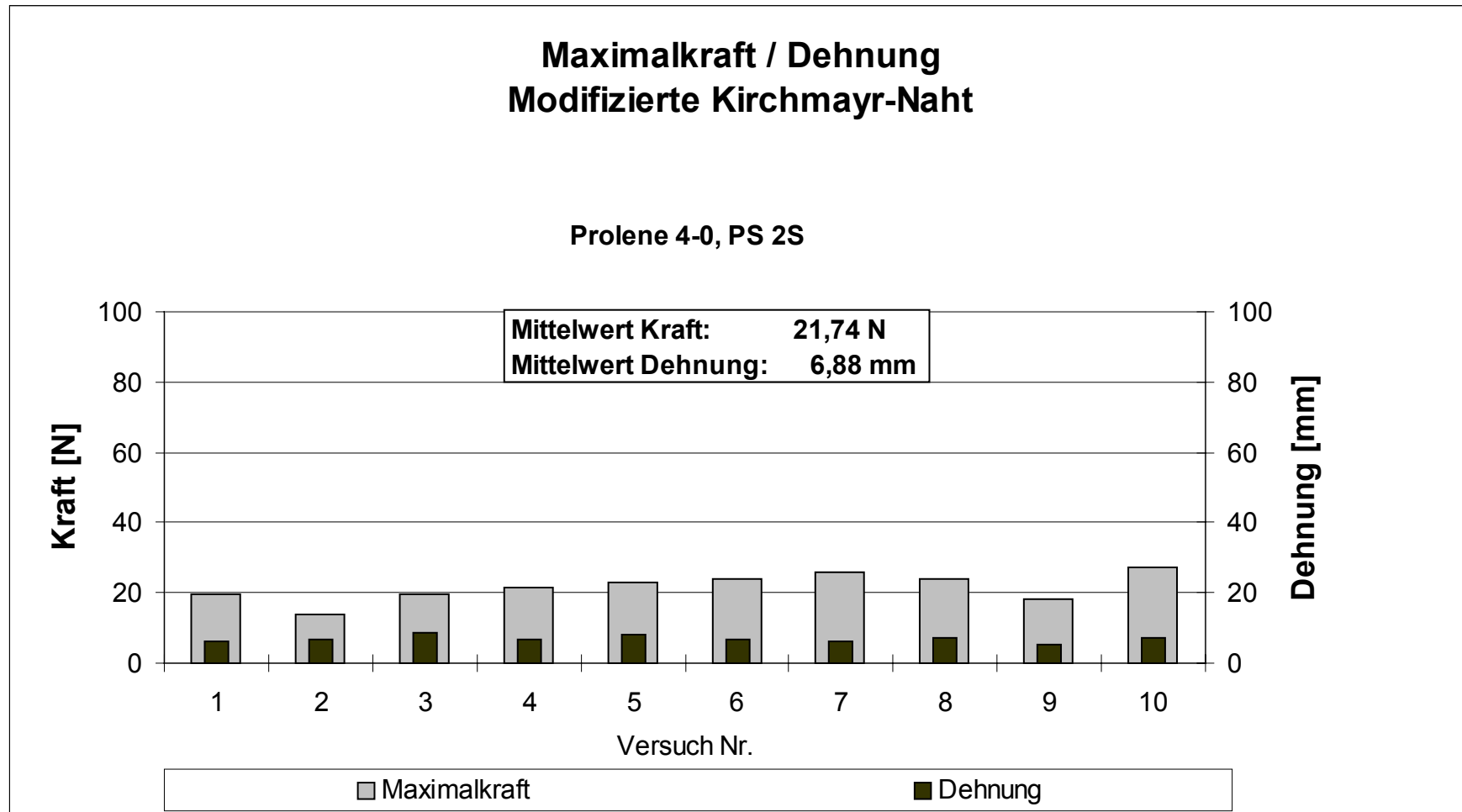
Max. = Bruchfestigkeit

<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Prolene 4-0, PS 2S</b>										
Versuch Nr.	6		7		8		9		10	
	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>
<b>MOL 1</b>	2,56	1,05	2,72	1,03	1,92	1,03	3,36	1,02	1,76	1,03
<b>MOL 2</b>	5,92	2,06	6,72	2,05	4,80	2,04	7,36	2,04	4,32	2,04
<b>MOL 3</b>	17,76	5,11	21,28	5,10	16,80	5,03	18,08	5,09	17,60	5,06
<b>MOL 4</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	25,92	7,57
<b>MOL 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 1</b>	10,72	3,33	10,08	2,81	10,24	3,28	10,24	2,82	10,56	3,54
<b>MOE 2</b>	20,64	5,86	21,28	5,10	20,80	6,05	-	-	20,96	5,81
<b>MOE 3</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 4</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Max.</b>	24,16	6,86	25,92	6,36	24,00	7,30	18,08	5,09	27,04	7,32
<b>Bruch</b>	22,24	7,12	25,92	6,36	24,00	7,30	-	-	25,92	7,57
<b>E-Modul [MPa]</b>	384,02		467,75		420,47		371,98		443,19	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit



<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, PS 2S</b>										
Versuch Nr.	1		2		3		4		5	
	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>
<b>MOL 1</b>	1,92	1,01	1,92	1,04	1,76	1,02	1,76	1,05	2,88	1,03
<b>MOL 2</b>	4,64	2,02	4,32	2,08	3,36	2,03	4,00	2,05	6,24	2,03
<b>MOL 3</b>	13,76	5,05	14,24	5,12	12,64	5,06	13,12	5,08	17,76	5,10
<b>MOL 4</b>	21,28	7,56	21,92	7,62	20,64	7,57	20,48	7,60	17,76	7,61
<b>MOL 5</b>	-	-	-	-	-	-	27,52	10,13	20,48	10,17
<b>MOE 1</b>	10,56	4,05	10,24	3,86	10,08	4,30	10,08	4,08	10,88	3,07
<b>MOE 2</b>	20,48	7,32	20,48	7,13	20,64	7,57	20,48	7,60	20,64	6,10
<b>MOE 3</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 4</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Max.</b>	23,84	8,57	25,28	8,92	25,76	9,34	28,96	10,63	24,32	10,93
<b>Bruch</b>	23,84	8,57	17,92	9,16	22,72	9,59	28,96	10,63	22,40	11,18
<b>E-Modul [MPa]</b>	310,47		328,11		318,87		309,85		407,08	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

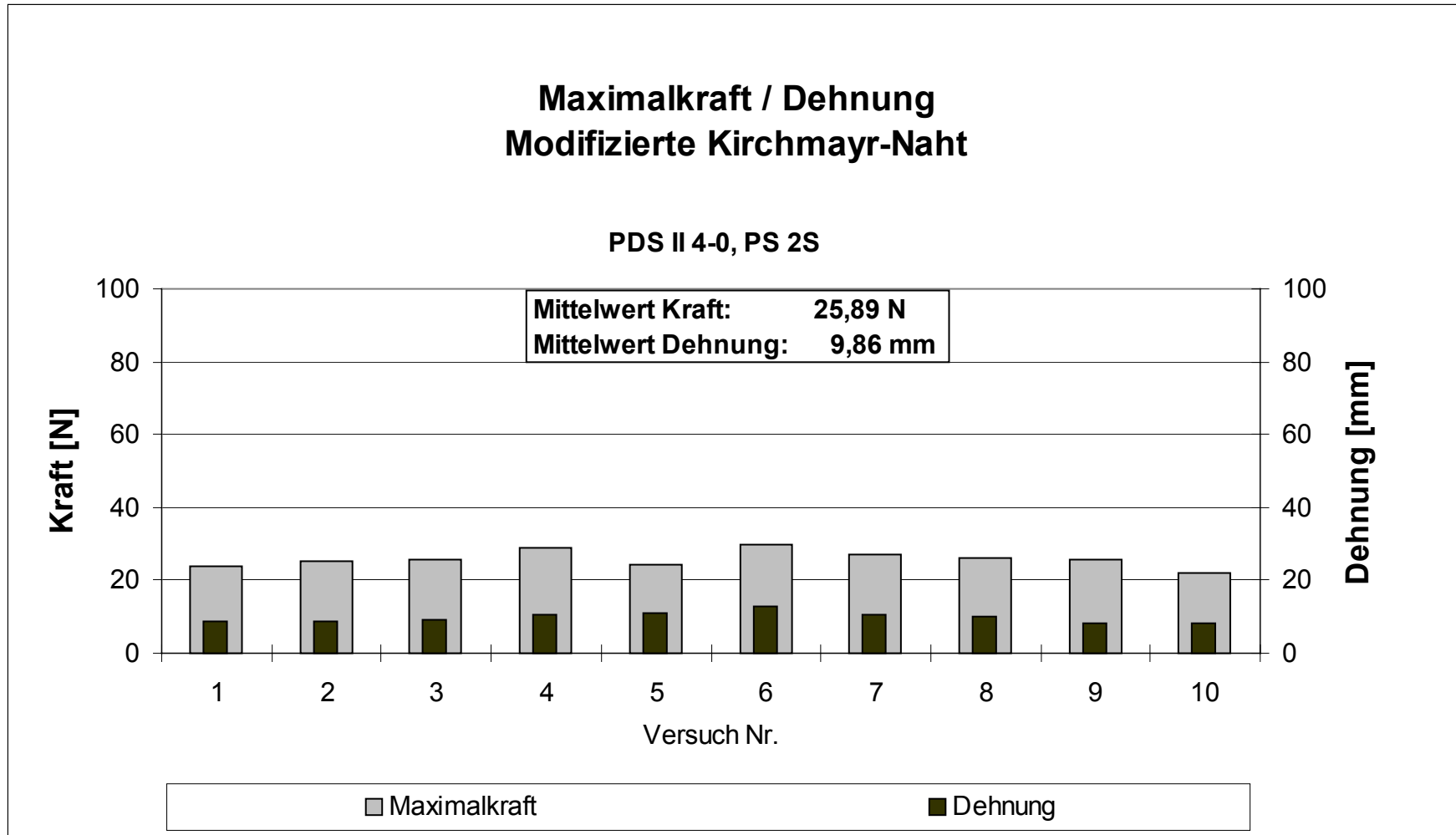
Max. = Bruchfestigkeit

<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, PS 2S</b>										
Versuch Nr.	6		7		8		9		10	
	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>
<b>MOL 1</b>	1,92	1,01	2,08	1,06	1,92	1,04	4,32	1,02	2,88	1,00
<b>MOL 2</b>	3,36	2,02	4,32	2,06	4,32	2,03	7,84	2,02	4,32	2,01
<b>MOL 3</b>	12,16	5,03	12,48	5,11	13,44	5,07	16,64	5,03	13,44	5,02
<b>MOL 4</b>	20,48	7,54	18,56	7,65	20,96	7,62	23,68	7,53	21,12	7,56
<b>MOL 5</b>	25,92	10,04	25,92	10,16	26,24	10,16	-	-	-	-
<b>MOE 1</b>	10,56	4,52	10,56	4,36	10,40	4,07	10,08	2,77	10,08	4,02
<b>MOE 2</b>	20,48	7,54	20,16	8,16	20,16	7,37	20,16	6,27	20,16	7,31
<b>MOE 3</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 4</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Max.</b>	29,60	13,03	26,88	10,66	26,24	10,16	25,76	8,28	22,24	8,06
<b>Bruch</b>	29,60	13,03	26,88	10,66	18,40	10,43	17,28	8,53	22,24	8,06
<b>E-Modul [MPa]</b>	312,98		253,20		306,61		308,42		316,31	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit



<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Miralene 4-0, DSM 19</b>										
Versuch Nr.	1		2		3		4		5	
	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]
<b>MOL 1</b>	1,92	1,02	3,20	1,20	1,60	1,24	1,76	1,02	2,72	1,21
<b>MOL 2</b>	3,52	2,04	4,96	2,20	2,72	2,24	3,52	2,03	4,96	2,20
<b>MOL 3</b>	12,96	5,05	15,68	5,22	10,40	5,03	10,56	5,07	16,48	5,22
<b>MOL 4</b>	18,08	7,55	21,44	7,72	17,60	7,54	19,84	7,60	-	-
<b>MOL 5</b>	-	-	-	-	16,96	10,04	-	-	-	-
<b>MOE 1</b>	10,72	4,54	10,08	3,71	10,40	5,03	10,56	5,07	10,24	3,72
<b>MOE 2</b>	-	-	20,32	7,22	-	-	20,64	7,85	-	-
<b>MOE 3</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 4</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Max.</b>	20,00	8,31	22,08	7,96	19,20	8,92	21,44	8,11	17,12	5,47
<b>Bruch</b>	17,44	8,58	21,92	8,21	-	-	19,68	8,37	-	-
<b>E-Modul [MPa]</b>	308,71		362,72		309,44		311,22		398,66	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit

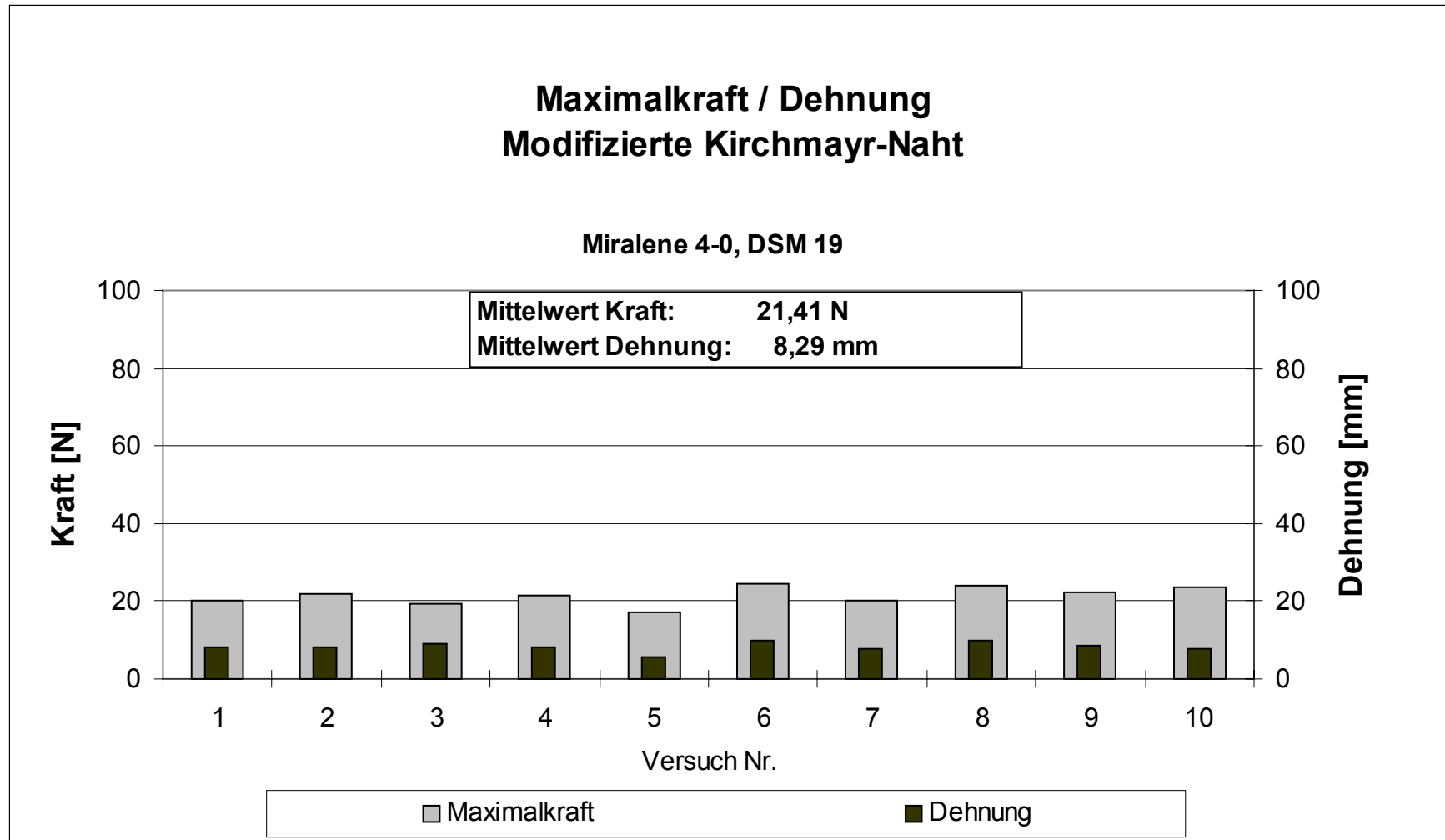
<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Miralene 4-0, DSM 19</b>										
Versuch Nr.	6		7		8		9		10	
	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>
<b>MOL 1</b>	2,08	1,03	1,76	1,00	1,60	1,01	2,88	1,15	2,08	1,00
<b>MOL 2</b>	3,20	2,03	4,16	2,03	3,04	2,03	4,48	2,17	4,00	2,00
<b>MOL 3</b>	9,60	5,05	12,00	5,05	9,76	5,09	14,40	5,23	14,56	5,03
<b>MOL 4</b>	17,44	7,57	19,68	7,57	18,24	7,64	18,56	7,50	23,52	7,56
<b>MOL 5</b>	24,32	10,08	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 1</b>	10,40	5,30	10,40	4,30	10,72	5,35	10,72	3,96	10,88	4,27
<b>MOE 2</b>	20,80	8,58	-	-	20,48	8,40	20,64	8,01	20,32	6,30
<b>MOE 3</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 4</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Max.</b>	24,32	10,08	20,00	7,82	24,00	9,66	22,40	8,76	23,52	7,81
<b>Bruch</b>	24,32	-	-	-	17,60	9,33	19,84	9,01	15,52	8,06
<b>E-Modul [MPa]</b>	286,43		289,16		278,25		338,79		412,48	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit





<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Ethibond 4-0, 2 ST 4</b>										
Versuch Nr.	1		2		3		4		5	
	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]
<b>MOL 1</b>	3,20	1,01	2,88	1,03	2,56	1,22	1,44	1,00	1,60	1,04
<b>MOL 2</b>	5,60	2,03	3,36	2,02	4,00	2,22	3,36	2,01	2,40	2,03
<b>MOL 3</b>	12,48	5,05	10,40	5,07	11,04	5,01	9,92	5,02	8,48	5,05
<b>MOL 4</b>	20,32	7,56	15,36	7,58	18,88	7,52	14,72	7,54	12,48	7,56
<b>MOL 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	16,32	10,07
<b>MOE 1</b>	10,24	4,29	10,24	4,82	10,72	4,75	10,88	5,27	10,40	6,05
<b>MOE 2</b>	20,32	7,56	-	-	20,48	8,02	20,32	9,54	-	-
<b>MOE 3</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 4</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Max.</b>	22,08	8,08	17,44	8,59	21,12	8,53	20,80	9,79	16,32	10,07
<b>Bruch</b>	22,08	8,08	12,64	9,09	18,24	8,80	20,80	9,79	10,56	10,32
<b>E-Modul [MPa]</b>	238,21		218,53		278,47		230,94		151,68	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

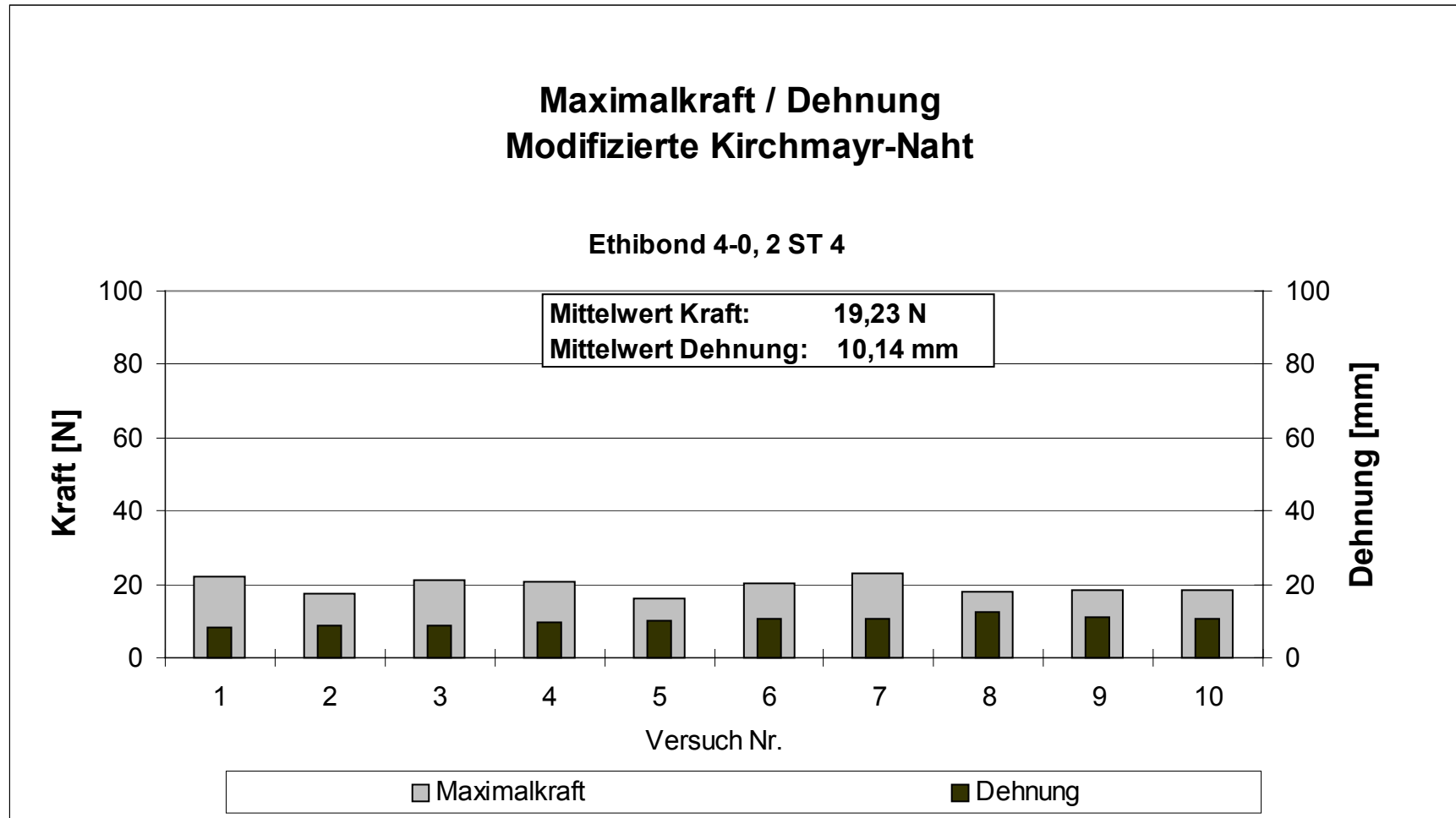
Max. = Bruchfestigkeit

Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Ethibond 4-0, 2 ST 4												
Versuch Nr.	6		7		8		9		10		11	
	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]
MOL 1	1,44	1,05	<b>1,28</b>	1,00	0,96	1,01	1,12	1,00	0,96	1,02	1,28	1,04
MOL 2	2,24	2,06	<b>3,04</b>	2,00	1,76	2,01	1,76	2,01	2,56	2,04	2,24	2,05
MOL 3	8,16	5,08	<b>5,60</b>	5,03	6,88	5,07	5,60	5,04	8,00	5,09	7,20	5,08
MOL 4	15,68	7,58	<b>11,68</b>	7,53	12,32	7,63	12,64	7,61	15,84	7,60	12,32	7,62
MOL 5	19,52	10,13	<b>21,44</b>	10,05	12,64	10,15	14,08	10,13	18,24	10,11	14,88	10,13
MOE 1	10,24	5,83	<b>10,24</b>	6,28	10,24	6,86	10,04	6,84	10,24	5,84	10,24	6,33
MOE 2	20,16	10,38	<b>20,96</b>	9,80	-	-	-	-	-	-	-	-
MOE 3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
MOE 4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
MOE 5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Max.	20,16	10,38	<b>23,04</b>	10,81	17,92	12,41	18,24	11,17	18,56	10,62	15,84	11,13
Bruch	20,16	10,38	<b>15,84</b>	11,07	-	-	18,24	11,17	18,56	10,62	12,48	12,38
E-Modul	[MPa]	281,42	245,34		147,13		226,09		288,19		149,53	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit



<b>Bunnell-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18</b>										
Versuch Nr.	1		2		3		4		5	
	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]
<b>MOL 1</b>	1,60	1,04	1,44	1,01	1,44	1,02	1,44	1,03	2,08	1,06
<b>MOL 2</b>	3,04	2,04	2,56	2,01	2,40	2,05	2,88	2,02	3,84	2,06
<b>MOL 3</b>	10,88	5,07	6,72	5,03	8,00	5,10	11,68	5,06	9,92	5,07
<b>MOL 4</b>	18,56	7,59	10,72	7,53	12,96	7,64	19,84	7,58	16,96	7,62
<b>MOL 5</b>	25,44	10,13	16,32	10,05	18,08	10,15	28,64	10,09	5,28	10,14
<b>MOE 1</b>	10,08	4,81	10,40	7,28	10,40	6,37	10,88	4,82	10,56	5,32
<b>MOE 2</b>	20,16	8,10	20,60	11,84	20,80	11,18	20,96	7,83	20,96	8,88
<b>MOE 3</b>	30,72	11,88	34,08	15,13	30,24	15,22	30,24	10,59	30,08	11,39
<b>MOE 4</b>	40,32	14,89	40,80	18,16	40,64	19,27	40,32	13,87	40,48	13,64
<b>MOE 5</b>	-	-	50,40	20,40	-	-	50,24	16,88	50,08	16,73
<b>Max.</b>	40,32	14,89	59,68	22,94	42,40	20,27	60,16	20,42	51,04	16,98
<b>Bruch</b>	-	-	55,68	23,19	37,92	20,53	56,48	20,67	48,32	17,22
<b>E-Modul [MPa]</b>	303,44		171,62		194,78		339,97		221,95	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit

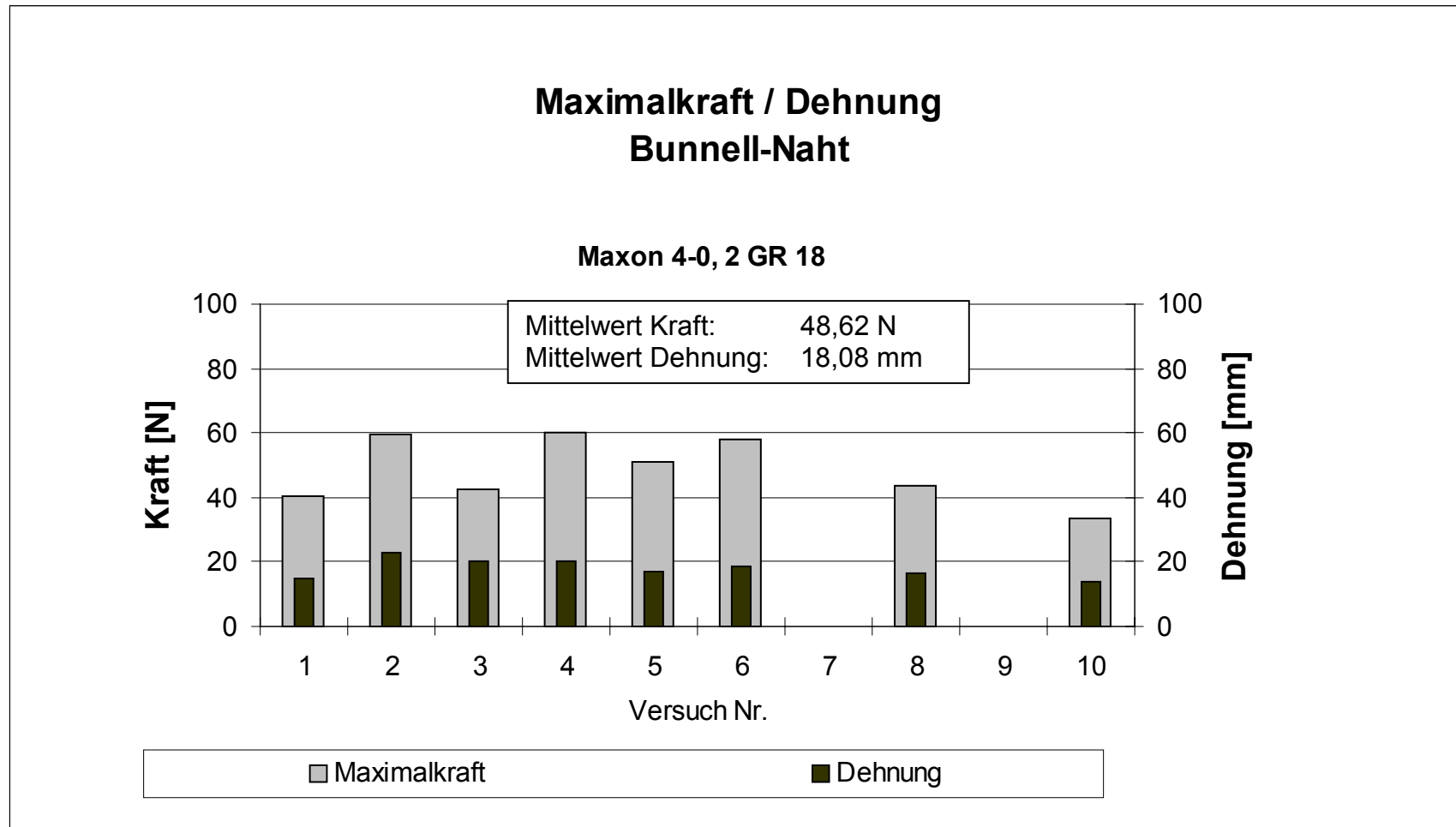
<b>Bunnell-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18</b>										
Versuch Nr.	6		7		8		9		10	
	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]
<b>MOL 1</b>	1,76	1,03	1,28	1,25	2,40	1,04	2,56	1,23	1,76	1,06
<b>MOL 2</b>	3,68	2,05	2,24	2,01	4,48	2,06	5,12	2,23	2,88	2,05
<b>MOL 3</b>	11,36	5,10	9,44	5,05	11,68	5,08	10,72	5,00	10,24	5,07
<b>MOL 4</b>	17,60	7,64	16,80	7,58	18,56	7,61	17,12	7,53	17,76	7,59
<b>MOL 5</b>	25,92	10,19	24,96	10,09	24,80	10,11	24,48	10,03	24,48	10,13
<b>MOE 1</b>	10,08	4,59	10,24	5,31	10,24	4,58	10,24	4,75	10,24	5,07
<b>MOE 2</b>	20,80	8,67	20,80	8,84	20,16	8,11	20,32	8,53	20,48	8,59
<b>MOE 3</b>	30,27	11,46	30,08	11,60	30,40	11,62	30,72	12,29	30,24	12,41
<b>MOE 4</b>	40,16	14,00	40,96	14,61	40,32	14,88	40,48	15,32	-	-
<b>MOE 5</b>	50,72	16,82	50,56	17,42	-	-	-	-	-	-
<b>Max.</b>	57,76	18,86	(57,6)*	(19,95)*	43,84	16,40	(42,72)*	(16,32)*	33,76	13,90
<b>Bruch</b>	49,76	19,11	55,68	20,47	30,88	21,69	37,76	16,83	28,48	14,16
<b>E-Modul [MPa]</b>	243,99		291,68		258,22		217,97		272,87	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit

\* = Versuchswerte werden nicht weiter berücksichtigt, Sehne aus Befestigung herausgerutscht



<b>Tsuge-Naht mit Tendo-loop 4-0, DRT 18</b>										
Versuch Nr.	1		2		3		4		5	
	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>	<b>Kraft [N]</b>	<b>Dehnung [mm]</b>
<b>MOL 1</b>	2,40	1,25	1,60	1,24	1,92	1,06	2,24	1,24	1,92	1,00
<b>MOL 2</b>	3,68	2,00	2,72	2,00	3,36	2,05	3,36	2,00	4,00	2,01
<b>MOL 3</b>	11,04	5,05	11,36	5,04	11,68	5,06	11,20	5,03	13,12	5,02
<b>MOL 4</b>	20,64	7,56	20,48	7,57	20,64	7,56	18,72	7,53	22,88	7,53
<b>MOL 5</b>	26,56	10,07	31,68	10,07	31,68	10,06	28,64	10,05	33,12	10,04
<b>MOE 1</b>	10,40	4,78	10,40	4,79	10,08	4,55	10,24	4,78	10,88	4,27
<b>MOE 2</b>	20,64	7,56	20,48	7,57	20,64	7,56	20,48	8,03	20,64	7,03
<b>MOE 3</b>	30,88	11,08	30,40	9,82	30,88	9,81	30,08	10,29	30,56	9,54
<b>MOE 4</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Max.</b>	39,68	13,12	35,68	11,07	34,88	10,83	31,20	10,54	34,40	10,54
<b>Bruch</b>	35,52	13,62	33,76	11,32	34,88	10,83	28,64	10,79	33,60	10,79
<b>E-Modul [MPa]</b>	268,02		320,50		296,03		267,05		325,41	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit

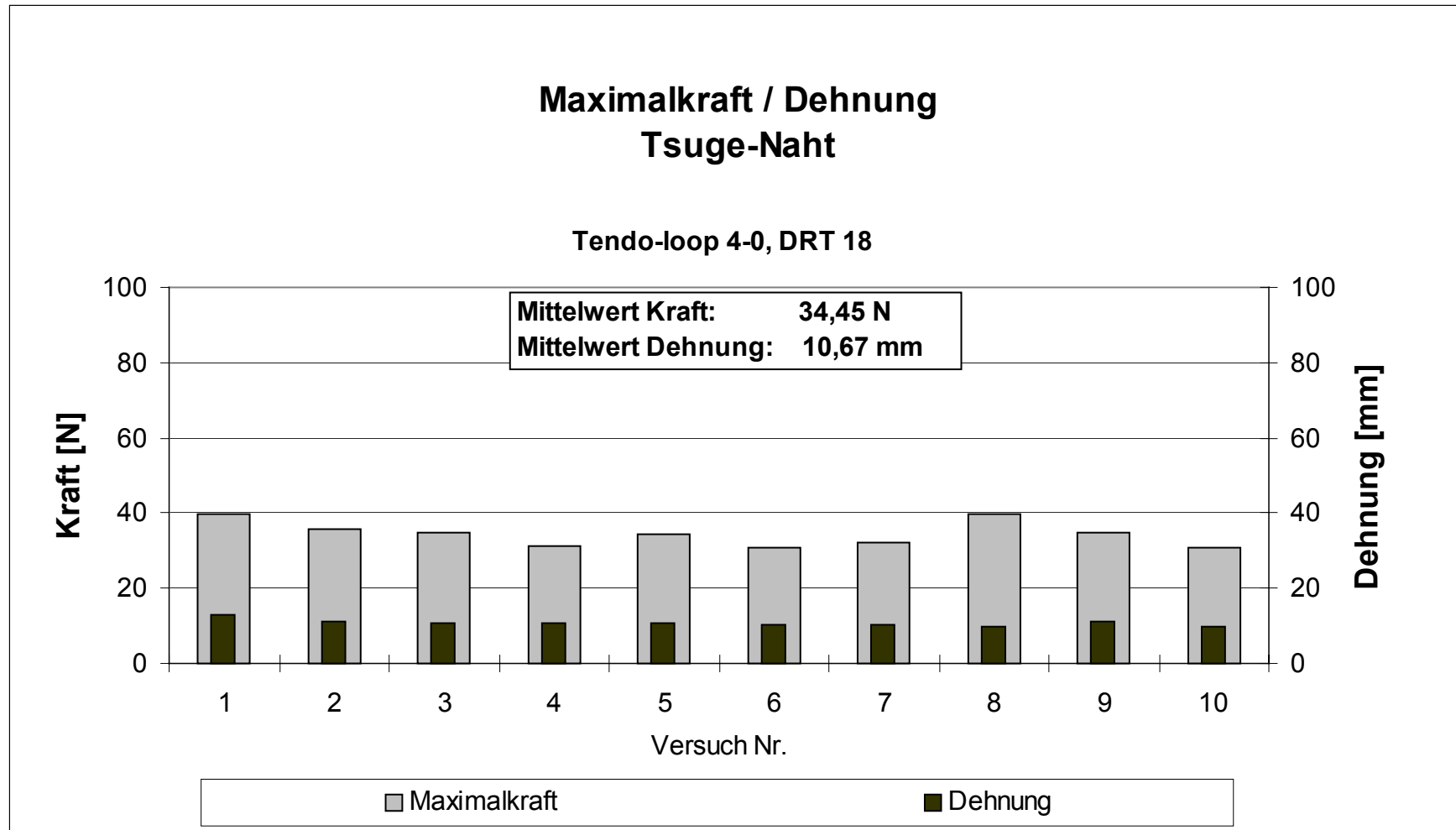


<b>Tsuge-Naht mit Tendo-loop 4-0, DRT 18</b>										
Versuch Nr.	6		7		8		9		10	
	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]
<b>MOL 1</b>	1,60	1,24	2,24	1,00	2,08	1,01	1,76	1,03	1,12	1,01
<b>MOL 2</b>	3,36	2,25	4,00	2,03	4,80	2,05	3,04	2,03	2,56	2,02
<b>MOL 3</b>	11,04	5,02	12,80	5,04	16,96	5,10	11,04	5,05	11,20	5,08
<b>MOL 4</b>	20,00	7,54	21,60	7,57	28,64	7,64	19,36	7,58	21,28	7,62
<b>MOL 5</b>	30,72	10,08	32,32	10,08			30,08	10,09		-
<b>MOE 1</b>	10,40	4,76	10,40	4,29	10,24	3,58	10,24	4,80	10,24	4,83
<b>MOE 2</b>	20,80	7,80	20,80	7,32	20,96	6,13	20,16	7,82	20,32	7,36
<b>MOE 3</b>	30,72	10,08	30,08	9,57	31,36	8,15	30,08	10,09	30,24	9,38
<b>MOE 4</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 5</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Max.</b>	30,72	10,08	32,32	10,08	39,84	9,68	34,88	11,10	30,88	9,63
<b>Bruch</b>	30,72	10,08	32,32	10,08	32,16	9,93	31,20	11,35	30,88	9,63
<b>E-Modul [MPa]</b>	321,55		324,95		397,53		287,50		317,90	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit



<b>Marburger Sehnennaht I mit Maxon 4-0, 2 GR 18</b>										
Versuch Nr.	1		2		3		4		5	
	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]
<b>MOL 1</b>	3,36	1,03	3,52	1,03	3,68	1,04	4,48	1,24	1,92	1,04
<b>MOL 2</b>	6,24	2,04	7,20	2,05	7,52	2,04	7,04	2,00	3,52	2,04
<b>MOL 3</b>	16,32	5,05	25,12	5,06	21,12	5,06	22,56	5,06	12,80	5,04
<b>MOL 4</b>	30,08	7,55	42,72	7,58	37,44	7,60	40,16	7,59	25,76	7,54
<b>MOL 5</b>	48,64	10,09	-	-	54,72	10,12	57,60	10,12	42,72	10,07
<b>MOE 1</b>	10,40	3,55	10,88	2,79	10,20	2,79	10,56	2,76	10,72	4,54
<b>MOE 2</b>	20,32	5,80	20,32	4,31	21,12	5,06	21,12	4,81	21,28	6,79
<b>MOE 3</b>	30,08	7,55	30,40	5,82	30,08	6,57	30,08	6,31	30,40	8,29
<b>MOE 4</b>	41,10	9,06	40,96	7,34	40,96	8,10	40,16	7,59	40,96	9,82
<b>MOE 5</b>	50,40	10,34	50,40	8,63	51,04	9,62	50,88	9,11	50,72	11,08
<b>Max.</b>	53,92	10,84	52,48	8,88	58,24	10,64	61,12	10,62	60,32	12,34
<b>Bruch</b>	53,28	11,09	43,20	9,13	52,32	10,91	59,36	10,88	60,32	12,34
<b>E-Modul</b> [MPa]	304,07		484,55		438,89		450,38		351,42	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

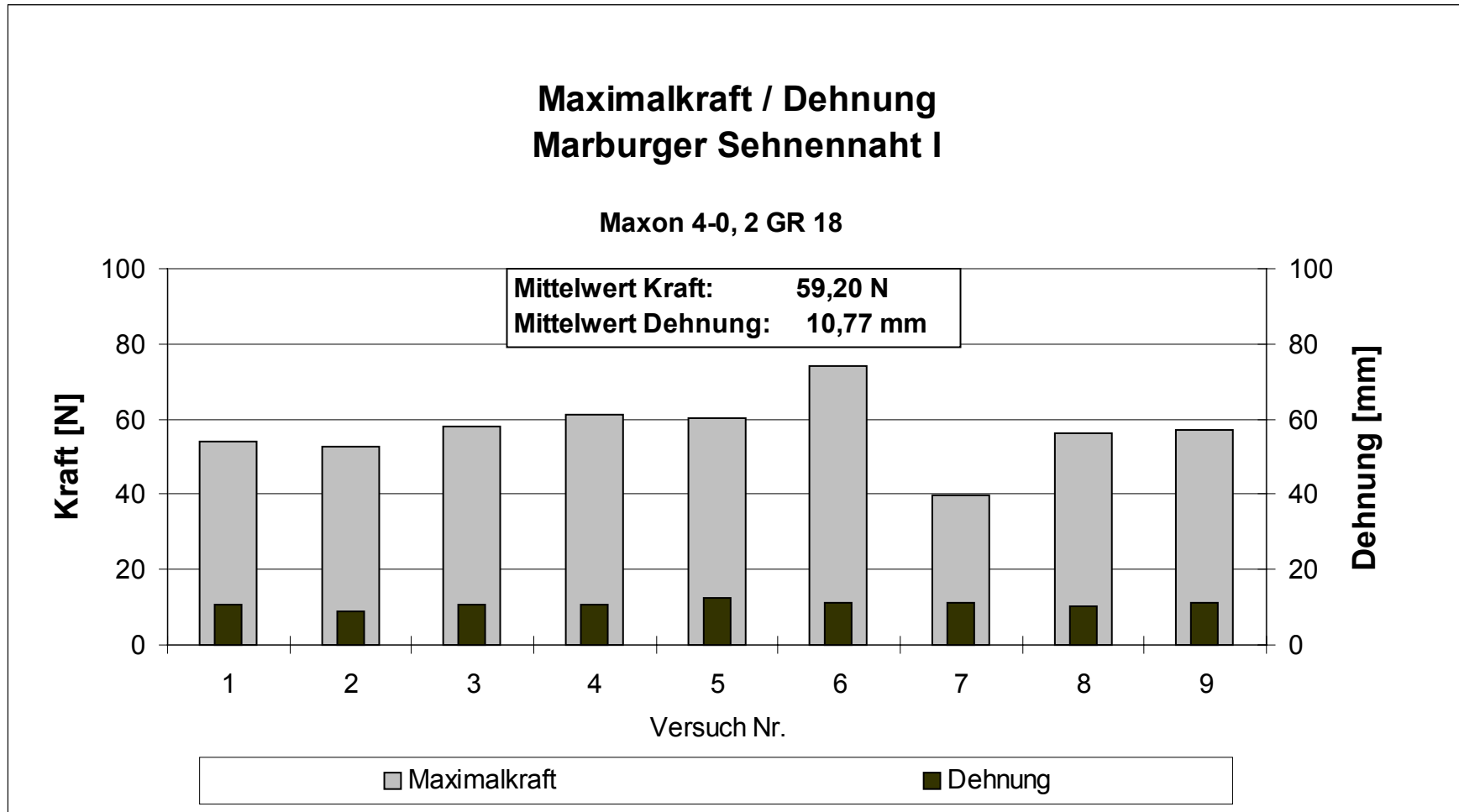
Max. = Bruchfestigkeit

<b>Marburger Sehnennaht I mit Maxon 4-0, 2 GR 18</b>								
Versuch Nr.	6		7		8		9	
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>
	[N]	[mm]	[N]	[mm]	[N]	[mm]	[N]	[mm]
<b>MOL 1</b>	4,16	1,05	3,68	1,18	3,36	1,25	2,88	1,05
<b>MOL 2</b>	7,52	2,05	6,24	2,18	6,40	2,24	5,44	2,06
<b>MOL 3</b>	27,84	5,06	16,00	5,20	19,52	5,02	16,80	5,09
<b>MOL 4</b>	47,04	7,57	26,88	7,74	36,64	7,55	32,80	7,63
<b>MOL 5</b>	65,92	10,11	35,36	10,01	55,04	10,08	49,44	10,17
<b>MOE 1</b>	10,08	2,55	10,24	3,71	10,40	3,23	10,40	3,56
<b>MOE 2</b>	21,76	4,30	20,32	6,23	20,80	5,27	20,80	5,84
<b>MOE 3</b>	30,08	5,31	30,88	8,75	30,88	6,79	31,04	7,38
<b>MOE 4</b>	41,12	6,81	-	-	40,48	8,05	40,96	8,90
<b>MOE 5</b>	50,56	8,08	-	-	51,20	9,59	51,68	10,42
<b>Max.</b>	74,24	11,38	39,52	11,27	56,10	10,33	57,12	11,17
<b>Bruch</b>	74,24	11,38	26,56	13,89	56,10	10,33	54,88	11,43
<b>E-Modul [MPa]</b>	506,13		290,85		437,66		352,14	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit



<b>Marburger Sehnennaht I mit PDS II 4-0, 2 ST 4</b>										
Versuch Nr.	1		2		3		4		5	
	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]
<b>MOL 1</b>	2,88	1,18	1,76	1,00	3,04	1,03	2,40	1,03	4,80	1,08
<b>MOL 2</b>	5,12	2,19	4,16	2,00	6,40	2,03	5,76	2,04	8,80	2,08
<b>MOL 3</b>	18,24	5,20	16,16	5,03	20,48	5,07	21,28	5,12	21,12	5,12
<b>MOL 4</b>	32,00	7,72	29,28	7,54	35,04	7,57	34,40	7,64	35,52	7,64
<b>MOL 5</b>	44,16	10,01	44,48	10,07	50,24	10,12	45,28	10,18	49,76	10,16
<b>MOE 1</b>	10,88	3,70	10,40	3,75	10,40	3,05	11,04	3,07	10,72	2,60
<b>MOE 2</b>	20,80	5,70	21,12	6,03	20,48	5,07	20,16	4,87	21,12	5,12
<b>MOE 3</b>	30,56	7,46	30,72	7,80	30,56	6,83	30,88	6,88	31,04	6,88
<b>MOE 4</b>	41,28	9,48	40,16	9,31	41,44	8,61	40,48	9,16	40,96	8,64
<b>MOE 5</b>	50,24	11,02	50,08	11,07	50,24	10,12			51,04	10,41
<b>Max.</b>	52,32	11,53	57,28	12,33	56,64	11,41	46,56	10,69	52,16	10,66
<b>Bruch</b>	52,32	11,53	56,80	12,58	56,64	11,41	46,24	10,44	47,84	10,91
<b>E-Modul [MPa]</b>	415,67		415,88		408,62		514,73		363,10	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

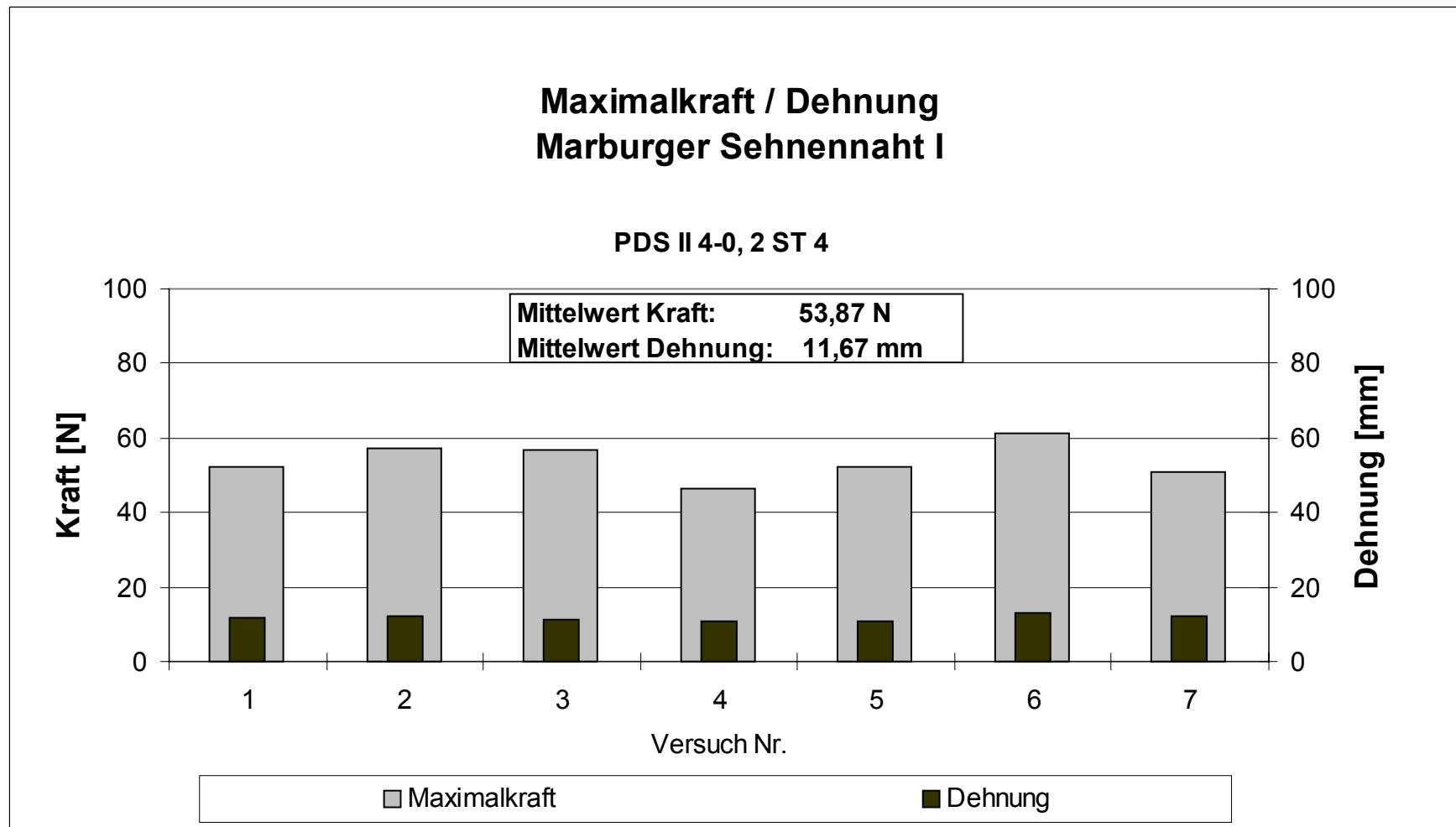
Max. = Bruchfestigkeit

<b>Marburger Sehnennaht I mit PDS II 4-0, 2 ST 4</b>										
Versuch Nr.	6		7							
	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]
<b>MOL 1</b>	2,56	1,00	2,72	1,03	-	-	-	-	-	-
<b>MOL 2</b>	5,60	2,01	5,92	2,02	-	-	-	-	-	-
<b>MOL 3</b>	19,04	5,04	16,80	5,06	-	-	-	-	-	-
<b>MOL 4</b>	33,28	7,58	28,80	7,58	-	-	-	-	-	-
<b>MOL 5</b>	47,36	10,11	42,08	10,11	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 1</b>	10,56	3,29	11,20	3,56	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 2</b>	20,48	5,30	20,64	6,06	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 3</b>	30,40	7,07	30,24	7,83	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 4</b>	40,32	8,84	40,80	9,85	-	-	-	-	-	-
<b>MOE 5</b>	51,20	10,89	50,56	11,88	-	-	-	-	-	-
<b>Max.</b>	61,12	12,95	51,04	12,13	-	-	-	-	-	-
<b>Bruch</b>	61,12	12,95	51,04	12,13	-	-	-	-	-	-
<b>E-Modul [MPa]</b>	416,06		373,61							

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit





<b>Marburger Sehnennaht I mit Ethibond 4-0, 2 ST 4</b>										
Versuch Nr.	1		2		3		4		5	
	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]
<b>MOL 1</b>	5,28	1,19	1,92	1,03	2,24	1,03	3,36	1,05	3,36	1,02
<b>MOL 2</b>	10,24	2,21	3,52	2,02	5,60	2,04	7,20	2,08	7,52	2,04
<b>MOL 3</b>	22,72	5,23	16,96	5,04	18,40	5,08	24,00	5,09	24,16	5,10
<b>MOL 4</b>	32,00	7,76	30,56	7,59	12,80	7,61	38,88	7,63	38,24	7,63
<b>MOL 5</b>			34,72	10,12	19,68	10,14				
<b>MOE 1</b>	10,24	2,21	10,56	3,79	10,40	3,32	10,24	2,84	11,04	2,81
<b>MOE 2</b>	20,64	4,72	21,28	5,82	21,12	5,58	20,80	4,59	21,12	4,60
<b>MOE 3</b>	30,88	7,49	30,56	7,95			31,36	6,31	30,08	6,11
<b>MOE 4</b>							40,16	7,89		
<b>MOE 5</b>										
<b>Max.</b>	37,44	9,26	35,84	9,87	28,96	6,84	44,80	8,92	38,24	7,63
<b>Bruch</b>	35,20	9,51	22,08	13,92	19,52	10,89	44,80	8,92	38,24	7,63
<b>E-Modul</b> [MPa]	474,71		466,74		434,49		462,60		475,32	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

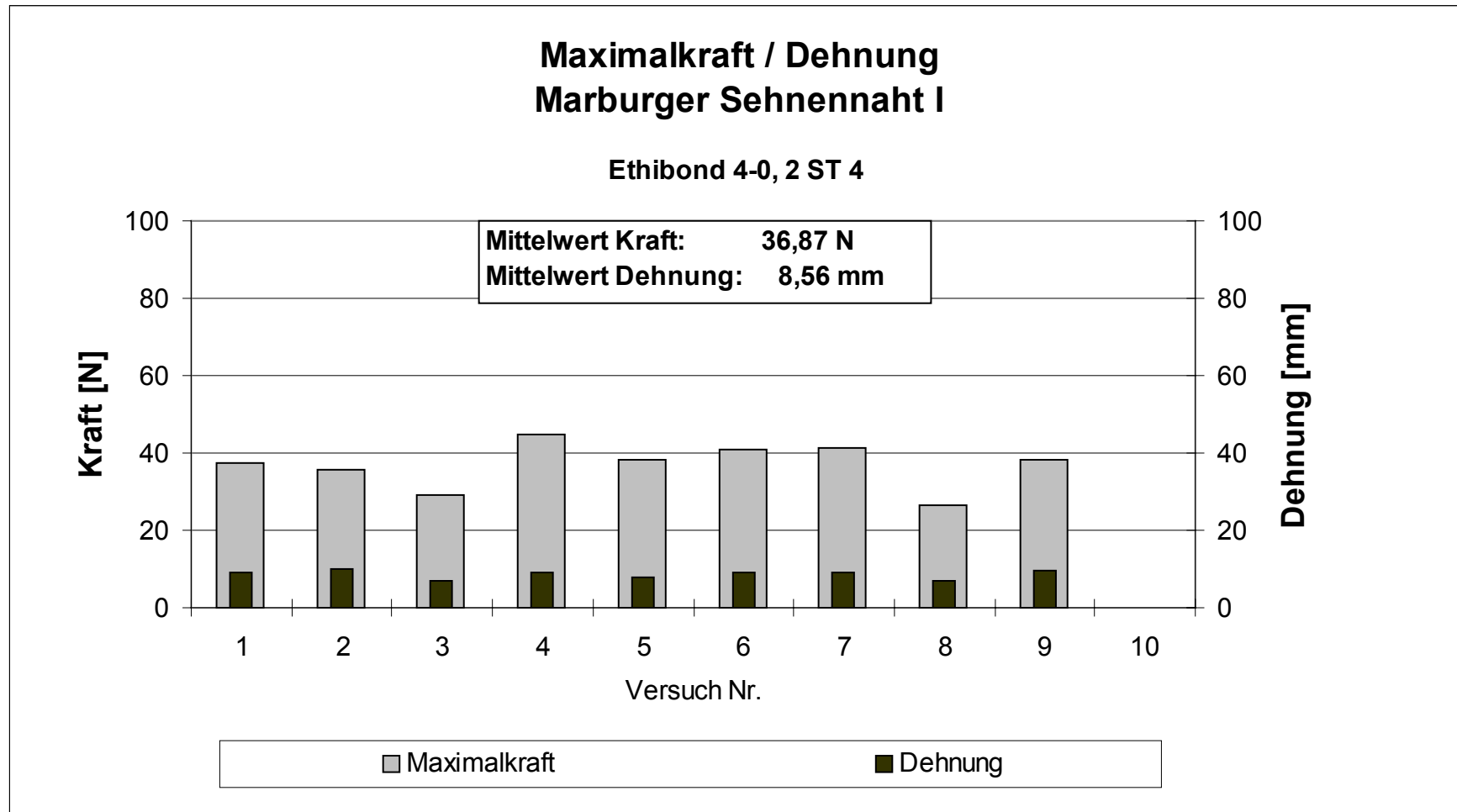
MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit

<b>Marburger Sehnennaht I mit Ethibond 4-0, 2 ST 4</b>										
Versuch Nr.	6		7		8		9		10	
	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]
<b>MOL 1</b>	3,52	1,15	3,36	1,21	3,52	1,05	3,36	1,26	3,36	1,01
<b>MOL 2</b>	6,56	2,14	6,88	2,21	6,72	2,06	6,08	2,02	8,80	2,02
<b>MOL 3</b>	19,68	5,18	20,64	5,00	19,84	5,07	17,12	5,05		
<b>MOL 4</b>	34,40	7,70	33,12	7,54			29,12	7,60		
<b>MOL 5</b>							31,04	10,14		
<b>MOE 1</b>	10,56	3,15	11,04	3,21	10,24	3,06	10,40	3,29	10,08	2,27
<b>MOE 2</b>	21,12	5,43	20,64	5,00	20,80	5,32	20,16	5,80		
<b>MOE 3</b>	31,36	7,20	31,52	6,78			30,08	7,84		
<b>MOE 4</b>	40,80	8,97	41,12	9,32						
<b>MOE 5</b>										
<b>Max.</b>	40,80	8,97	41,12	9,32	26,40	6,84	38,24	9,39	(18,24)*	(3,81)*
<b>Bruch</b>	40,80	8,97	41,12	9,32	24,00	7,09	31,04	10,14	18,24	3,81
<b>E-Modul [MPa]</b>	425,68		444,63		391,25		336,27		525,91	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)  
 MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)  
 Max. = Bruchfestigkeit

\* = Versuchswerte werden nicht weiter berücksichtigt,  
 Knoten früh aufgegangen



<b>Marburger Sehnennaht II mit Maxon 4-0, 2 GR 18</b>										
Versuch Nr.	1		2		3		4		5	
	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]	Kraft [N]	Dehnung [mm]
<b>MOL 1</b>	3,20	1,03	3,68	1,10	3,84	1,22	4,16	1,07	4,32	1,02
<b>MOL 2</b>	5,76	2,06	7,68	2,10	6,88	2,22	7,04	2,08	7,84	2,05
<b>MOL 3</b>	17,12	5,08	24,16	5,12	20,64	5,25	18,88	5,11	20,16	5,10
<b>MOL 4</b>	31,68	7,63	43,36	7,64	34,56	7,52	32,16	7,61	32,64	7,62
<b>MOL 5</b>			59,68	10,12	45,60	10,04	42,24	10,15	46,24	10,16
<b>MOE 1</b>	10,88	3,57	11,36	2,85	10,56	3,23	10,24	3,10	10,24	2,82
<b>MOE 2</b>	20,64	5,85	20,96	4,61	20,64	5,25	20,32	5,36	20,16	5,14
<b>MOE 3</b>	30,24	7,38	31,36	6,13	30,72	6,76	30,88	7,36	31,20	7,36
<b>MOE 4</b>	41,44	9,18	41,12	7,38	41,28	8,77	40,88	9,63	41,44	9,16
<b>MOE 5</b>			50,08	8,64			50,08	14,18	50,24	10,95
<b>Max.</b>	43,20	9,43	60,96	10,43	47,04	12,09	53,44	15,44	55,04	12,73
<b>Bruch</b>	43,20	9,43	60,96	10,43	36,00	13,86	53,44	15,44	59,92	12,98
<b>E-Modul [MPa]</b>	350,25		461,98		373,94		351,80		376,29	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

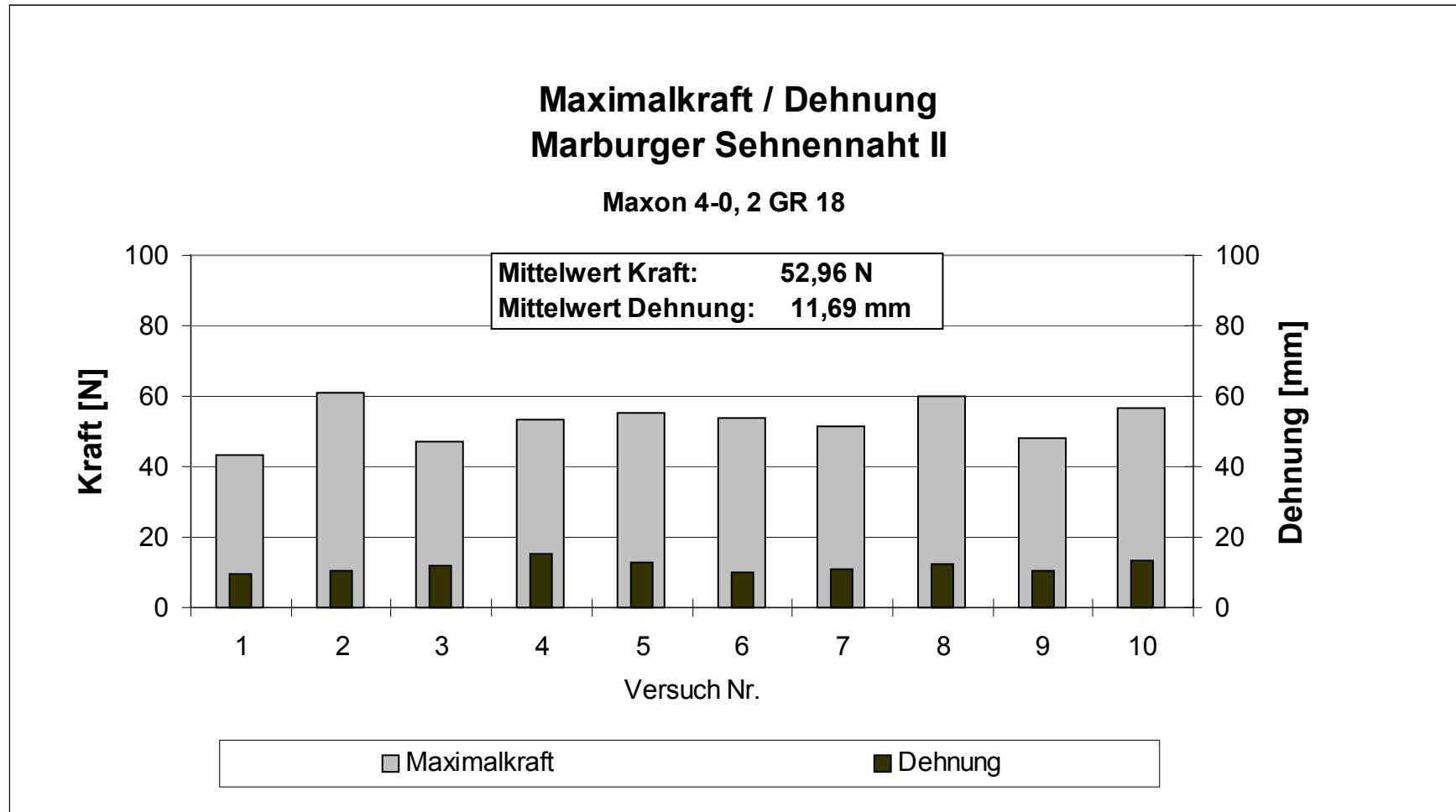
Max. = Bruchfestigkeit

<b>Marburger Sehnennaht II mit Maxon 4-0, 2 GR 18</b>										
Versuch Nr.	6		7		8		9		10	
	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]	<b>Kraft</b> [N]	<b>Dehnung</b> [mm]
<b>MOL 1</b>	3,68	1,00	4,00	1,02	6,72	1,13	4,64	1,19	3,36	1,09
<b>MOL 2</b>	6,56	2,01	7,52	2,03	11,04	2,13	7,36	2,22	6,88	2,09
<b>MOL 3</b>	21,44	5,03	21,28	5,08	29,12	5,19	17,60	5,01	16,64	5,14
<b>MOL 4</b>	37,92	7,57	34,56	7,59	43,20	7,69	13,72	7,53	29,28	7,66
<b>MOL 5</b>			48,64	10,14	55,04	10,21	47,04	10,07	44,16	10,19
<b>MOE 1</b>	10,56	3,01	10,56	2,79	11,04	2,13	10,40	3,25	10,24	3,10
<b>MOE 2</b>	21,44	5,03	20,48	8,83	21,60	3,91	20,64	5,77	20,64	5,89
<b>MOE 3</b>	30,40	6,55	30,24	6,84	30,24	5,43	30,72	7,53	30,56	7,90
<b>MOE 4</b>	41,92	8,08	40,32	8,62	40,32	7,19	40,80	9,04	41,76	9,69
<b>MOE 5</b>	50,56	9,34	50,56	10,64	51,04	9,21			50,56	11,94
<b>Max.</b>	53,92	9,84	51,36	10,89	59,84	12,24	48,32	10,32	56,48	13,44
<b>Bruch</b>	53,92	9,84	51,36	10,89	59,84	12,24	48,32	10,32	56,48	13,44
<b>E-Modul</b> [MPa]	405,92		416,81		484,87		324,01		331,19	

MOL = Intermediate Load (1 - 5)

MOE = Intermediate Displacement (1 - 5)

Max. = Bruchfestigkeit



# Anhang 3

- |             |   |
|-------------|---|
| Anhang 3.1  | Bildsequenzanalyse,<br>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18   |
| Anhang 3.2  | Bildsequenzanalyse,<br>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, V 7      |
| Anhang 3.3  | Bildsequenzanalyse,<br>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Prolene 4-0, PS 2S   |
| Anhang 3.4  | Bildsequenzanalyse,<br>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, PS 2S    |
| Anhang 3.5  | Bildsequenzanalyse,<br>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Miralene 4-0, DSM 19 |
| Anhang 3.6  | Bildsequenzanalyse,<br>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Ethibond 4-0, 2 ST 4 |
| Anhang 3.7  | Bildsequenzanalyse,<br>Bunnell-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18                  |
| Anhang 3.8  | Bildsequenzanalyse,<br>Tsuge-Naht mit Tendo-loop 4-0, DRT 18                |
| Anhang 3.9  | Bildsequenzanalyse,<br>Marburger Sehnennaht I mit Maxon 4-0, 2 GR 18        |
| Anhang 3.10 | Bildsequenzanalyse,<br>Marburger Sehnennaht I mit PDS II 4-0, 2 ST 4        |
| Anhang 3.11 | Bildsequenzanalyse,<br>Marburger Sehnennaht I mit Ethibond 4-0, 2 ST 4      |
| Anhang 3.12 | Bildsequenzanalyse,<br>Marburger Sehnennaht II mit Maxon 4-0, 2 GR 18       |

<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18</b>					
<b>Versuch</b>	<b>Spaltbildung</b>		<b>Bruchfestigkeit</b>		<b>Bemerkungen</b>
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	
	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	
1	11,60	3,20	120,06	12,31	Faden nicht gerissen
2	24,40	3,80	112,62	10,22	Faden nicht gerissen
3	25,60	3,20	99,19	11,94	Faden nicht gerissen, unten durchgerutscht
4	13,40	1,20	91,91	7,27	am Knoten gerissen
5	31,80	2,50	71,20	7,97	nicht gerissen, oben durchgerutscht
6	3,80	1,20	148,05	19,82	gerissen
7	15,60	3,00	140,13	14,71	am Knoten gerissen
8	13,40	4,70	117,80	11,42	gerissen
9	30,20	4,20	40,29	5,07	gerissen
10	27,20	4,20	141,91	16,52	nicht gerissen, durchgerutscht
<b>Mittelwert</b>	<b>19,70</b>	<b>3,12</b>	<b>108,32</b>	<b>11,72</b>	
<b>Std.Abw</b>	<b>8,86</b>	<b>1,14</b>	<b>32,13</b>	<b>4,22</b>	



<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, V 7</b>					
<b>Versuch</b>	<b>Spaltbildung</b>		<b>Bruchfestigkeit</b>		<b>Bemerkungen</b>
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	
	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	
1	9,60	4,20	19,84	11,11	Faden durchgerutscht
2	20,00	6,20	28,00	8,52	Faden gerissen
3	11,00	5,50	24,48	11,39	Faden gerissen
4	3,60	3,00	28,32	11,92	Faden durchgerutscht
5	16,80	6,30	25,76	9,45	Faden gerissen
6	5,40	5,00	29,44	15,16	Faden gerissen
7	11,00	5,20	27,20	11,08	Faden gerissen
8	13,80	5,30	28,64	10,20	Faden gerissen
9	11,40	6,70	22,72	11,11	Faden gerissen
10	9,80	4,50	23,68	9,15	Faden gerissen
<b>Mittelwert</b>	<b>11,24</b>	<b>5,19</b>	<b>25,81</b>	<b>10,91</b>	
<b>Std.Abw</b>	<b>4,60</b>	<b>1,05</b>	<b>2,93</b>	<b>1,76</b>	

<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Prolene 4-0, PS 2S</b>					
<b>Versuch</b>	<b>Spaltbildung</b>		<b>Bruchfestigkeit</b>		<b>Bemerkungen</b>
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	
	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	
1	5,80	4,20	6,03	19,84	Faden am Knoten gerissen
2	8,80	3,20	6,83	13,92	Faden am Knoten gerissen
3	11,40	4,30	8,40	19,84	Faden am Knoten gerissen
4	4,00	2,20	6,56	21,44	Faden am Knoten gerissen
5	8,80	6,30	8,08	23,20	Faden am Knoten gerissen
6	15,20	5,00	6,86	24,16	Faden am Knoten gerissen
7	5,00	2,20	6,36	25,92	Faden am Knoten gerissen
8	11,00	4,00	7,30	24,00	Faden am Knoten gerissen
9	8,80	3,00	5,09	18,08	Faden am Knoten gerissen
10	6,00	3,20	7,32	27,04	Faden am Knoten gerissen
<b>Mittelwert</b>	<b>8,48</b>	<b>3,76</b>	<b>6,88</b>	<b>21,74</b>	
<b>Std.Abw</b>	<b>3,25</b>	<b>1,21</b>	<b>0,92</b>	<b>3,75</b>	

<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit PDS II 4-0, PS 2S</b>					
<b>Versuch</b>	<b>Spaltbildung</b>		<b>Bruchfestigkeit</b>		<b>Bemerkungen</b>
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	
	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	
1	4,00	2,30	23,84	8,57	Faden am Knoten gerissen
2	2,40	2,00	25,28	8,92	Faden am Knoten gerissen
3	5,60	4,00	25,76	9,34	Faden am Knoten gerissen
4	8,80	4,20	28,96	10,63	Faden am Knoten gerissen
5	11,40	4,30	24,32	10,93	Faden am Knoten gerissen
6	1,40	2,70	29,60	13,03	Faden am Knoten gerissen
7	3,60	2,50	26,88	10,66	Faden am Knoten gerissen
8	4,60	2,70	26,24	10,16	Faden am Knoten gerissen
9	7,00	2,20	25,76	8,28	Faden am Knoten gerissen
10	3,00	1,90	22,24	8,06	Faden am Knoten gerissen
<b>Mittelwert</b>	<b>5,18</b>	<b>2,88</b>	<b>25,89</b>	<b>9,86</b>	
<b>Std.Abw</b>	<b>2,94</b>	<b>0,88</b>	<b>2,11</b>	<b>1,45</b>	

<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Miralene 4-0, DSM 19</b>					
<b>Versuch</b>	<b>Spaltbildung</b>		<b>Bruchfestigkeit</b>		<b>Bemerkungen</b>
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	
	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	
1	12,20	6,00	20,00	8,31	Faden am Knoten gerissen
2	1,40	0,70	22,08	7,96	Faden am Knoten gerissen
3	5,20	4,50	19,20	8,92	Faden im Knoten durchgerutscht
4	5,00	3,20	21,44	8,11	Faden am Knoten gerissen
5	2,60	1,50	17,12	5,47	Faden am Knoten gerissen
6	2,40	2,00	24,32	10,08	Faden am Knoten gerissen
7	2,20	3,50	20,00	7,82	Faden am Knoten gerissen
8	1,60	1,50	24,00	9,66	Faden am Knoten gerissen
9	3,40	1,70	22,40	8,76	Faden am Knoten gerissen
10	5,00	4,40	23,52	7,81	Faden am Knoten gerissen
<b>Mittelwert</b>	<b>4,10</b>	<b>2,90</b>	<b>21,41</b>	<b>8,29</b>	
<b>Std.Abw</b>	<b>3,02</b>	<b>1,61</b>	<b>2,20</b>	<b>1,19</b>	

<b>Modifizierte Kirchmayr-Naht mit Ethibond 4-0, 2 ST 4</b>					
<b>Versuch</b>	<b>Spaltbildung</b>		<b>Bruchfestigkeit</b>		<b>Bemerkungen</b>
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	
	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	
1	5,40	2,00	22,08	8,08	Faden gerissen
2	8,00	4,50	17,44	8,59	Knoten gerissen
3	7,80	4,20	21,12	8,53	Faden gerissen
4	5,40	4,20	20,80	9,79	Faden gerissen
5	5,40	4,20	16,32	10,07	Faden gerissen
6	5,60	4,50	20,16	10,38	Knoten gerissen
7	4,20	6,00	23,04	10,81	Knoten gerissen
8	5,20	5,20	17,92	12,41	Knoten aufgegangen
9	4,20	5,50	18,24	11,17	Knoten gerissen
10	6,20	5,80	18,56	10,62	Knoten gerissen
11	3,20	3,00	15,84	11,13	Knoten aufgegangen
<b>Mittelwert</b>	<b>5,51</b>	<b>4,46</b>	<b>19,23</b>	<b>10,14</b>	
<b>Std.Abw</b>	<b>1,38</b>	<b>1,14</b>	<b>2,25</b>	<b>1,25</b>	

<b>Bunnell-Naht mit Maxon 4-0, 2 GR 18</b>					
<b>Versuch</b>	<b>Spaltbildung</b>		<b>Bruchfestigkeit</b>		<b>Bemerkungen</b>
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	
	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	
1	-	-	40,32	14,89	Spaltbildung verdeckt, Faden gerissen
2	3,20	3,90	59,68	22,93	Faden gerissen
3	4,40	4,30	42,40	20,26	Spaltbildung evtl. früher, Faden gerissen
4	2,40	2,70	60,16	20,41	Faden gerissen
5	3,80	2,80	51,04	16,97	Faden gerissen
6	2,40	2,00	57,76	18,86	Faden gerissen
7	3,40	4,90	(57.6)	(19.95)	Sehne herausgerutscht, kein Bruch
8	7,20	4,50	43,84	16,39	Faden erst durchgerutscht, gerissen
9	3,20	1,70	(42.72)	(16.31)	Sehne herausgerutscht, kein Bruch
10	5,60	4,00	33,76	13,90	Faden gerissen
<b>Mittelwert</b>	<b>3,96</b>	<b>3,42</b>	<b>48,62</b>	<b>18,08</b>	
<b>Std.Abw</b>	<b>1,48</b>	<b>1,08</b>	<b>9,33</b>	<b>2,87</b>	

<b>Tsuge-Naht mit Tendo-loop 4-0, DRT 18</b>					
<b>Versuch</b>	<b>Spaltbildung</b>		<b>Bruchfestigkeit</b>		<b>Bemerkungen</b>
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	
	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	
1	2,40	2,70	39,68	13,12	Faden gerissen
2	1,00	2,20	35,68	11,07	Faden gerissen
3	2,20	2,00	34,88	10,83	Faden gerissen
4	0,80	1,90	31,20	10,54	Faden gerissen
5	1,60	2,50	34,40	10,54	Faden gerissen
6	0,60	2,20	30,72	10,08	Faden gerissen
7	1,60	2,00	32,32	10,08	Faden gerissen
8	0,60	2,50	39,84	9,68	Faden gerissen
9	0,40	3,70	34,88	11,10	Faden gerissen
10	3,60	3,70	30,88	9,63	Faden gerissen
<b>Mittelwert</b>	<b>1,48</b>	<b>2,54</b>	<b>34,45</b>	<b>10,67</b>	
<b>Std.Abw</b>	<b>0,96</b>	<b>0,63</b>	<b>0,96</b>	<b>3,16</b>	

<b>Marburger Sehnennaht I mit Maxon 4-0, 2 GR 18</b>					
<b>Versuch</b>	<b>Spaltbildung</b>		<b>Bruchfestigkeit</b>		<b>Bemerkungen</b>
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	
	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	
1	41,80	9,20	53,92	10,84	Faden gerissen
2	39,40	7,50	52,48	8,88	Faden gerissen
3	24,20	6,80	58,24	10,64	Faden gerissen
4	21,80	5,30	61,12	10,62	Faden gerissen
5	32,60	9,40	60,32	12,32	Faden gerissen
6	33,60	6,80	74,24	11,38	Faden gerissen
7	21,40	6,80	(39,52)	(11,27)	Faden durchgerutscht!
8	31,80	7,30	56,16	10,33	Faden gerissen
9	15,40	5,50	57,12	11,17	Faden gerissen
<b>Mittelwert</b>	<b>29,11</b>	<b>7,18</b>	<b>59,20</b>	<b>10,77</b>	
<b>Std.Abw</b>	<b>8,38</b>	<b>1,33</b>	<b>6,31</b>	<b>0,92</b>	



<b>Marburger Sehnennaht I mit PDS II 4-0, 2 ST 4</b>					
<b>Versuch</b>	<b>Spaltbildung</b>		<b>Bruchfestigkeit</b>		<b>Bemerkungen</b>
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	
	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	
1	9,80	3,70	52,32	11,53	Faden gerissen
2	18,40	9,60	57,28	12,33	Faden gerissen
3	22,00	5,80	56,64	11,41	Faden gerissen
4	19,20	5,10	46,56	10,69	Faden gerissen
5	18,00	4,80	52,16	10,66	Faden gerissen
6	28,80	7,20	61,12	12,95	Faden gerissen
7	12,20	4,30	51,04	12,13	Faden gerissen
<b>Mittelwert</b>	<b>18,34</b>	<b>5,79</b>	<b>53,87</b>	<b>11,67</b>	
<b>Std.Abw</b>	<b>5,79</b>	<b>1,87</b>	<b>4,45</b>	<b>0,79</b>	

<b>Marburger Sehnennaht I mit Ethibond 4-0, 2 ST 4</b>					
<b>Versuch</b>	<b>Spaltbildung</b>		<b>Bruchfestigkeit</b>		<b>Bemerkungen</b>
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	
	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	
1	15,60	3,30	37,44	9,26	Knoten gerissen
2	18,60	6,20	35,84	9,87	Knoten aufgegangen
3	13,20	4,70	28,96	6,84	Knoten gerissen
4	22,40	5,50	44,80	8,92	Knoten gerissen
5	24,00	5,60	38,24	7,63	Knoten gerissen
6	7,60	2,70	40,80	8,97	Knoten gerissen
7	16,40	5,30	41,12	9,32	Knoten gerissen
8	18,60	5,80	26,40	6,84	Knoten aufgegangen
9	11,20	4,90	38,24	9,39	Knoten gerissen
10	10,40	5,00	(18,24)	(3,21)	Knoten früh aufgegangen, nicht bewertet
<b>Mittelwert</b>	<b>15,80</b>	<b>4,90</b>	<b>36,87</b>	<b>8,56</b>	
<b>Std.Abw</b>	<b>5,01</b>	<b>1,05</b>	<b>5,51</b>	<b>1,08</b>	

<b>Marburger Sehnennaht II mit Maxon 4-0, 2 GR 18</b>					
<b>Versuch</b>	<b>Spaltbildung</b>		<b>Bruchfestigkeit</b>		<b>Bemerkungen</b>
	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	<b>Kraft</b>	<b>Dehnung</b>	
	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	<b>[N]</b>	<b>[mm]</b>	
1	17,20	5,70	43,20	9,43	Faden gerissen
2	10,60	2,90	60,96	10,43	Faden gerissen
3	14,80	5,20	47,04	12,09	Faden durchgerutscht
4	8,60	2,80	53,44	15,44	Faden durchgerutscht
5	14,40	4,60	55,04	12,73	Faden gerissen
6	12,20	3,50	53,92	9,84	Faden gerissen
7	8,40	2,50	51,36	10,89	Faden gerissen
8	19,40	3,80	59,84	12,24	Faden gerissen
9	8,80	2,70	48,32	10,32	Faden gerissen
10	8,80	2,90	56,48	13,44	Faden gerissen
<b>Mittelwert</b>	<b>12,32</b>	<b>3,66</b>	<b>52,96</b>	<b>11,69</b>	
<b>Std.Abw</b>	<b>3,76</b>	<b>1,08</b>	<b>5,33</b>	<b>1,77</b>	