

Technische Universität München
Fakultät für Medizin
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

Die transpedikuläre Bohrung

Eine biomechanische und theoretische Analyse der transpedikulären
Bohrung zur Auslegung eines navigationsgestützten, semi-aktiven
Roboters

Stefan Doebele

Technische Universität München
Fakultät für Medizin
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

Die transpedikuläre Bohrung
Eine biomechanische und theoretische Analyse der transpedikulären
Bohrung zur Auslegung eines navigationsgestützten, semi-aktiven
Roboters

Stefan Doebele

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin (Dr. med.) genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger
2. apl. Prof. Dr. H. P. Rechl

Die Dissertation wurde am 19.10.2007 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 09.04.2008 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	1
1 Ziel der Untersuchung	5
1.1 Experimentelle Untersuchung der transpedikulären Bohrung	5
1.2 Virtuelle 3-D Untersuchung der transpedikulären Bohrung	6
2 Material und Methode	8
2.1 Amira - 3D Visualisierungssoftware	8
2.2 Matlab - Visualisierung und Analyse von Daten	8
2.3 Experimentelle Untersuchung der transpedikulären Bohrung	9
2.3.1 Testwerkzeug: Bohrer	9
2.3.2 Testwerkzeug: Fräser	11
2.3.3 Antriebsmaschinen von Synthes, Aesculap, Stryker, Linvatec .	14
2.3.4 Modifikation der Industriefräser und -bohrer	16
2.3.5 Knochenmodell (Sawbone)	16

2.3.6	Messsensor (Nano 17) / Messmethode	17
2.3.7	Bohr-/Fräslochqualität	18
2.3.8	Prüfaufbau an Universalprüfmaschine	19
2.3.9	Sensor- und Werkzeugkoordinatensystem	20
2.3.10	Definition des Eintrittswinkels	23
2.3.11	Versuche am Kunstknochen	23
2.3.11.1	Antriebsmaschine: Low-Speed System von Aesculap .	23
2.3.11.2	Antriebsmaschine: E-Pen von Synthes	24
2.3.12	Versuche an Schweinescapula und Rinderwirbel	25
2.3.13	Auswertung der Bohr-/Fräsversuche mittels Matlab	28
2.3.13.1	Glätten der Datensätze	29
2.4	Virtuelle 3-D Untersuchung der transpedikulären Bohrung	31
2.4.1	CT-Datensatz	32
2.4.2	3-D Visualisierung mit Amira	32
2.4.3	Genauigkeit der 3-D Visualisierung mit CT und Amira	33
2.4.4	*.stl-Format	35
2.4.5	Bestimmung der Schraubenachse	35
2.4.5.1	Konstruktion des Isthmuszentrums (Punkt P)	37
2.4.5.2	Bestimmung des Richtungsvektors (\vec{r})	39
2.4.6	Transversal- & Sagittaldurchmesser, Inklinationwinkel	39

2.4.7	Dicke der Pedikel begrenzenden Kortikalis	40
2.4.8	Struktur der Wirbelkörperoberfläche	40
2.4.9	Kortikalisdicke am Eintrittspunkt	43
2.4.10	Matlab - Algorithmen für die virtuelle 3D Untersuchung	43
2.4.10.1	Kollisionsalgorithmus	43
2.4.10.2	Berechnung der Eintrittswinkel	44
2.4.10.3	Transversalwinkel	45
2.4.10.4	Theoretische Schraubenlänge	46
3	Ergebnisse	47
3.1	Erläuterung der Bohr-/Fräsphasen	47
3.2	Ergebnisse beim Eintrittswinkel von 90°	50
3.2.1	Aesculap Low-Speed System mit Synthes Spiralbohrer	50
3.2.1.1	Kräfteverteilung	50
3.2.1.2	Momente um die x-Achse	54
3.2.1.3	Qualität der Bohrungen bei 90°	56
3.2.2	Synthes E-Pen mit Industriebohrern (N, O)	58
3.2.2.1	Kräfteverteilung	59
3.2.2.2	Momente um die x-Achse	60
3.2.2.3	Qualität der Bohrungen bei 90°	61

3.2.3	Synthes E-Pen mit Industriefräsern	62
3.2.3.1	Kräfteverteilung	62
3.2.3.2	Momente um die x-Achse	65
3.2.3.3	Qualität der Fräslöcher bei 90°	67
3.3	Ergebnisse beim Eintrittswinkel von 60°	68
3.3.1	Aesculap Low-Speed System / Synthes Spiralbohrer	68
3.3.1.1	Kräfteverlauf	68
3.3.1.2	Moment um die x-Achse	71
3.3.1.3	Qualität der Bohrlöcher bei 60°	73
3.4	Ergebnisse beim Eintrittswinkel von 30°	74
3.4.1	Synthes E-Pen mit Industriebohrer N, O und P	75
3.4.1.1	Kräfteverteilung	75
3.4.1.2	Momente um die x-Ache	76
3.4.1.3	Qualität der Bohrungen bei 30°	77
3.4.2	Synthes E-Pen mit Industriefräser	77
3.4.2.1	Kräfteverteilung	77
3.4.2.2	Moment um die x-Achse	79
3.4.2.3	Qualität der Fräslöcher bei 30°	81
3.5	Versuch an Schweinescapula und Rinderwirbel	82
3.5.1	Schweinescapula	82

3.5.1.1	Kräfteverteilung beim Bohren und Fräsen	82
3.5.1.2	Moment um die x-Achse	84
3.5.2	Rinderwirbel	87
3.5.2.1	Kräfteverteilung	87
3.5.2.2	Momente um die x- und y-Achse	87
3.6	Virtuelle 3-D Untersuchung der transpedikulären Bohrung	89
3.6.1	Genauigkeit der 3-D Visualisierung mit CT und Amira	89
3.6.2	Anatomische Daten am Isthmus	89
3.6.3	Kortikalisdicke am Eintrittspunkt	91
3.6.4	Berechnete Eintrittswinkel	91
3.6.5	Transversalwinkel	93
3.6.6	Berechnete Schraubenlängen	96
4	Diskussion	98
4.1	Gesamtprojekt NaviPed	99
4.2	Experimentelle Untersuchung der transpedikulären Bohrung	100
4.2.1	Schneidwerkzeuge	100
4.2.1.1	Abdriften der Werkzeugspitze	101
4.2.2	Einfluss der Drehzahl	102
4.2.3	Antriebsmaschinen	103

4.2.4	Validierung	103
4.2.5	Auswertung in Matlab	104
4.3	Virtuelle 3-D Untersuchung der transpedikulären Bohrung	104
4.3.1	Methodik Amira	104
4.3.1.1	Isthmuszentrum	105
4.3.1.2	Pedikeldurchmesser	106
4.3.1.3	Kortikalisdicke	106
4.3.2	Methodik Matlab	106
4.3.2.1	Skript mit Kollisionsalgorithmus	107
4.3.2.2	Transversalwinkel	107
4.3.2.3	Wirbelhalbierende	108
4.3.2.4	Eintrittswinkel	109
4.3.2.5	Schraubenlänge	109
5	Zusammenfassung	110
6	Anhang	113
6.1	Auswertung der Kräfte und Momente	113
6.2	Kollisionsalgorithmus	117
6.3	Winkelverteilung	128
6.4	Technische Zeichnung: Bohrer	135

Literaturverzeichnis	136
Abbildungsverzeichnis	141
Danksagung	146

Einleitung

Die vorliegende Dissertation entstand im Rahmen des von der Bayerischen Forschungstiftung geförderten Gemeinschaftsprojektes NaviPed: „Entwicklung eines navigationsunterstützten halbautomatischen Robotersystems für die transpedikuläre Platzierung von Schrauben an der menschlichen Wirbelsäule“. Die Kooperationspartner des Projektes waren das Deutsche Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR), BrainLAB, die BG Unfallklinik Murnau und die Technische Universität München.

Die transpedikuläre Schraubenimplantation mit dorsaler Stabilisierung der Wirbelsäule durch Fixateur interne ist in den letzten Jahren zum Standardverfahren der operativen Behandlung thorakaler und lumbaler Wirbelfrakturen geworden [Knop 1997, Youkilis 2001]. Die Indikation zur dorsalen Stabilisierung besteht bei Wirbelsäulenverletzungen, bei denen es zu neurologischen Ausfällen, zur Instabilität oder zur Fehlstellung der Wirbelsäule gekommen ist. Solche Verletzungen treten beispielsweise im Rahmen hochenergetischer Unfallmechanismen im Straßenverkehr oder bei sportlicher Aktivität auf [Eysel 1998]. Wesentliche Operationsziele sind die Reposition der Fehlstellung, die effektive Dekompression des Spinalkanals und die dauerhafte Stabilisierung bis zur knöchernen Konsolidierung des verletzten Abschnittes. Die transpedikuläre Instrumentierung gilt als stabilste dorsale Fixationsmöglichkeit eines Wirbelsegmentes [Koneremann 2003].

Die Hauptkomplikation dieser Operationsmethode ist die Perforation der kortikalen Wirbelwand. Studien dokumentierten Perforationen mit Schraubenfehlagen im lumbalen Wirbelsäulenbereich in bis zu 39,9 % [Jerosch 1992, Stein 1993, Saillant 1995, Weinstein 1988, Gertzbein 1990]. Vor allem die pedikelbegrenzende Kortikalis wird aufgrund der kleinen Pedikeldurchmesser und der individuellen Varianz in Ausprägung und Verlauf der Pedikel häufig perforiert. Eine Verletzung von Rückenmark und Nervenwurzeln kann hieraus resultieren. Auch eine ventrale Perforation der Wirbelkörperkortikalis ist möglich. Hierdurch kann es zu Verletzungen an Blutgefäßen (z.B. Bauchorta) kommen [Birnbäum 2001]. Um eine korrekte Schraubenlage zu gewährleisten und um das Risiko einer Perforation zu minimieren wurden in den vergangenen Jahren computerassistierte Systeme getestet und eingesetzt. Sie erlauben eine präoperative Planung der Schraubenlage und intraoperative Visualisierung der Schraubenimplantation [Carl 2000, Lavalée 1995, Nolte 1995]. Somit konnte die Rate der Perforationskomplikationen auf 4 - 9% gesenkt werden [Reichle 2002, Fritsch 2002, Youkilis 2001]. Doch auch hier zeigte sich, dass die Genauigkeit der Implantation von der Erfahrung des Anwenders abhängig ist [Arand 2002].

Ziel des Forschungsprojektes Naviped war es, einen semiaktiven Roboter zu entwickeln, der dem Chirurgen während der Operation Hilfestellung geben kann. Navigationsgestützt soll der Roboter eine bessere Umsetzbarkeit der Therapieplanung ermöglichen, Fehlermöglichkeiten während des Eingriffs weiter reduzieren und in der konkreten Anwendung Anzahl und Dauer intraoperativer Röntgenaufnahmen reduzieren. In Abbildung 1 ist der Versuchsaufbau mit dem Roboter, dem Navigationssystem und einer präparierten lumbalen Kalbswirbelsäule zu sehen.

In dieser Dissertation wurde im Rahmen des Forschungsprojektes die transpediku-

läre Bohrung untersucht, um Grundlagen für die Auslegung und Anwendung des navigationsgestützten Roboters zu erlangen. Die Arbeit gliedert sich in einen ersten experimentellen und einen zweiten theoretischen Teil. Im experimentellen Teil wurden zur Auslegung des Leichtbauroboters in vergleichenden Untersuchungen die Schneidkräfte und -momente während der transpedikulären Bohrung bestimmt. Aus biomechanischer Sicht sollte die optimale Drehzahl, das optimale Werkzeug und der optimale Antrieb für die transpedikuläre Bohrung mit dem Roboter gefunden werden. Somit sollte auch eine Optimierung der Schneidkräfte und -momente gelingen. Für diese Untersuchungen wurden 15 verschiedene medizinische und industrielle Bohr- und Fräswerkzeuge mit unterschiedlichen medizinischen Antriebsmaschinen verwendet. Standardisierte, vergleichende Versuche wurden an Laminaten der Firma Sawbone als Knochenmodell durchgeführt. Zur Validierung des Knochenmodells fanden Versuche in Rinderwirbeln und an einer Schweinescapula statt. Die Aufzeichnung der Schneidkräfte und -momente erfolgte mit einem 6-Komponenten-Messsensor der Firma ATI. Die Kräfte und Momente wurden unter Variation der Drehzahl (5.000 - 30.000 U/min), des Bohr-/Fräseintauchwinkels (90° - 30°) und des Werkzeugdurchmessers (2,5 mm und 3,5 mm) ermittelt. Insgesamt wurden 15 unterschiedliche Schneidgeometrien getestet.

Im zweiten Teil der Arbeit wurde die Anatomie der lumbalen Wirbelsäule, insbesondere der Pedikel, rechnerbasiert untersucht. Hierzu wurden aus hochauflösenden CT-Datensätzen mit Hilfe der Software Amira 3-D Modelle erstellt. Diese wurden anschließend automatisiert in Matlab mittels speziell hierfür programmierter Skripten, insbesondere eines Kollisionsalgorithmus, verarbeitet. Mit Hilfe der eingesetzten Technik konnten die Ergebnisse mit einer in dieser Form nie da gewesenen Genauigkeit berechnet werden. Die optimale Schraubenlage konnte simuliert werden. Im

EINLEITUNG

dorsalen Bereich der Wirbel wurden die Kortikalisdicken und die Eintrittswinkel der Bohrachsen berechnet. Die experimentellen Ergebnisse des ersten Teils dieser Arbeit konnten mit der rechnerbasierten Untersuchung des zweiten Teils gestützt werden. Weiter wurden die Pedikelgeometrie, die Pedikelschraubenlängen, die Oberflächenstrukturen und -formationen der Pedikel untersucht.

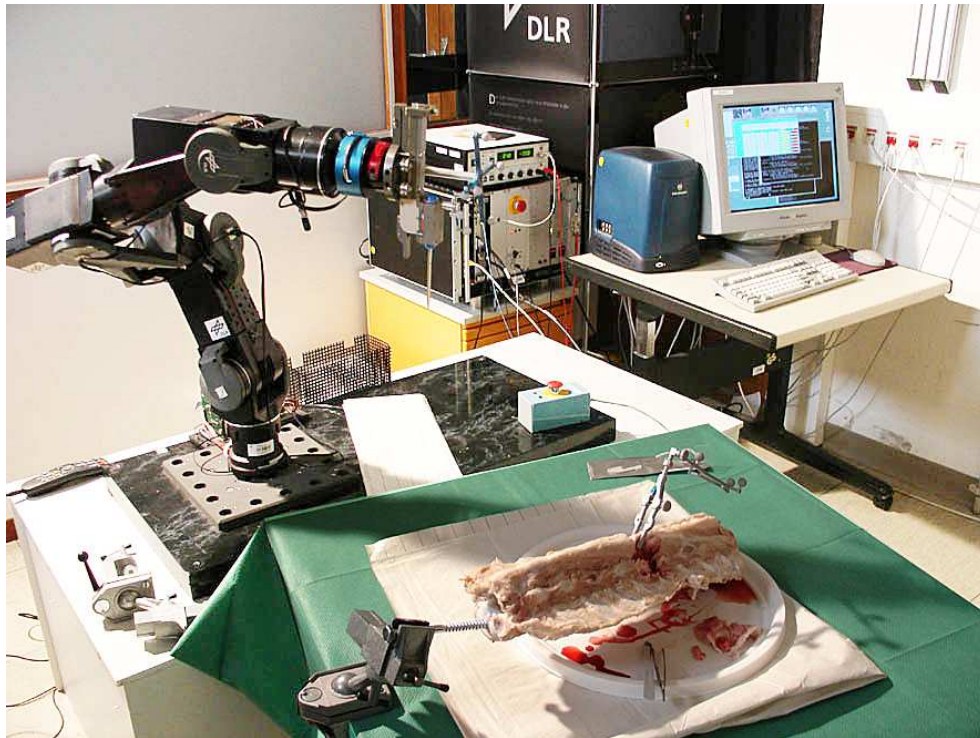


Abbildung 1: Versuchsaufbau am Institut für Robotik und Mechatronik am Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrttechnik (DLR) in Oberpfaffenhofen.

Kapitel 1

Ziel der Untersuchung

1.1 Experimentelle Untersuchung der transpedikulären Bohrung

Zur Auslegung des Roboterarms sollten die Schneidkräfte und -momente bestimmt werden, die beim Erzeugen eines Schraubenkanals im Pedikel entstehen. Hierzu sollte in vergleichenden Untersuchungen mit verschiedenen Bohr- und Fräswerkzeugen in künstlichen und tierischen Knochen gebohrt werden. Um vergleichbare Ergebnisse erzielen zu können, wurde ein dem Knochen an der lumbalen Wirbelsäule entsprechendes Kunststoffknochenmodell gewählt. In Abhängigkeit der Schneidkräfte und -momente sollten geeignete Werkzeuge, Antriebe und Werkzeugumdrehungszahl evaluiert werden. Die Bohrungen sollten im Winkel von 90° , 75° , 60° und 30° zur „Knochen“- Oberfläche erfolgen. Die Qualität der Bohrlöcher sollte digital vermessen werden.

Stichpunktartig definieren sich somit folgende Ziele:

1. Bestimmung der Schneidkräfte und -momente für die Auslegung des Roboterarms
2. Auswahl eines geeigneten Knochenmodells als Substitut für die Kortikalis und Spongiosa der Wirbelsäulenknochen
3. Ermittlung eines geeigneten Werkzeugs (Bohrer/Fräser) zur Erzeugung eines Pedikelschraubenkanals mit dem Roboter
4. Ermittlung einer geeigneten Werkzeugumdrehungszahl
5. Ermittlung eines geeigneten Antriebs für die Anwendung am Roboterarm

1.2 Virtuelle 3-D Untersuchung der transpedikulären Bohrung

Die anatomische Charakteristik der Wirbelkörper und vor allem der Pedikel im Lendenwirbelsäulenbereich sollten rechnerbasiert untersucht werden. Mit Hilfe der Software Matlab sollten Schraubenachsen durch das Isthmuszentrum (engste Stelle des Pedikels) simuliert werden. Hierzu sollten Lendenwirbelkörper im CT gescannt werden und mit Hilfe der 3D Software Amira segmentiert und dreidimensional rekonstruiert werden. Mit Hilfe eines in Matlab geschriebenen Kollisionsalgorithmus sollten mögliche Bohrkanäle im Pedikel berechnet werden. Weiterhin sollten die Kortikalisdicke der pedikelbegrenzenden Wand, die Pedikelgeometrie, die Kortikalisdicke am dorsalen Wirbelkörper (Eintrittspunkt des Bohrers) und der Transversalwinkel bestimmt werden. Die berechneten Daten sollten mit vorhandenen Literaturstellen verglichen werden. Die Oberflächenstruktur und -formation der Bohreintrittsfläche sollten zur Abschätzung der Praktikabilität des Roboters untersucht werden.

1.2. VIRTUELLE 3-D UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

Es sollte eine Vorhersage über die Eintrittswinkel der Schraubenachsen getroffen werden. Die berechneten Daten sollten mit vorhandenen Literaturstellen verglichen werden.

Zusammenfassend sollten folgende Punkte bearbeitet werden:

1. Konstruktion des Isthmuszentrums des Pedikels
2. Bestimmung der anatomischen Daten des Isthmus
3. Ermittlung der Kortikalisdicke der pedikelbegrenzenden Wand
4. Ermittlung der Kortikalisdicke der Bohreintrittsfläche
5. Bestimmung des optimalen Bohreintrittspunktes
6. Festlegung der optimalen Trajektorien durch das Isthmuszentrum mittels Kollisionsalgorithmus
7. Berechnung der theoretisch zu erwartenden Winkel zwischen Bohrer und Wirbeloberfläche
8. Berechnung des Transversalwinkels.
9. Berechnung der Pedikelschraubenlänge

Kapitel 2

Material und Methode

2.1 Amira - 3D Visualisierungssoftware

Amira ist ein wissenschaftliches Visualisierungssystem der Firma Mercury Computer Systems / VSG Group (San Diego, CA, USA), das neben dem klassischen Repertoire an Visualisierungstechniken (Isoflächen, Schnitte, Stromlinien usw.) besondere Schwerpunkte auf den Gebieten der interaktiven Bildsegmentierung, Rekonstruktion polygonaler Oberflächen und Tetraeder-Volumenmodelle, sowie der Volumenvisualisierung hat. In dieser Arbeit wurden die Amira Versionen 3.1.1 und 4.1 verwendet.

2.2 Matlab - Visualisierung und Analyse von Daten

MATLAB ist eine kommerzielle mathematische Software der Firma The MathWorks, Inc. zur Lösung diverser mathematischer Probleme und zur grafischen Darstellung von Ergebnissen. In dieser Arbeit wurde Matlab version 7.0 Release 14 mit Service Pack 2 verwendet. Programmiert wird MATLAB in einer proprietären, platt-

formunabhängigen Programmiersprache, die auf der jeweiligen Maschine (Computer) interpretiert wird. Matlab bietet eine interaktive Umgebung zur Algorithmen-Entwicklung, zur Visualisierung und Analyse von Daten sowie für numerische Berechnungen. Kleinere Programme können als so genannte Scripts oder Funktionen zu atomaren Einheiten verpackt werden, was das Erstellen von anwendungsorientierten Werkzeugkisten (Toolboxes) erlaubt.

2.3 Experimentelle Untersuchung der transpedikulären Bohrung

Bei der transpedikulären Stabilisierung im Lendenwirbelbereich werden Pedikelschrauben von bis zu \varnothing 6 mm verwendet. Um diese Schrauben implantieren zu können werden in den Pedikel Bohrkanäle von bis zu \varnothing 3,5 mm gebohrt. Für die Versuche wurden medizinische Bohrer der Firma Synthes (Oberdorf, Schweiz) sowie industrielle Bohrer und Fräser der Firma Hoffmann Group (München, Deutschland) mit den Durchmessern 2,5 mm und 3,5 mm verwendet. Die Schneidenlänge betrug jeweils 25 mm. Um die industriellen Bohrer und Fräser mit den medizinischen Antrieben verwenden zu können mussten deren Schäfte modifiziert werden. Insgesamt wurden 15 verschiedene Werkzeuggeometrien getestet.

2.3.1 Testwerkzeug: Bohrer

In Tabelle 2.1 sind die verwendeten Bohrer aufgeführt. Es wurden 2- und 3-schneidige Bohrer verwendet. Die medizinischen Bohrer bekamen die Kurzbezeichnungen A, B, C, D. Die industriellen Bohrer wurden mit N, O, P bezeichnet. Bei Bohrer N handelt

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN
BOHRUNG



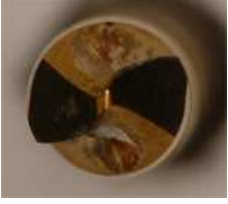



es sich um einen handelsüblichen Zentrierbohrer.

Tabelle 2.1: Bohrer

A: Spiralbohrer Ø2,5 mm 2-schneidig, Fa. Synthes, Art.-Nr.310.250	
	
B: Spiralbohrer Ø2,5 mm 3-schneidig, Fa. Synthes, Art.-Nr.315.250	
	
C: Spiralbohrer Ø3,5 mm 2-schneidig, Fa. Synthes, Art.-Nr.:310.350	
	
D: Spiralbohrer Ø3,5 mm 3-schneidig, Fa. Synthes, Art.-Nr.:315.350	
	
N: Zentrierbohrer Ø3,5 mm, Nenn-Ø 0,75 mm, Art.-Nr. 111050*, Fa. Hoffmann	

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

Tabelle 2.1: Bohrer (Fortsetzung)

	
O: Spiralboher Ø2,5 mm, Art.-Nr. 113230*, Fa. Hoffmann	
	
P: Spiralboher Ø2,5 mm, Art.-Nr. 113260*, Fa. Hoffmann	
	




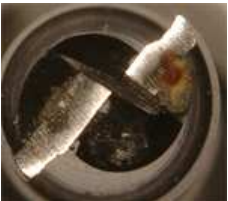
2.3.2 Testwerkzeug: Fräser

Zylindrische Stirnfräser mit einem Durchmesser von 2,5 mm und 3,5 mm werden von medizinischen Herstellern nicht angeboten. Es wurden deshalb industrielle Fräser verwendet. Tabelle 2.2 zeigt eine Übersicht der verwendeten Fräser. Es wurden 2-, 3- und 4-schneidige Fräser der Firma Hoffmann mit den Durchmessern 2,5 mm und 3,5 mm verwendet. Die Fräser bekamen die Kurzbezeichnungen H bis M und Q, R. Die Schäfte der Fräser wurden für die Werkzeugaufnahmen der Antriebsmaschinen

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN
BOHRUNG









modifiziert.

Tabelle 2.2: Fräser

H: Fräser Ø2,5 mm 2-Z, Art.-Nr. 191100*, Fa. Hoffmann	
	
I: Fräser Ø2,5 mm 3-Z, Art.-Nr. 191200*, Fa. Hoffmann	
	
J: Fräser Ø2,5 mm 4-Z, Art.-Nr. 191500*, Fa. Hoffmann	
	
K: Fräser Ø3,5 mm 2-Z, Art.-Nr. 191100*, Fa. Hoffmann	
	
L: Fräser Ø3,5 mm 3-Z, Art.-Nr. 191200*, Fa. Hoffmann	

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN
BOHRUNG

Tabelle 2.2: Fräser (Fortsetzung)

	
<p>M: Fräser Ø3,5 mm 4-Z, Art.-Nr. 191500*, Fa. Hoffmann</p>	
	
<p>Q: Fräser Ø3,5 mm 3-Z, Art.-Nr. 203100*, Fa. Hoffmann</p>	
	
<p>R: Olivenfräser Synthes, Fa. Synthes</p>	
	

2.3.3 Antriebsmaschinen von Synthes, Aesculap, Stryker, Linvatec

Für die Versuche standen vier verschiedene medizinische Antriebsmaschinen zur Verfügung. Dies waren die Geräte der Firmen Synthes, Aesculap, Stryker und Linvatec. Als Voraussetzung für die Anwendung am Roboterarm mussten die Antriebe folgende Eigenschaften erfüllen:

1. Kompakte und leichte Bauweise
2. Elektrischer und leistungsstarker Motor
3. Möglichkeit einer Fußsteuerung
4. Möglichkeit zur Aufnahme der oben beschriebenen Werkzeuge
5. Präzise, passgenaue Kupplung zwischen Handstück und Aufsätzen sowie passgenaue Aufnahme der Werkzeuge
6. Geeigneter Drehzahlbereich für Bohren und Fräsen

Die Fußsteuerung sollte die Möglichkeit bieten, die Ansteuerung des Bohrsystems mit der Steuerung des Roboters zu verbinden. Die Antriebsmaschinen wurden einzeln getestet und bewertet. Im Folgenden werden die vier Antriebe genauer beschrieben:

1. **Microspeed EC Electric Motor System** (Aesculap AG, Tuttlingen), Ausführung in zwei Varianten: a) Low-Speed Motor GD657: Drehzahlbereich: 2.000 - 30.000 U/min, b) High-Speed Motor GD656: Drehzahlbereich: 10.000

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

- 75.000 U/min. In der Abbildung ist der Low-Speed Antrieb mit Standardaufsatz abgebildet.



2. **TPS U2 MicroDrill** (Stryker, Kalamazoo, Michigan, USA mit Intrakuppung), geeignet für Umdrehungen bis zu 75.000 U/min



3. **MicroChoice®Elite™ High Speed Drill** (Linvatec, Groß-Gerau): maximale Drehzahl: 100.000 U/min



4. **Electric Pen Drive (E-Pen)** (Synthes, Obersdorf, Schweiz): maximale Drehzahl 60.000 U/min



2.3.4 Modifikation der Industriefräser und -bohrer

Um die Industriefräser und -bohrer mit den medizinischen Antrieben verwenden zu können, mussten die Industrierwerkzeuge modifiziert werden. An die industriellen Werkzeuge wurde für die Aufnahme in die medizinischen Antriebe ein spezieller Schaft angebracht. Für die Verbindung von medizinischem Schaft und industriellem Bohrer bzw. Fräser wurde eine passgenaue Steckverbindung gewählt, die zusätzlich verklebt wurde. Hierzu wurde in den Schaft ein Loch erodiert in welches das industrielle Werkzeug zum Verkleben gesteckt werden konnte. Mit dieser Verbindung wurde eine Rundlaufgenauigkeit von durchschnittlich 5,8/100 und im schlechtesten Fall 10/100 erreicht. Diese Rundlaufgenauigkeit war laut Herstellerangaben (Synthes) ausreichend. Bei den Bohrern O und P sowie bei den Fräsern M und Q wurde die Verbindung während der Versuche irreversibel zerstört, so dass mit diesen Werkzeugen keine weiteren Versuche mehr unternommen werden konnten.

2.3.5 Knochenmodell (Sawbone)

Um einen standardisierten und reproduzierbaren Versuchsablauf zu gewährleisten, wurde für die Versuche ein Kunstknochen der Firma Sawbone (Malmö, Schweden)

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

verwendet. Die verwendeten 240 mm x 120 mm x 32 mm grossen Quader bestehen aus einem Laminat mit einem 30 mm dicken Polyurethanschaum (Solid Rigid Polyurethane Foam, 40 pcf) als Spongiosimitat und einem 2 mm starken glasfaserverstärkten Epoxidharz (E-Glass-filled epoxy sheet, 106pcf) als Kortikalisimitat. Der Polyurethanschaum entspricht den Spezifikationen der ASTM F-1839 (Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments).

2.3.6 Messsensor (Nano 17) / Messmethode

Die Messung der Schneidkräfte und -momente erfolgte mit einem 6-Komponenten Kraftsensor vom Typ Nano 17-50, SI-50-0.5 (s. Abbildung 2.1) der Firma ATI Industrial Automation, North Carolina, USA. Der Sensor war über ein Interface mit einem Rechner (Pentium III /800 MHz Prozessor) verbunden. Die Aufzeichnung der Daten durch die Software von ATI Industrial Automation erfolgte mit der maximalen Abtastrate (Sample Rate) von 1502 Hz. Ein Einzelversuch dauerte ca. 30 Sekunden. Somit wurden pro Versuch ca. 45.060 Sequenzen und 270.360 Einzelwerte aufgezeichnet. Die gemessenen Werte wurde in *.txt Files gespeichert, die mit Matlab ausgelesen werden konnten. Insgesamt wurden in über 500 Versuchen rund 135.450.360 Einzelwerte aufgezeichnet.

Abbildungen 2.1 und 2.2 zeigen die Dimension des Nano 17-50. Der kalibrierte Kraft- und Momentenbereich lag bei: $F_x/F_y \pm 50$ N, $F_z \pm 70$ N, $M_x/M_y \pm 500$ Nmm, $M_z \pm 500$ Nmm.

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

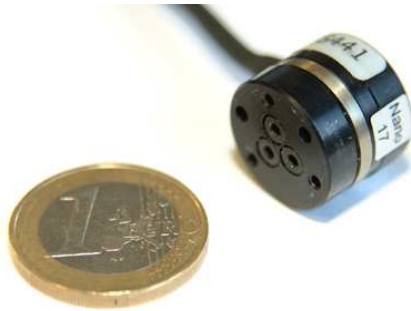


Abbildung 2.1: Nano 17-50, 6 Komponenten-Kraftsensor, Fa. ATI Industrial Automation.

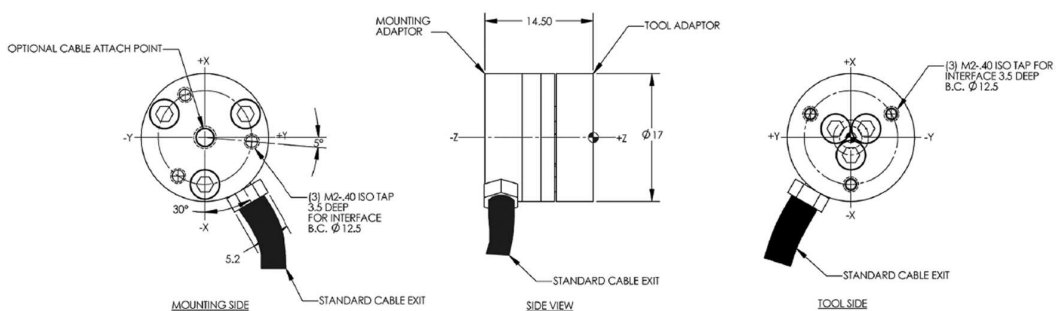


Abbildung 2.2: Abmessungen des Nano 17-50, Fa. ATI Industrial Automation.

2.3.7 Bohr-/Fräslochqualität

Die Qualität der senkrecht zur Oberfläche erzeugten Bohr- bzw. Fräslöcher (Eintrittswinkel = 90°) wurde digital bestimmt. Hierzu wurden die Löcher in einem definierten Abstand (40 cm) mit einer digitalen Spiegelreflexkamera (5.0 Megapixel) und einem Makroobjektiv fotografiert. Anschließend wurden die Bilder mit Hilfe der Bildbearbeitungssoftware Adobe Photoshop CS (Version 8.0.1) digital vermessen.

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

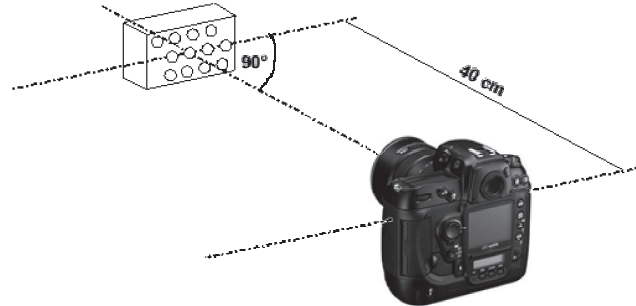


Abbildung 2.3: *Digitale Erfassung der Bohr-/ Fräslöcher.*

2.3.8 Prüfaufbau an Universalprüfmaschine

Der Versuch wurde an einer Universalprüfmaschine Zwick 1120 (Seriennr. 123904/94, Zwick GmbH, Deutschland) aufgebaut. Entsprechend der Halterung des Antriebes am Roboter wurde der Kraft- und Momentenmesssensor mit dem Antrieb an die Prüfmaschine angekoppelt. Zu diesem Zweck wurde eine spezielle Halterung konstruiert (s. Abbildung 2.4 und 2.5). Mit Hilfe der Prüfmaschine konnte ein konstanter Vorschub von 50 mm/min gewährleistet werden. Die Eindringtiefe betrug 15 mm bei 90° und 6 mm bei $< 90^\circ$.

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

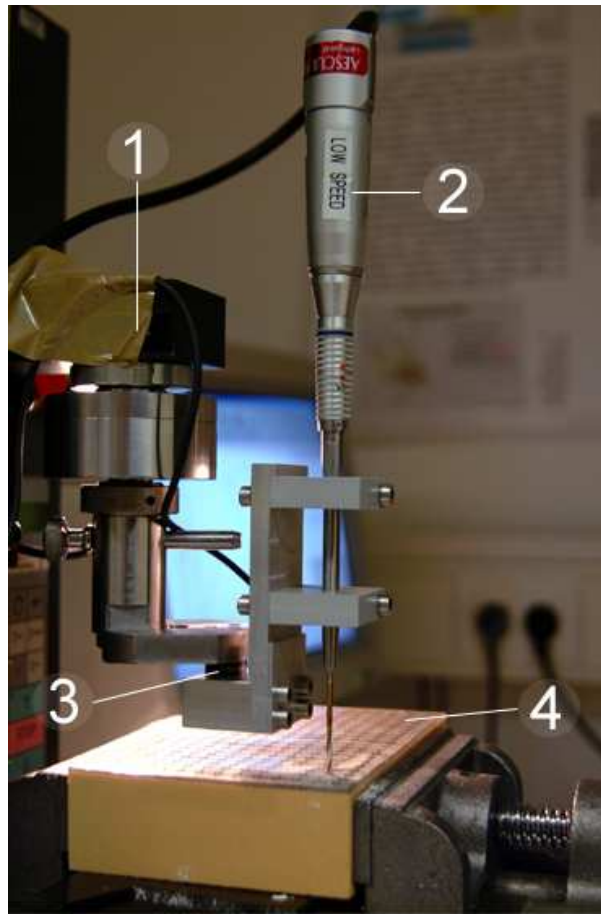


Abbildung 2.4: Versuchsaufbau: (1) Traverse, Universalprüfmaschine Zwick 1120; (2) LowSpeed Bohrsystem Aesculap; (3) 6-K-Messsensor, ATI Nano 17-50; (4) Kunstknochen Sawbone

2.3.9 Sensor- und Werkzeugkoordinatensystem

Abbildung 2.5 zeigt das Sensorkoordinatensystem (rot) beschriftet mit „x, y, z“ und das Werkzeugkoordinatensystem (transformiertes Sensorkoordinatensystem) beschriftet mit “x’, y’, z’“ (blau). Die Kräfte und Momente wurden im Sensorkoordinatensystem gemessen und mussten, um für den Roboter verwertbare Ergebnisse zu erlangen, jeweils ins Werkzeugkoordinatensystem transformiert werden. Die

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

Transformationsmatrix wurde für jedes Bohr- bzw. Fräserwerkzeug neu berechnet.

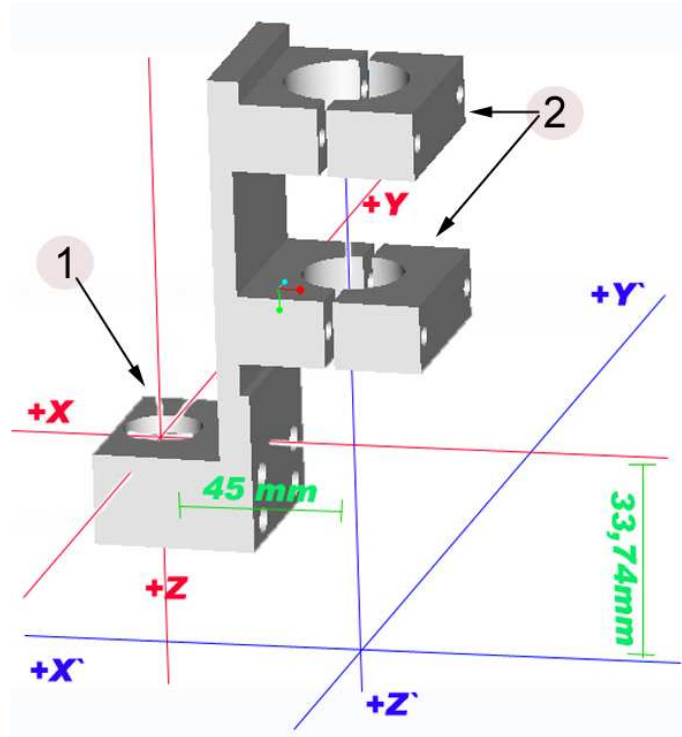


Abbildung 2.5: Technische Zeichnung der Bohrsystemhalterung mit Sensorkoordinatensystem (rot) und Werkzeugkoordinatensystem (blau); (1) Vertiefung für 6-K Messsensor; (2) Befestigung für Bohrsystem.

Die im Sensorkoordinatensystem gemessenen Daten wurden durch folgendes Skript in das Werkzeugkoordinatensystem umgerechnet.

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

Theorie:

$$F_{\text{bohrer}_x} = F_{\text{sensor}_x} + z_{\text{offset}} * F_{\text{sensor}_y}$$

$$F_{\text{bohrer}_y} = F_{\text{sensor}_y} - z_{\text{offset}} * F_{\text{sensor}_x} - x_{\text{offset}} * F_{\text{sensor}_z}$$

$$F_{\text{bohrer}_z} = F_{\text{sensor}_z} + x_{\text{offset}} * F_{\text{sensor}_x}$$

$$M_{\text{bohrer}_x} = M_{\text{sensor}_x} + z_{\text{offset}} * F_{\text{sensor}_y}$$

$$M_{\text{bohrer}_y} = M_{\text{sensor}_y} - z_{\text{offset}} * F_{\text{sensor}_x} - x_{\text{offset}} * F_{\text{sensor}_z}$$

$$M_{\text{bohrer}_z} = M_{\text{sensor}_z} + x_{\text{offset}} * F_{\text{sensor}_x}$$

Matlab-Skript:

```
forces_upper = -forces_sensor_glatt;
```

```
torques_upper = -torques_sensor_glatt;
```

```
forces_driller = forces_upper;
```

```
torques_driller_x = torques_upper(:,1) + z_offset * forces_driller(:,2);
```

```
torques_driller_y = torques_upper(:,2) - z_offset * forces_driller(:,1) -  
x_offset * forces_driller(:,3);
```

```
torques_driller_z = torques_upper(:,3) + x_offset * forces_driller(:,2);
```

```
torques_driller = [torques_driller_x, torques_driller_y, torques_driller_z];
```

```
forces = forces_driller;
```

```
n = length(forces);
```

```
for i = 1 : n
```

```
    forces(i,4) = sqrt(forces(i,1)^2 + forces(i,2)^2 + forces(i,3)^2);
```

```
end
```

2.3.10 Definition des Eintrittswinkels

Als Eintrittswinkel wird der Winkel zwischen Bohrachse und Präparatoberfläche bezeichnet. Beim Eintrittswinkel von 90° steht die Bohrachse senkrecht auf der Oberfläche (s. Abbildung 2.6).

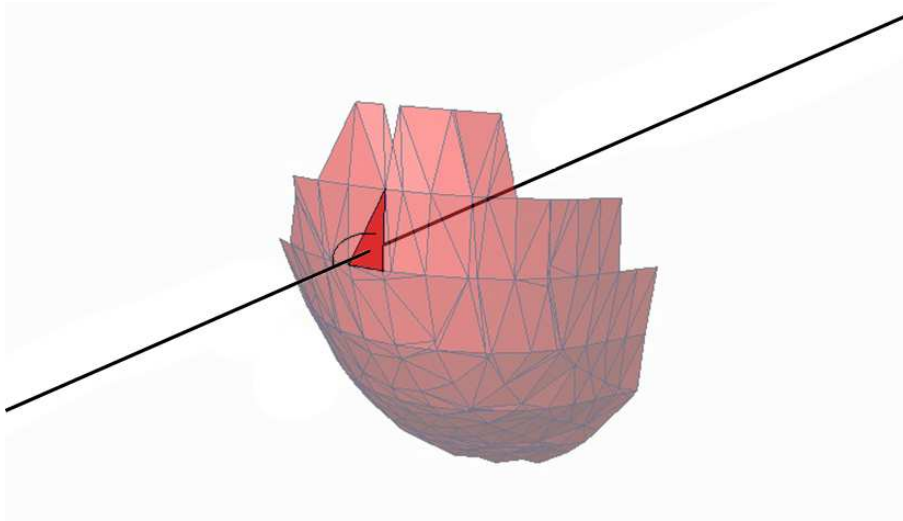


Abbildung 2.6: *Eintrittswinkel: Winkel zwischen Wirbeloberfläche und Bohrachse.*

2.3.11 Versuche am Kunstknochen

2.3.11.1 Antriebsmaschine: Low-Speed System von Aesculap

Mit dem Low-Speed System von Aesculap und den 2- und 3-schneidigen Spiralbohrern (A, B, C, D) mit den Durchmessern 2,5 mm und 3,5 mm wurden insgesamt 192 Bohrungen in den Sawbone-Knochen gebohrt. Getestet wurde unter den Eintrittswinkeln 90° und 60° mit den Drehzahlen 5.000 U/min, 10.000 U/min, 20.000 U/min und 30.000 U/min. Dabei wurden mit jedem Bohrer jeweils $n=6$ Versuche unter den gleichen Bedingungen (Eintrittswinkel, Drehzahl) durchgeführt. Aus den Gesamtdaten der 6 Versuche wurden Mittelwert, Maximum und Minimum sowie für

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

die Darstellung als Box Plot Median und Standardabweichung der Schneidkräfte und -momente berechnet.

2.3.11.2 Antriebsmaschine: E-Pen von Synthes

Mit dem E-Pen von Synthes und den modifizierten Industriebohrern (N, O, P), den modifizierten Industriefräsern (H, I, J, K, L, M, Q) und dem medizinischen Olivenfräser (R) fanden insgesamt 88 Versuche in den Kunstknochen von Sawbone statt. Die Versuche wurden unter den Eintrittswinkeln 90° und 30° bei 15.000 U/min und 30.000 U/min durchgeführt. In dieser Versuchsreihe wurden aufgrund der geringen Streuung mit jedem Werkzeug n=2 Versuche ausgeführt.

In der folgenden Tabelle 2.3 sind die Versuche, die im Kunstknochen stattfanden, aufgeführt.

Tabelle 2.3: Übersicht der Versuche am Kunststoffknochen

Bohr-System	Bohrer - Geometrie	Bohrer - Durchmesser [mm]	Bez	Drehzahl x 1000 [U/min]	Eintrittswinkel [deg]	Wiederholungen [n]
Bohrer						
Asculap	2schneidig	2,5	A	5/10/20/30	$90^\circ/60^\circ$	6
Asculap	3schneidig	3,5	B	5/10/20/30	$90^\circ/60^\circ$	6
Asculap	2schneidig	2,5	C	5/10/20/30	$90^\circ/60^\circ$	6
Asculap	3schneidig	3,5	D	5/10/20/30	$90^\circ/60^\circ$	6
E-Pen	zentriersp.	3,5	N	15/30	$90^\circ/30^\circ$	2
E-Pen	2schneidig	2,5	O	15/30	$90^\circ/30^\circ$	2
E-Pen	2schneidig	2,5	P	15/30	$90^\circ/30^\circ$	2

Tabelle 2.3: Übersicht der Versuche am Kunststoffknochen (Fortsetzung)

Fräser						
E-Pen	2schneidig	2,5	H	15/30	90°/30°	2
E-Pen	3schneidig	2,5	I	15/30	90°/30°	2
E-Pen	4schneidig	2,5	J	15/30	90°/30°	2
E-Pen	2schneidig	3,5	K	15/30	90°/30°	2
E-Pen	3schneidig	3,5	L	15/30	90°/30°	2
E-Pen	4schneidig	3,5	M	15/30	90°/30°	2
E-Pen	3schneidig	3,5	Q	15/30	90°/30°	2

2.3.12 Versuche an Schweinescapula und Rinderwirbel

Zur Validierung der am Kunstknochen erzielten Ergebnisse wurden Versuche am Tierknochen vorgenommen. Hierbei wurden eine freipräparierte Schweinescapula und eine bovine Lendenwirbelsäule verwendet. Die Schweinescapula bot durch ihre große, plane, subscapuläre Ebene die Möglichkeit, den Eintrittswinkel genau festzulegen (s. Abbildung 2.7). Die Ergebnisse an der Schweinescapula konnten direkt mit den vorangegangenen Versuchen am Kunstknochen verglichen werden. Die Validierungsversuche an der Schweinescapula wurden mit dem E-Pen von Synthes, den Industriebohrern N und O sowie den Industriefräsern H, J, K, L und M bei 15.000 U/min, 30.000 U/min und 60.000 U/min durchgeführt. Der Eintrittswinkel betrug 60°. Abbildung 2.7 zeigt den Testaufbau. Beurteilt wurde auch das Verhalten der Werkzeuge beim Auftreffen auf Nerven und Blutgefäße (s. Abbildung 2.7).

Mit Hilfe einer bovinen Lendenwirbelsäule (Alter 9 Wochen) konnte der OP-Situs sehr genau nachgestellt werden. Bovine Wirbelsäulen dieses Alters entsprechen der

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

Qualität humaner Wirbelsäulen wie Wilke et al. berichteten [Wilke 1996]. An der freipräparierten Lendenwirbelsäule wurden acht Vergleichsbohrungen durchgeführt. Die Wirbelsäule wurde dabei so fixiert, dass das zu bohrende Segment eine freie Beweglichkeit besaß. Die Bohrungen wurden mit dem Low-Speed Antrieb von Aesculap und den Synthes Bohrern A, B, C und D bei 10.000 U/min vorgenommen (s. Abbildung 2.8). Die Messergebnisse aus diesen Versuchen wurden mit den Ergebnissen der Versuche am Kunstknochen verglichen.



Abbildung 2.7: Schweinescapula mit Blutgefäß, Eintrittswinkel 60° .

Tabelle 2.4 zeigt eine Übersicht der Validierungsversuche an der Schweinescapula und Tabelle 2.5 eine Übersicht der Validierungsversuche an der bovinen Lendenwirbelsäule.

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

Tabelle 2.4: Übersicht über Versuche an der Schweinescapula.

Bohr-System	Bohrer - Geometrie	Bohrer - Durchmesser [mm]	Bez	Drehzahl x 1000 [U/min]	Bohr-Winkel [deg]	Wiederholungen [n]
Bohrer						
E-Pen	zentriersp.	3,5	N	5/15/30/60	90°/30°	2
E-Pen	2schneidig	2,5	O	5/15/30/60	90°/30°	2
E-Pen	2schneidig	2,5	P	5/15/30/60	90°/30°	2
Fräser						
E-Pen	2schneidig	2,5	H	5/15/30/60	90°/30°	2
E-Pen	3schneidig	2,5	I	5/15/30/60	90°/30°	2
E-Pen	4schneidig	2,5	J	5/15/30/60	90°/30°	2
E-Pen	2schneidig	3,5	K	5/15/30/60	90°/30°	2
E-Pen	3schneidig	3,5	L	5/15/30/60	90°/30°	2
E-Pen	4schneidig	3,5	M	5/15/30/60	90°/30°	2
E-Pen	3schneidig	3,5	Q	5/15/30/60	90°/30°	2

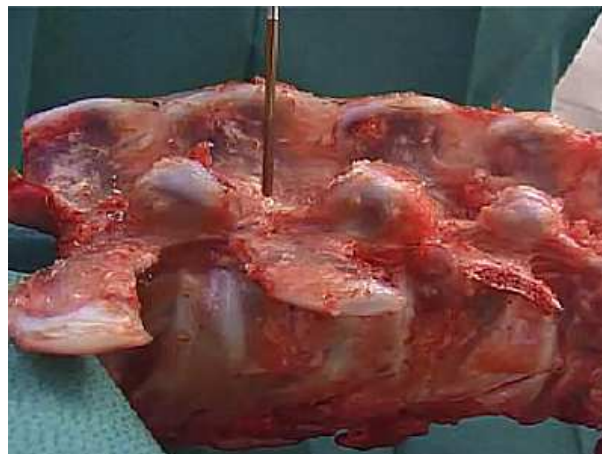


Abbildung 2.8: Bovine, lumbale Wirbelsäule.

Tabelle 2.5: *Versuchsreihe an der bovinen Lendenwirbelsäule.*

Bohr-System	Bohrer - Geometrie	Bohrer - Durchmesser [mm]	Bez.	Drehzahl x 1000 [U/min]	Bohr-Winkel [deg]	Wiederholungen [n]
Asculap	2schneidig	2,5	A	10	ca. 60	2
Asculap	3schneidig	3,5	B	10	ca. 60	2
Asculap	2schneidig	2,5	C	10	ca. 60	2
Asculap	3schneidig	3,5	D	10	ca. 60	2

2.3.13 Auswertung der Bohr-/Fräsversuche mittels Matlab

Um die Menge an gemessenen Versuchsdaten verarbeiten zu können erfolgte die komplette Auswertung der Daten in Matlab. Hierzu wurden eigens Programme (Skripte) geschrieben. Die vollständigen Algorithmen sind im Anhang aufgeführt.

Im ersten Schritt wurde die Vollständigkeit der Datensätze durch einen Algorithmus auf überprüft. Unter Zuhilfenahme des sehr charakteristischen Kräfte-Momenten-Verlaufes wurden die Datensätze gekürzt. Anschließend wurde die Eigenfrequenz des Bohrsystems gefiltert (siehe 2.3.13.1). Automatisiert wurden die Kräfte und Momente vom Sensorkoordinatensystem durch eine Transformationsmatrix (Algorithmus in Matlab) ins Werkzeugkoordinatensystem transformiert. Es wurden Mittelwert, Minimum, Maximum und für die graphische Darstellung Median und Standardabweichung berechnet. Die Daten der einzelnen Versuche wurden anschließend visualisiert. Auch dies geschah automatisiert durch ein weiteres Skript in Matlab. Im Folgenden ist ein typischer Kräfte- und Momentenverlauf einer Bohrung zu sehen.

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

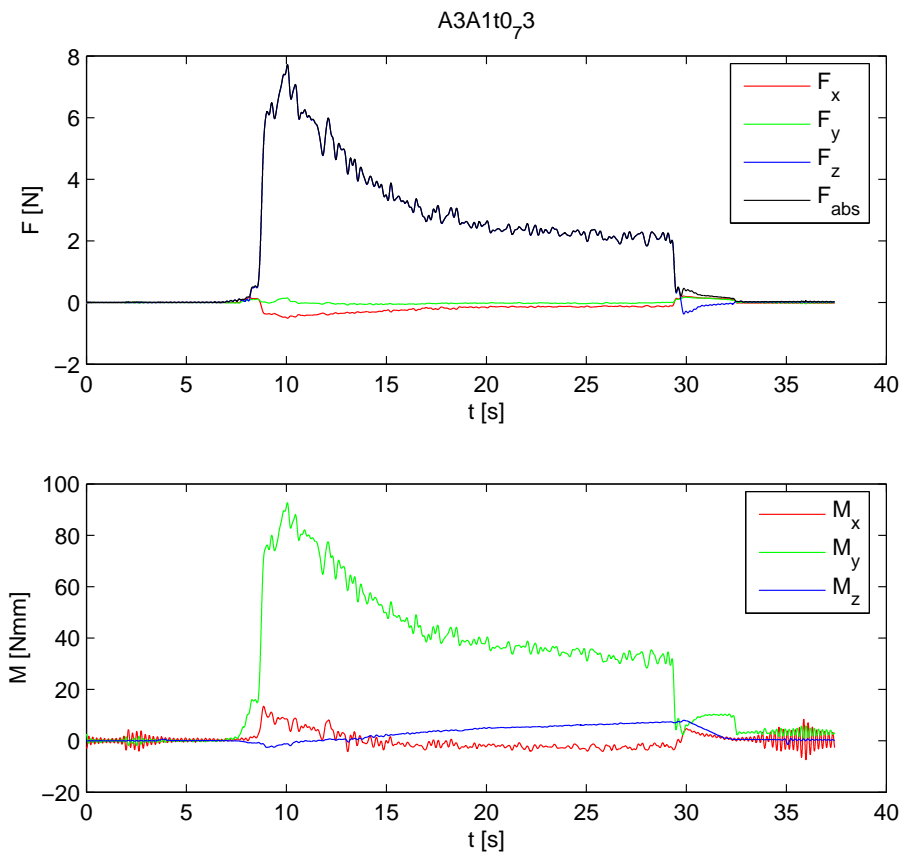


Abbildung 2.9: Typischer Kräfte - und Momentenverlauf beim Bohren.

2.3.13.1 Glätten der Datensätze

Um Fehler durch entstandene Eigenschwingungen des Versuchsaufbaus zu eliminieren wurden die Datensätze durch folgenden Algorithmus „geglättet“.

Matlab-Skript:

```
forces_sensor_glatt = glaette3(forces_sensor, sample_time);  
torques_sensor_glatt = glaette3(torques_sensor, sample_time);  
  
function y = glaette3(x, dt)
```

2.3. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

```
n = length(x);  
m = size(x, 2);
```

```
f0 = 5;  
i0 = round(f0 * n * dt);  
n1 = i0 + 1;  
n2 = n - i0 + 1;
```

```
fftx = fft(x);  
fftx(n1 : n2, :) = zeros(n2 - n1 + 1, m);  
y = real(ifft(fftx));
```

2.4 Virtuelle 3-D Untersuchung der transpedikulären Bohrung

Die theoretische Untersuchung der transpedikulären Bohrung fand an 10 humanen Lendenwirbelkörpern (LWK 1) statt. Die Wirbelkörper stammten von im Alter zwischen 19 und 53 Jahren verstorbenen Patienten. Von jedem Wirbelkörper wurde ein CT-Datensatz erstellt. Aus diesen Datensätzen konnten rechnerbasiert durch die Visualisierungssoftware Amira 3-D Modelle berechnet werden. Unter Zuhilfenahme von Matlab und einem zu diesem Zweck geschriebenen Kollisionsalgorithmus (siehe Anhang) konnten verschiedene transpedikuläre Bohrungen simuliert werden. Zu jeder Bohrung wurde durch den in Matlab geschriebenen Algorithmus der Eintrittswinkel, der Transversalwinkel und die Schraubenlänge berechnet. Da jede Bohrung durch das Isthmuszentrum des Pedikels verlaufen soll, mussten die Koordinaten der jeweiligen Isthmuszentren in Amira konstruiert werden und dem Kollisionsalgorithmus zur Verfügung gestellt werden (s. nächstes Kapitel).

Zur Übersicht sind in Tabelle 2.6 die Daten der verwendeten Lendenwirbelkörperpräparate zusammengefasst. Das Durchschnittsalter der Verstorbenen lag bei 42,2 Jahren. Die Geschlechterverteilung war 4:6 (w:m).

Tabelle 2.6: Übersicht der LWK Versuchspräparate

Präparat	Segment	Geschlecht	Alter	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMD(L1) [g/cm ²]	Z-Score (L1)
I	L1	m	19	175	65,4	0,933	-0,7
II	L1	m	53	170	56,8	0,565	-3,6
III	L1	m	28	173	57,3	0,928	-0,7
IV	L1	w	50	155	50,5	0,762	-0,8
V	L1	w	39	158	46,2	0,681	-2,1

Tabelle 2.6: ... Fortsetzung

VI	L1	m	35	176	77,2	0,92	-2,8
VII	L1	m	26	184	85,5	1,178	2,3
VIII	L1	w	-	-	-	-	-
IX	L1	w	44	163	77,7	0,739	-1,3
X	L1	m	-	-	-	-	-

2.4.1 CT-Datensatz

Die CT-Datensätze der 10 L1 Lendenwirbelkörper wurden mit dem Siemens SOMATOM Sensation 16 und dem SOMATOM Sensation 64 cardiac der Radiologischen Abteilung des Klinikum rechts der Isar erstellt. Die Schichtdicke der Aufnahmen betrug 0,75 mm. Gescannt wurden die Wirbel mit dem Kernel „B70 ultra sharp“. Die Datensätze lagen im Dicom-Format vor.

2.4.2 3-D Visualisierung mit Amira

Die CT-Datensätze der einzelnen Wirbelkörper wurden mit Hilfe der 3D Visualisierungssoftware Amira segmentiert und dreidimensional dargestellt (s. Abbildung 2.10). Durch die Grauwertdarstellung der CT-Daten ist es möglich, einzelnen „Materialien“, z.B. Kortikalis, Spongiosa oder Weichteilen, unterschiedliche Labels zuzuweisen. Um die 3D-Objekte darstellen zu können verwendet Amira OpenGL (Open Graphics Library). OpenGL ist eine standardisierte Bibliothek, mit der solide Objekte gerendert werden können. OpenGL unterstützt das Zeichnen von „Primitiven“ (Punkte, Linien, konvexe Polygone). Alle Primitive setzen sich aus Vertices (Punkten) zusammen. Zu jedem Vertex (Punkt) kann optional eine Farbe und/oder ein

2.4. VIRTUELLE 3-D UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

Normalenvektor angegeben werden. Die Angabe der Normalenvektoren erleichterte in dieser Arbeit die Berechnung der Eintrittswinkel (siehe Kapitel 2.4.10).

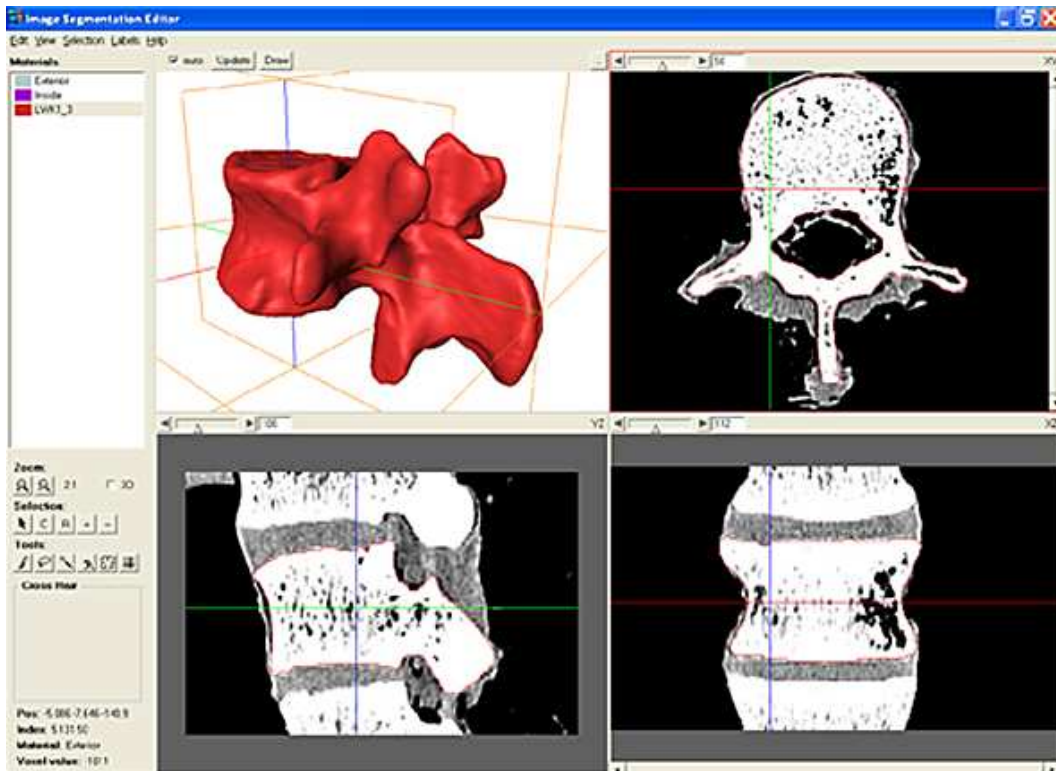


Abbildung 2.10: Amira 3.1.1, Segmentations Editor.

2.4.3 Genauigkeit der 3-D Visualisierung mit CT und Amira

Um die Genauigkeit des CT-Scans und der anschließenden 3-D Visualisierung bestimmen zu können wurde ein CT-Datensatz des Sawbone-Blocks (s. Abbildung 2.11) angefertigt. Der Sawbone-Block wurde vermessen. Anschließend wurde der CT-Datensatz des Sawbone-Blocks mit Hilfe von Amira segmentiert, 3-D rekonstruiert und vermessen (s. Abbildung 2.12).

2.4. VIRTUELLE 3-D UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

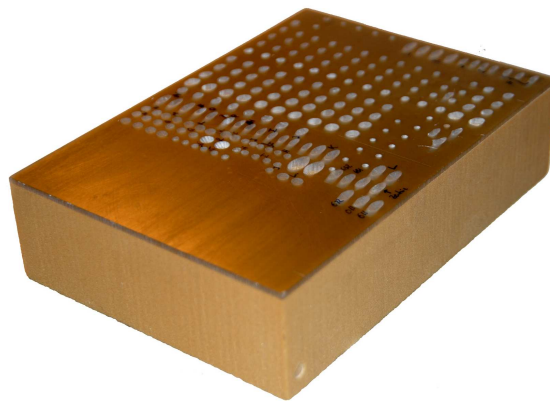


Abbildung 2.11: Sawbone-Block.

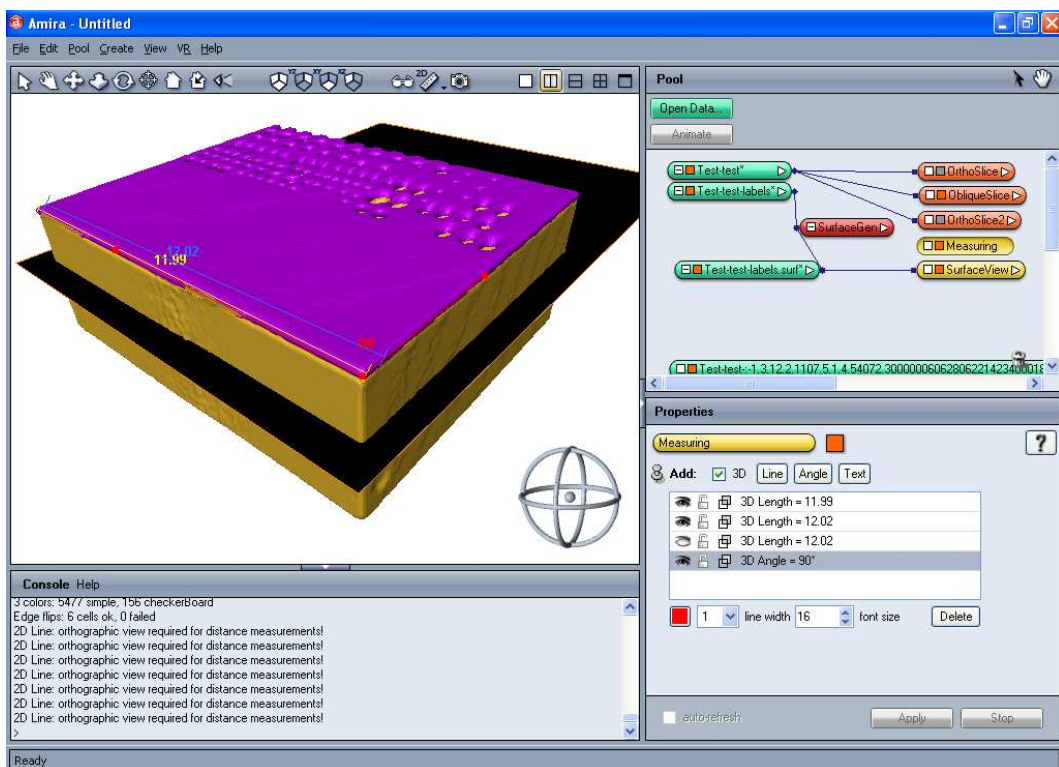


Abbildung 2.12: Vermessung des 3D-Modells in Amira

2.4.4 *.stl-Format

Als Speicherformat wurde das ASCII *.stl (stereolithography) Dateiformat gewählt. Im *.stl-Format werden die Koordinaten der drei Eckpunkte (Vertices) eines Dreiecks gespeichert. Gleichzeitig wurden die Flächennormalen (facet normal) der Dreiecke gespeichert. Dadurch konnten in Matlab die Eintrittswinkel berechnet werden. Im Folgenden wird die Struktur des *.stl-Formats aufgezeigt:

```
solid
...
facet normal 0.00 0.00 1.00 ...% Flächennormale zu folgendem Dreieck
outer loop
vertex 2.00 2.00 0.00 ...% erster Eckpunkt des Dreiecks
vertex -1.00 1.00 0.00 ...% zweiter Eckpunkt des Dreiecks
vertex 0.00 -1.00 0.00 ...% dritter Eckpunkt des Dreiecks
endloop
endfacet
...
endsolid
```

2.4.5 Bestimmung der Schraubenachse

In der Literatur finden sich verschiedene Beschreibungen zur korrekten transpedikulären Schraubenlage [Attar 2001, Jerosch 1992, Wagner 2000]. Entsprechend dieser Literaturstellen, sowie aus der Überlegung heraus, mit den Daten der Schraubenachse weitere Berechnungen in Matlab vorzunehmen, wird in dieser Arbeit die

Schraubenlage als Gerade konstruiert und als Punkt P und Vektor \vec{r} (Richtungsvektor) beschrieben (s. Formel 2.1).

Formel der Geraden g:

$$g : \vec{x} = \vec{r}\vec{o} + \lambda * \vec{r} \quad (2.1)$$

mit $\vec{r}\vec{o}$ als Ortsvektor des Punktes P:

$$\vec{r}\vec{o} = (p1, p2, p3) \quad (2.2)$$

Als Punkt P wurde das Isthmuszentrum gewählt. Das Isthmuszentrum ist die engste Stelle des Pedikels. Laut Literatur verläuft im Idealfall die Schraubenachse durch dieses Zentrum. Hierdurch minimiert sich das Risiko einer Perforation [Jerosch 1992]. Um den Richtungsvektor \vec{r} der späteren Pedikelschraube festlegen zu können wurde eine Schnittgerade aus zwei Ebenen konstruiert. Von den beiden Ebenen wurde eine Ebene parallel zum Pedikelkanal und die andere Ebene parallel zur Deckplatte konstruiert (s. Abbildung 2.13). Der Richtungsvektor der Schnittgeraden der beiden Ebenen ist gleich dem Richtungsvektor \vec{r} . Er beschreibt somit die Richtung der optimalen Schraubenachse im Pedikel. Im folgenden Kapitel 2.4.5.1 wird die Konstruktion des Punktes P (Isthmuszentrum) beschrieben.

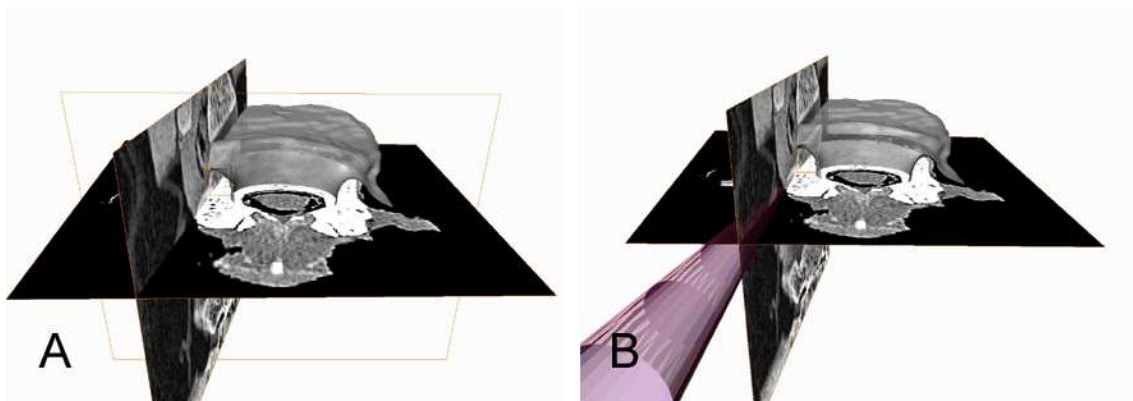


Abbildung 2.13: Die Schnittgerade der beiden orthogonalen Ebenen beschreibt die optimale Richtung der Pedikelschraube.

2.4.5.1 Konstruktion des Isthmuszentrums (Punkt P)

Von lateral und medial wurden parallel zum Pedikelkanal verlaufende Ebenen tangential an die Pedikelwand angelegt. Die Parallelität zum Pedikelkanal wurde in einem extra Schritt in einem axial durch die Mitte des Pedikelkanals verlaufenden CT-Schnittbild kontrolliert (s. Abbildung 2.14).

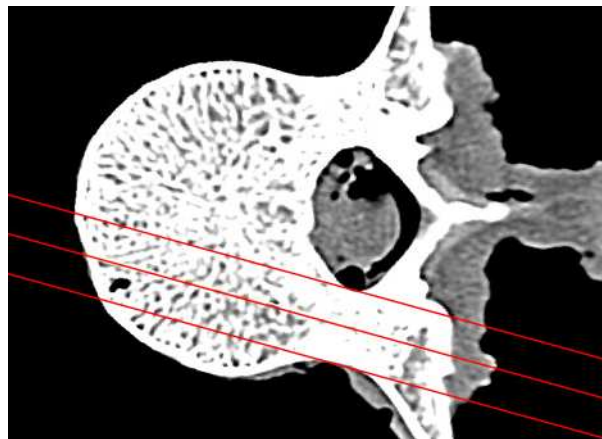


Abbildung 2.14: Überprüfung der Parallelität der Ebenen zum Pedikelkanal.

Die folgende Beschreibung bezieht sich auf Abbildung 2.15 auf Seite 38.

- A:** Von kranial und kaudal wurden parallel zur Deckplatte des Wirbelkörpers verlaufende Ebenen tangential an die Pedikelwand angelegt (s. Abbildung 2.15 A).
- B:** Mit Hilfe der Ebenen kann manuell die engste Stelle des Pedikelkanals ermittelt werden (s. Abbildung 4.2). An der engsten Stelle wurden lateral, medial, kranial und kaudal Landmarken gesetzt (s. Abbildung 2.15 B).
- C:** Durch die Landmarken begrenzt wurde ein Viereck konstruiert. Die Seitenlängen des Vierecks entsprechen den Abmessungen (Höhe und Breite) des Isthmus.

2.4. VIRTUELLE 3-D UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

Der Mittelpunkt des Vierecks entspricht dem Isthmuszentrum (s. Abbildung 2.15 C).

D: Zur Visualisierung der korrekten Bestimmung des Isthmuszentrums wurde eine in ihrem Durchmesser variable Kugel ins Isthmuszentrum gelegt. Wurde das Isthmuszentrum richtig bestimmt, so schneidet die Kugel bei Variation des Radius lateral und medial gleichzeitig die Pedikelwand (s. Abbildung 2.15 D).

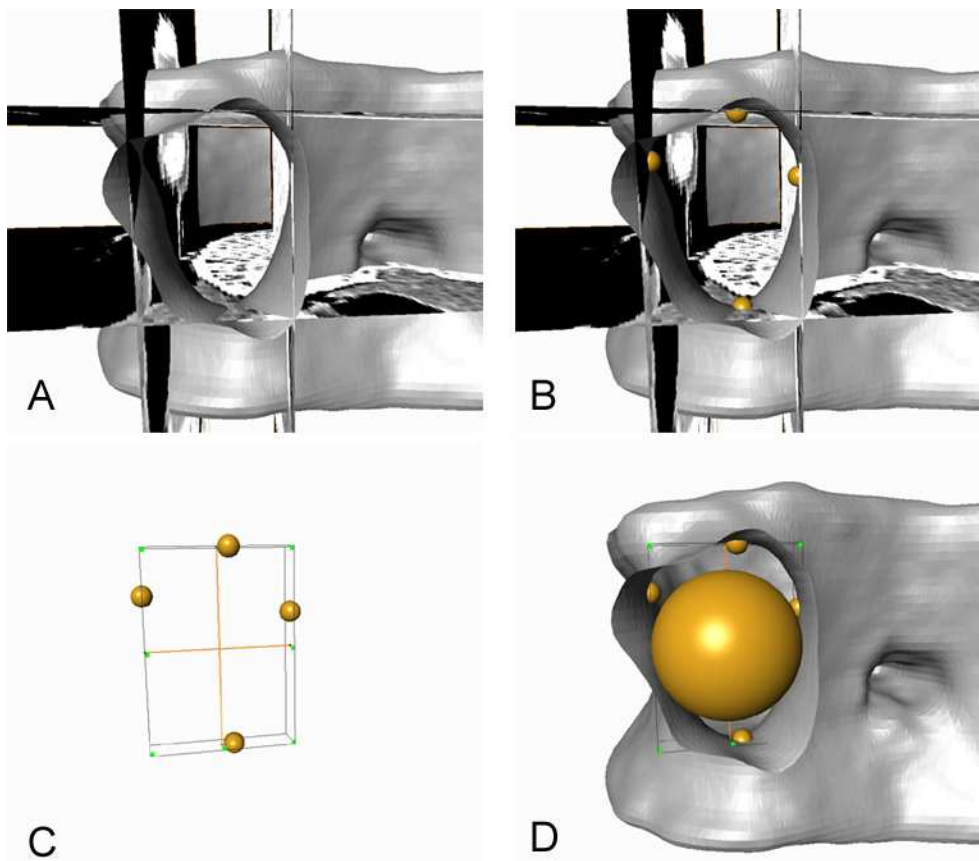


Abbildung 2.15: Schritt A-D der Konstruktion des Isthmuszentrums.

2.4.5.2 Bestimmung des Richtungsvektors (\vec{r})

Die Richtung des Bohrkanals im Wirbelkörper kann durch den Transversal - und den Inklinationswinkel beschrieben werden [Brandley 1994]. In Abbildung 2.16 C ist der Inklinationswinkel grafisch dargestellt. Es handelt sich dabei um den Winkel zwischen Deckplatte und Schraubenachse. In der Literatur wird dieser Winkel bei der transpedikulären Schraubenimplantation im Lendenwirbelbereich mit Null Grad angegeben [Jerosch 1992].

Der Transversalwinkel (siehe nachfolgendes Kapitel) ist der Winkel zwischen Wirbelhalbierender und Schraubenachse. In dieser Arbeit wurde die Schraubenachse so konstruiert, dass sie parallel zum Pedikelkanal und parallel zur Deckplatte (Inklinationswinkel = 0°) verläuft.

2.4.6 Transversal- & Sagittaldurchmesser, Inklinationswinkel

Breite (Transversaldurchmesser) und Höhe (Sagittaldurchmesser) der Pedikel am Isthmus wurden in einer senkrecht zur Deckplatte stehenden Ebene gemessen (s. Abbildung 2.16). Die gemessenen Werte wurden mit Literaturwerten verglichen. In Abbildung 2.16 C ist der Inklinationswinkel dargestellt.

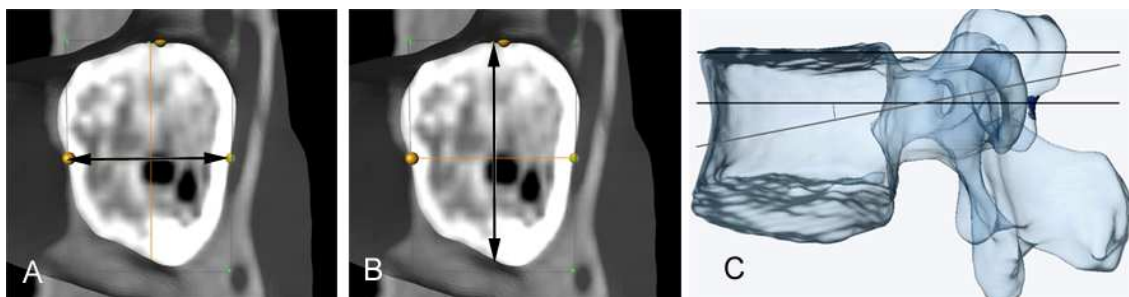


Abbildung 2.16: *Pedikelabmessungen: Transversaldurchmesser (A), Sagittaldurchmesser (B), Inklinationswinkel (C)*

2.4.7 Dicke der Pedikel begrenzenden Kortikalis

In einem weiteren Schritt wurden die lateralen und medialen Kortikalisdicken der pedikelbegrenzenden Kortikalis gemessen. Auch diese Werte wurden mit Werten aus der Literatur verglichen.

Ebenfalls wurde die Kortikalisdicke im Bereich des Bohreintrittspunktes gemessen (s. Abbildung 2.4.9). Vergleichende Literaturstellen gab es hierzu nicht.

2.4.8 Struktur der Wirbelkörperoberfläche

Mit der in Kapitel 2.4.5 beschriebenen Methode war es möglich die optimale Schraubenlage zu konstruieren. Bei der Konstruktion der optimalen Schraubenlage wurde jedoch der Eintrittswinkel in den dorsalen Wirbelkörper nicht berücksichtigt. Um zu sehen wie sich der Eintrittswinkel um den Eintrittspunkt der optimalen Schraubenlage herum verändert, wurde die Struktur eines definierten Flächenstücks der dorsalen Wirbelkörperoberfläche untersucht.

Um ein reproduzierbares Flächenstück zu erhalten wurde eine zweite Gerade g_2 erzeugt, die die Gerade g aus Kapitel 2.4.5 im Winkel von 5° im Isthmuszentrum schneidet. Aus beiden Geraden wurden durch Rotation von g_2 um g zwei Kegel erzeugt deren Kegelspitzen im Isthmuszentrum liegen und deren Öffnungswinkel 10° betragen. Die Gerade g entspricht der Kegelachse, die Gerade g_2 der Mantellinie m der Kegel (s. Abbildung 2.17 und Abbildung 2.18). Dies entspricht einer Abweichung des Bohr- bzw. Schraubenkanals um den Isthmus.

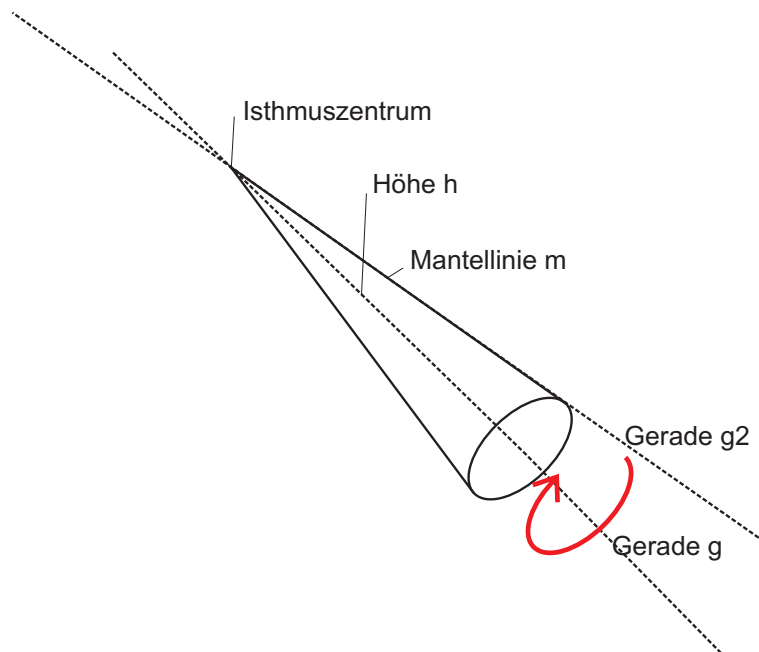


Abbildung 2.17: Kegelerzeugung durch Rotation von Gerade g_2 um g .

Dieser Kegel schneidet virtuell aus der dorsalen Wirbeloberfläche das definierte Flächenstück aus, das im weiteren näher betrachtet wird (s. Abbildung 2.18).

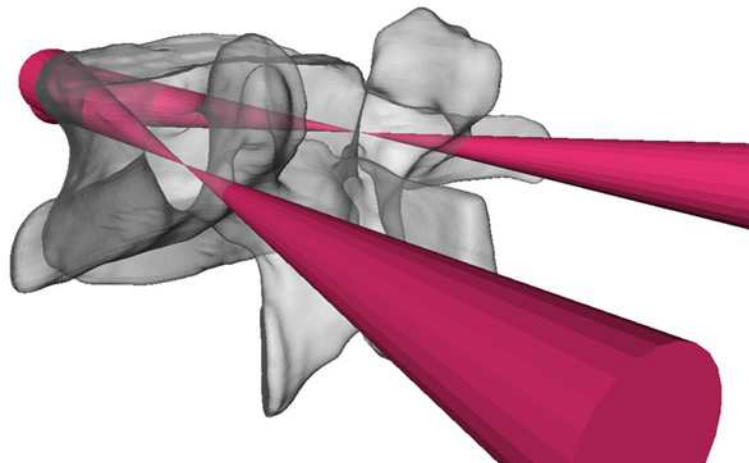


Abbildung 2.18: Erzeugte Doppelkegel im Wirbelkörper. Die dorsal gelegenen Kegel schneiden aus der dorsalen Wirbelkörperoberfläche ein Flächenstück aus.

2.4. VIRTUELLE 3-D UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

Die durch die Kegel freigeschnittenen Oberflächenstücke wurden für weitere Berechnungen in Matlab verwendet. Abbildung 2.19 zeigt ein Flächenstück dargestellt in Matlab. Jedes der Oberflächenstücke besteht aus ca. 250 bis 400 einzelnen Dreiecken. Die Seitenlänge eines Dreiecks beträgt $0,2\text{mm} \leq x \leq 0,7\text{mm}$. Von jedem Dreieck des Flächenstückes wurde mit Hilfe von Matlab eine Bohrachse durch das Isthmuszentrum simuliert (s. Abbildung 2.19). Für jede Bohrachse wurde durch einen eigens programmierten Algorithmus automatisiert in einem späteren Schritt der Eintrittswinkel am Bohreintrittspunkt berechnet (s. Kapitel 2.6).

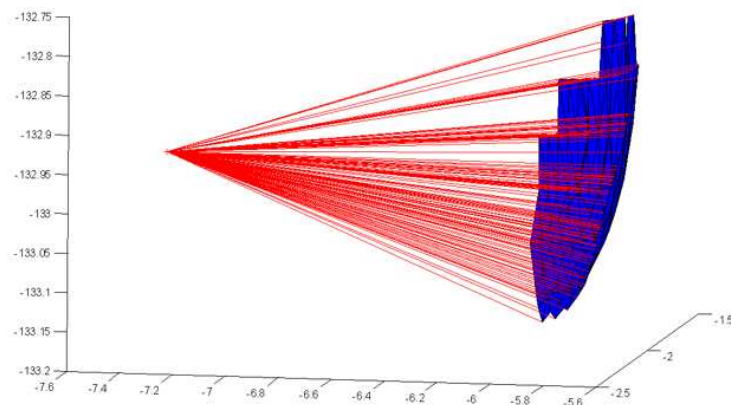


Abbildung 2.19: *Freigeschnittenes Flächenstück mit Schraubenachsenschar.*

2.4.9 Kortikalisdicke am Eintrittspunkt

Die Kortikalisdicke wurde am Eintrittspunkt an sechs verschiedenen Punkten in der Sagittalebene im Bereich des in Kapitel 2.4.8 freigeschnittenen Flächenstücks gemessen (s. Abbildung 2.20).

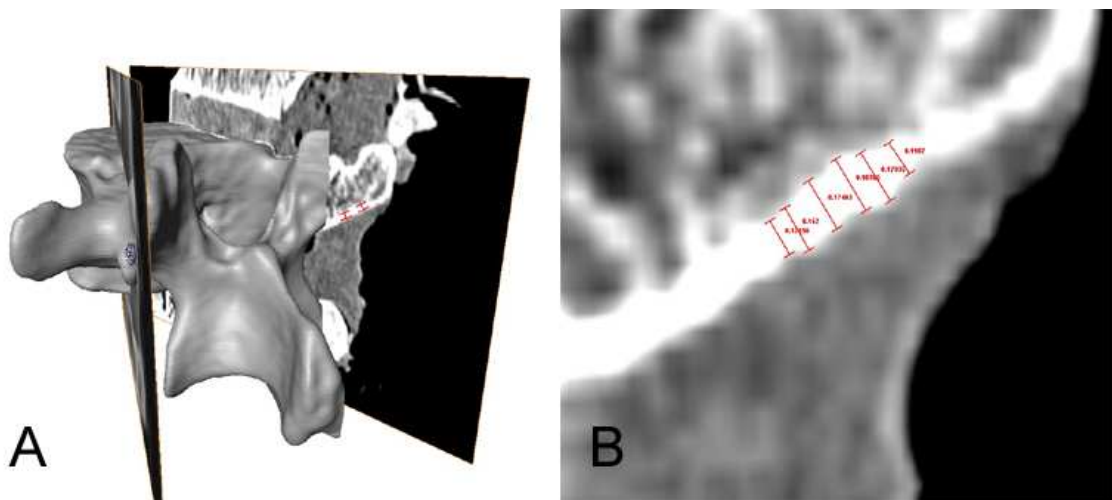


Abbildung 2.20: Messung der Kortikalisdicke am Eintrittspunkt (A) an sechs verschiedenen Stellen (B).

2.4.10 Matlab - Algorithmen für die virtuelle 3D Untersuchung

2.4.10.1 Kollisionsalgorithmus

Für die Berechnung von Eintrittswinkel, Transversalwinkel und Schraubenlänge wurde ein Matlab-Skript geschrieben. Kern des Skriptes war ein eigens programmierter Kollisionsalgorithmus, der die Kollisionspunkte der Schraubenachsen mit der Wirbelkörperoberfläche berechnet. Der Algorithmus simulierte verschiedene Bohrachsen mit vorgegebenen Eigenschaften und stellte sie grafisch dar. Zu jeder

Bohrachse wurde vom Algorithmus der Eintrittswinkel in den posterioren Wirbelkörper, der Transversalwinkel und die Schraubenlänge berechnet (s. folgende Kapitel). Die berechneten Daten wurden mit Literaturwerten verglichen. Der vollständige Algorithmus ist im Anhang aufgeführt.

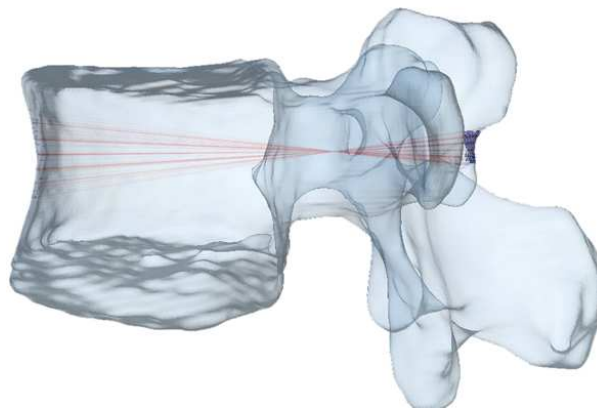


Abbildung 2.21: Schematische Darstellung der visualisierten Bohrachsen.

2.4.10.2 Berechnung der Eintrittswinkel

Im ersten, experimentellen Teil der Arbeit zeigte sich, dass der Eintrittswinkel des Werkzeuges die Qualität der Bohrung beeinflussen kann. Sehr kleine Eintrittswinkel können je nach Bohrgeometrie zum „Abrutschen“ der Bohrspitze und somit zum Versatz der Bohrachse führen. Zum Thema Bohreintrittswinkel konnten keine Literaturstellen gefunden werden. Mit dem in Kapitel 2.4.10 beschriebenen Algorithmus konnten die Eintrittswinkel im Bereich des posterioren Oberflächenstückes berechnet werden. Im Bereich des in Kapitel 2.4.8 definierten Flächenstückes wurde für jedes einzelne Dreieck, aus welchen das Flächenstück zusammengesetzt ist, der Winkel zwischen der Flächennormalen \vec{N} und dem Richtungsvektor der Bohrachse \vec{r} berechnet (s. Formel 2.3).

$$\cos\gamma = \frac{\vec{N} * \vec{r}}{|\vec{N}| * |\vec{r}|} \quad (2.3)$$

Die berechneten Winkel wurden mittels Falschfarben auf der freigeschnittenen Oberfläche visualisiert (s. Abbildung 2.22). Es wurde eine Farbskala von blau bis rot gewählt. In den blau eingefärbten Dreiecken liegt der Winkel im Bereich von 90° , im rot eingefärbten Bereich der Oberfläche beträgt der Eintrittswinkel $\leq 30^\circ$.

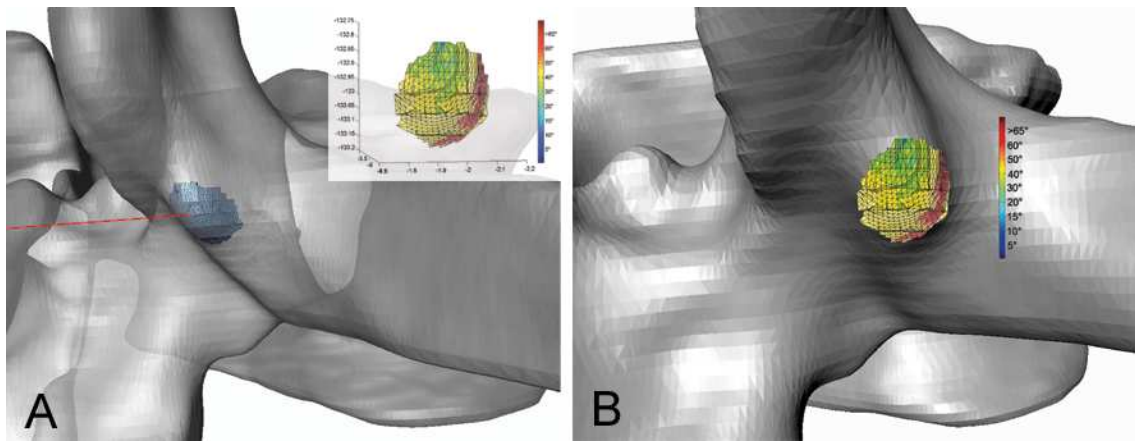


Abbildung 2.22: Farblich dargestellte Eintrittswinkelverteilung.

2.4.10.3 Transversalwinkel

Zum Transversalwinkel (siehe Kapitel 2.4.5.2) wurden unterschiedliche Werte in der Literatur gefunden, die teilweise sehr stark voneinander abweichen [Berlemann 1997, Ebraheim 1997, Olsewski 1990]. Um diesen Winkel automatisiert mittels eines eigens programmierten Skriptes berechnen zu können musste eine geeignete Methode gefunden werden um die Wirbelhalbierenden in Matlab bestimmen zu können.

Wie in Abbildung 2.23 zu sehen ist, wurden zu diesem Zweck die beiden Isthmuszentren eines Wirbelkörpers mit einer Geraden a verbunden. Senkrecht zu dieser Geraden a wurde im mittleren Abstand der beiden Isthmuszentren eine Ebene er-

2.4. VIRTUELLE 3-D UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

zeugt. Bei den untersuchten Wirbelkörpern (siehe 2.6) entsprach diese Ebene der jeweiligen Wirbelhalbierenden.

Mit Hilfe dieser Methode konnten die Transversalwinkel (optimale Schraubenlage alpha) automatisiert mit Matlab berechnet werden.

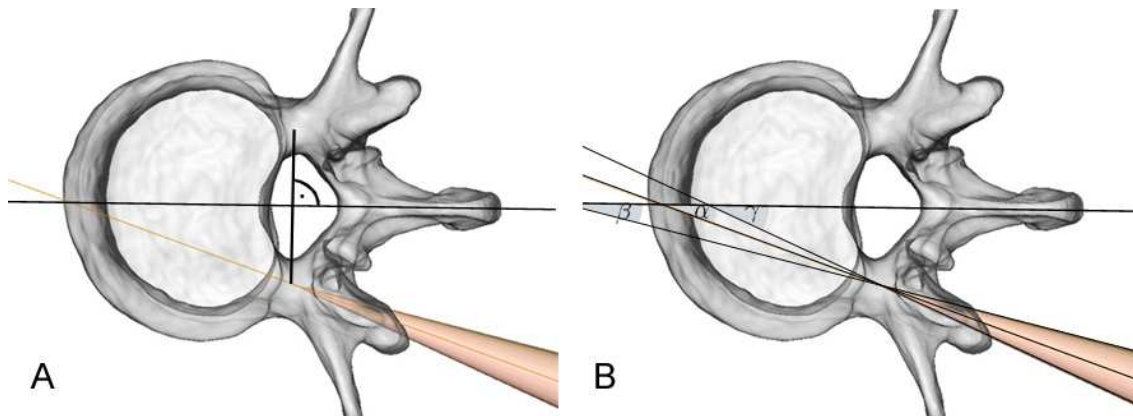


Abbildung 2.23: A) Konstruktion der Wirbelhalbierenden. B) Transversalwinkel α, β, γ

2.4.10.4 Theoretische Schraubenlänge

Die Stabilität der Schraubenverankerung hängt unter anderem von der Länge des im Wirbel verschraubten Anteils der Pedikelschraube ab. Die Schrauben sollen bis an die anteriore kortikale Fläche des Wirbelkörpers ragen, diese jedoch nicht perforieren. Die Schraubenlänge wurde ebenfalls automatisiert mittels eines eigens programmierten Skriptes in Matlab berechnet.

Kapitel 3

Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Bohrversuche dargestellt. Sie sind nach Eintrittswinkeln (90° , 60° , 30°), Materialien (Kunststoffknochen, Schweinescapula und bovine Lendenwirbelsäule) und nach Werkzeugen (Bohrer, Fräser) in Abhängigkeit der untersuchten Drehzahlen sortiert. Zuerst werden jeweils die Ergebnisse der Versuche am Kunststoffknochen, danach die Ergebnisse der Versuche an der Schweinescapula und schließlich die Ergebnisse der Versuche an der bovinen Lendenwirbelsäule aufgeführt.

3.1 Erläuterung der Bohr-/Fräsphasen

In Abbildung 3.1 ist im oberen Graph ein typischer Kräfteverlauf und im unteren Graph ein typischer Momentenverlauf zu zusehen, wie er beim Bohren in den Kunststoffknochen aufgetreten ist (Ein typischer Kräfte- und Momentenverlauf beim Fräsen ist in Abbildung 3.15 zu sehen). Die Diagramme sind in fünf Abschnitte/Phasen unterteilt. Die Erklärung der Phasen findet im darauffolgenden Text statt. Zum besseren Verständnis sind in Abbildung 3.2 die einzelnen Bohrphasen skizzenhaft dargestellt. Die Fräsphasen verhalten sich äquivalent.

3.1. ERLÄUTERUNG DER BOHR-/FRÄSPHASEN

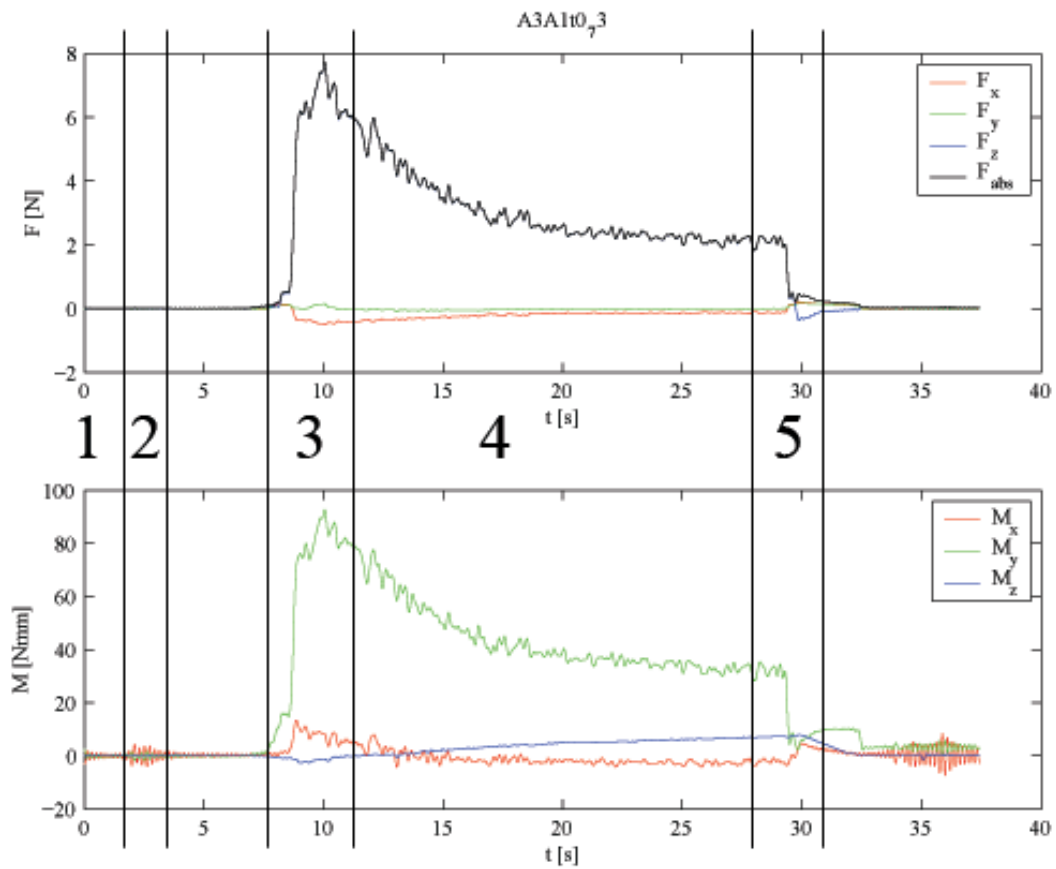


Abbildung 3.1: Typischer Kräfte - und Momentenverlauf beim Bohren.

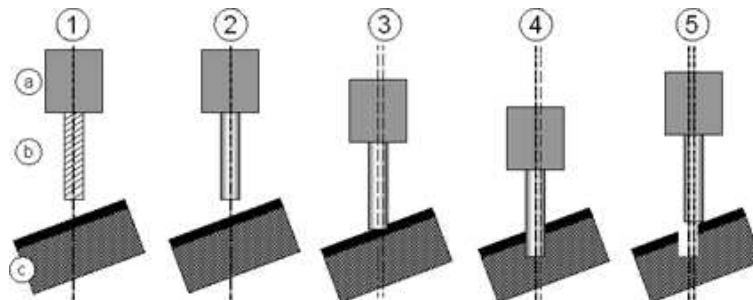


Abbildung 3.2: Skizzierte Darstellung der Bohr- bzw. Fräsphasen 1-5. Antrieb = (a), Bohrer/Fräser = (b), Kunststoffknochen mit spongiösem und kortikalem Anteil = (c).

Erklärung: (Die folgende Nummerierung bezieht sich auf die Abbildungen 3.1 und 3.2.)

1. Bohrer/Fräser in Ruhe
2. Anlaufvorgang des Antriebes
3. Aufsetzen des Bohrers/Fräasers auf das Kortikalisimitat; eventueller Werkzeugversatz
4. Bohr-/Fräsvorgang in das Spongiosaimitat
5. Werkzeugaustritt aus dem Kunststoffknochen mit eventuell erneutem Werkzeugversatz

3.2 Ergebnisse beim Eintrittswinkel von 90°

In den folgenden Tabellen und Abbildungen sind die Ergebnisse dargestellt, die beim Bohren und Fräsen unter dem Eintrittswinkel von 90° zur Kunstknochenoberfläche gemessen und ausgewertet wurden. Zuerst werden die Ergebnisse der Bohrversuche mit dem Aesculap Low-Speed System und den Synthes Spiralbohrern (A,B,C,D) aufgeführt. Danach sind die Ergebnisse des Synthes E-Pen unter Verwendung der industriellen Bohrer (N, O) und unter Verwendung der industriellen Fräser (H, I, J, K, L, M, Q) dargestellt.

3.2.1 Aesculap Low-Speed System mit Synthes Spiralbohrer

3.2.1.1 Kräfteverteilung

Tabelle 3.1 und Abbildung 3.4 zeigen die Mittelwerte bei $n=6$ der resultierenden Kräfte F_{result} der verschiedenen Spiralbohrer (A, B, C, D) in Abhängigkeit der Drehzahlen (5.000, 10.000, 20.000 und 30.000 U/min). In Abbildung 3.5 ist die aufgetretene Verteilung der Kräfte dargestellt. Die größte resultierende Kraft wurde mit dem 3-schneidigen Spiralbohrer (D) gemessen. Mit steigender Drehzahl sank die resultierende Kraft F_{result} .

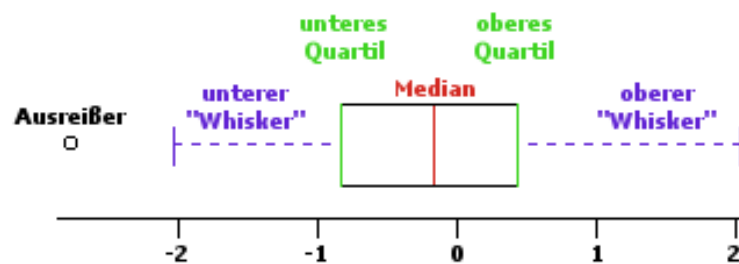
Tabelle 3.1: Mittlere resultierende Kraft F_{result} mit Standardabweichung.

	Ø2,5mm				Ø3,5mm			
	2schneidig(A)		3schneidig(B)		2schneidig(C)		3schneidig(D)	
Drehz. [U/min]	F_{result} [N]	Stabwn	F_{result} [N]	Stabwn	F_{result} [N]	Stabwn	F_{result} [N]	Stabwn
5.000	8,43	1,06	10,71	1,38	9,53	0,90	11,00	0,20

Tabelle 3.1: Mittlere resultierende Kraft F_{result} mit Standardabweichung. (Fortsetzung)

10.000	6,77	0,38	8,27	1,98	7,30	1,03	7,90	1,06
20.000	3,99	0,07	4,56	0,08	5,98	0,84	5,53	0,45
30.000	2,90	2,19	3,89	2,78	4,50	1,85	6,59	2,06

Aus den Diagrammen 3.4 und 3.5 wird ersichtlich, dass die 3schneidigen (B und D) gegenüber den 2schneidigen Spiralbohrern (A und C) höhere Kräfte (F_{result}) verursachten. F_{result} lag bei den 3schneidigen Spiralbohrern im Durchschnitt 15% [12%-32%] über F_{result} der 2schneidigen Bohrer. In Abbildung 3.4 sind die mittleren resultierenden Kräfte im Balkendiagramm dargestellt. Abbildung 3.5 zeigt eine Übersicht der Verteilung der resultierenden Kräfte, dargestellt im Boxplotdiagramm. Eine Erklärung der Bedeutung eines Boxplotdiagramms liefert die folgende Abbildung (Abb. 3.3).

**Abbildung 3.3:** Erklärung des Boxplotdiagramms.

3.2. ERGEBNISSE BEIM EINTRITTSWINKEL VON 90°

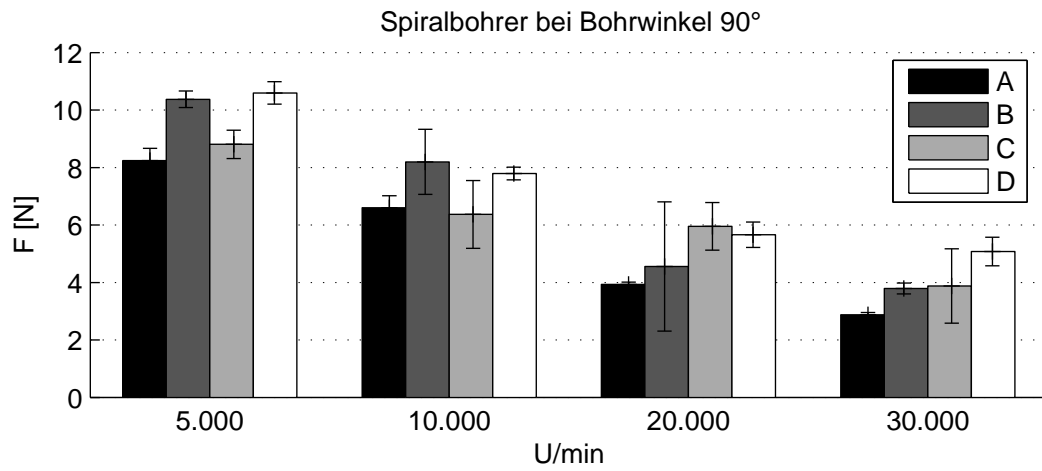


Abbildung 3.4: Mittlere resultierende Kraft F_{result} mit Standardabweichung beim Eintrittswinkel von 90°.

3.2. ERGEBNISSE BEIM EINTRITTSWINKEL VON 90°

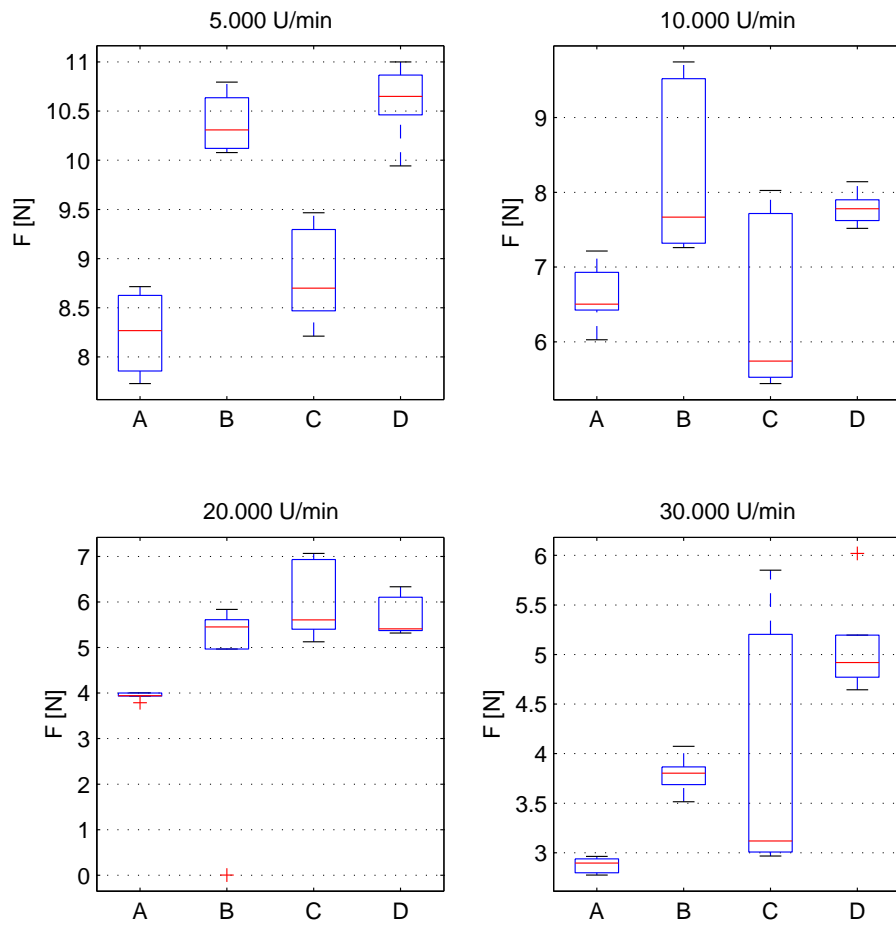


Abbildung 3.5: Verteilung von F_{result} beim Eintrittswinkel von 90° .

3.2.1.2 Momente um die x-Achse

Abbildung 3.6 zeigt die bei den senkrechten Bohrungen berechneten Mittelwerte der Momente (M_x) der einzelnen Bohrer in Abhängigkeit von der Drehzahl. In Abbildung 3.7 ist die Verteilung der Momente als Boxplot dargestellt. Mit steigender Drehzahl wurden größere Momente gemessen.

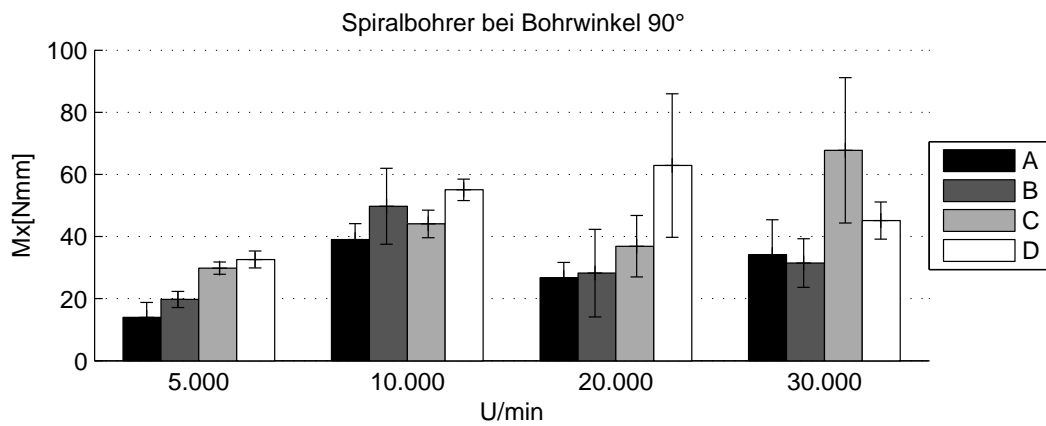


Abbildung 3.6: Mittelwert und Standardabweichung der Momente (M_x).

3.2. ERGEBNISSE BEIM EINTRITTSWINKEL VON 90°

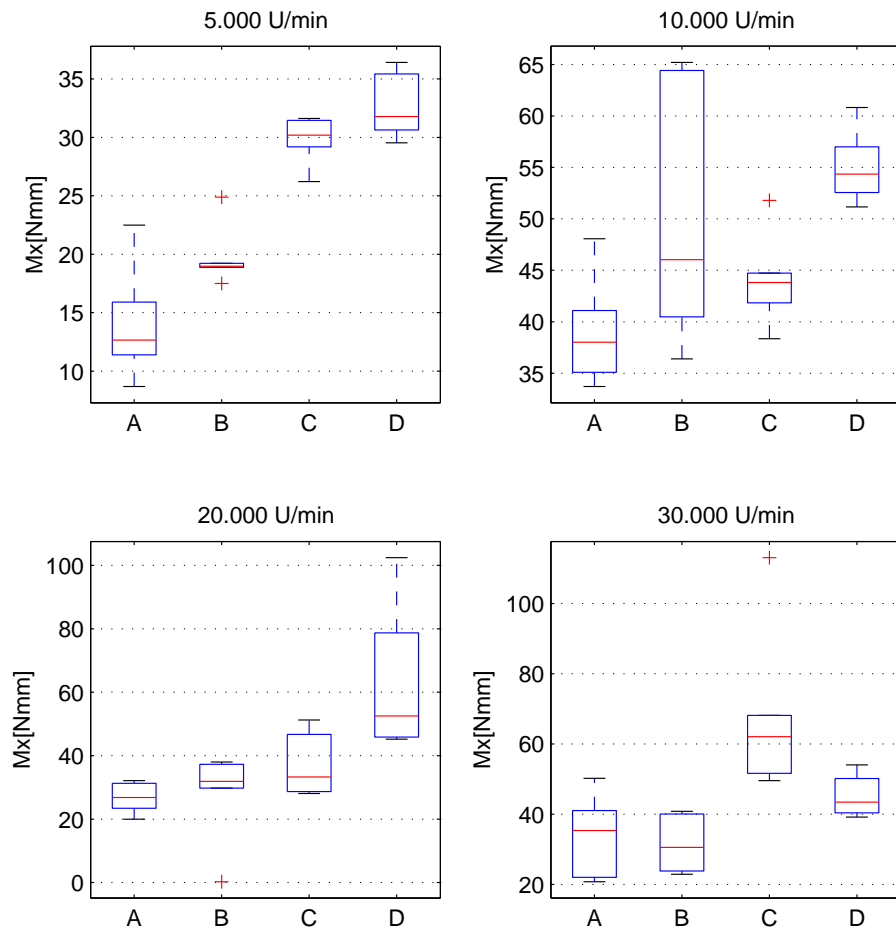


Abbildung 3.7: Momente (M_x) beim Eintrittswinkel von 90° .

3.2.1.3 Qualität der Bohrungen bei 90°

Die Versuche zeigen eine Abnahme der Bohrlochqualität mit steigender Drehzahl. Die erzielten mittleren Bohrlochdurchmesser mit Standardabweichung sind in Tabelle 3.2 aufgelistet. Die prozentuale Abweichung vom Solldurchmesser ist in Abbildung 3.8 dargestellt. In Abbildung 3.9 sind jeweils zwei Bohrlochergebnisse bei 10.000, 20.000 und 30.000 U/min zu sehen.

Tabelle 3.2: Mittlerer gemessener Bohrlochdurchmesser mit Standardabweichung.

	Ø 2,5mm				Ø 3,5mm			
	2-lippig (A)		3-lippig (B)		2-lippig (C)		3-lippig (D)	
Drehzahl [U/min]	Ø [mm]	Stabwn	Ø [mm]	Stabwn	Ø [mm]	Stabwn	Ø [mm]	Stabwn
5.000	–	–	–	–	–	–	–	–
10.000	2,54	0,04	2,53	0,02	3,57	0,01	3,63	0,03
20.000	2,57	0,02	2,55	0,03	4,54	0,19	4,23	0,29
30.000	2,77	0,05	3,16	0,07	6,15	0,03	5,71	0,18

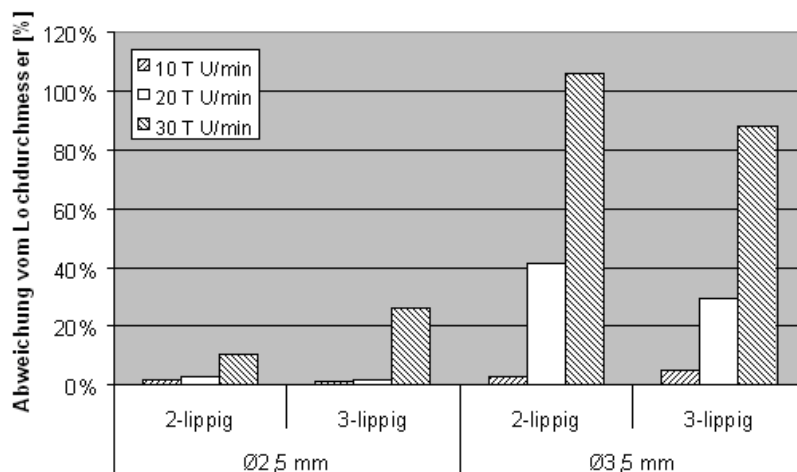


Abbildung 3.8: Prozentuale Abweichung vom Solldurchmesser.

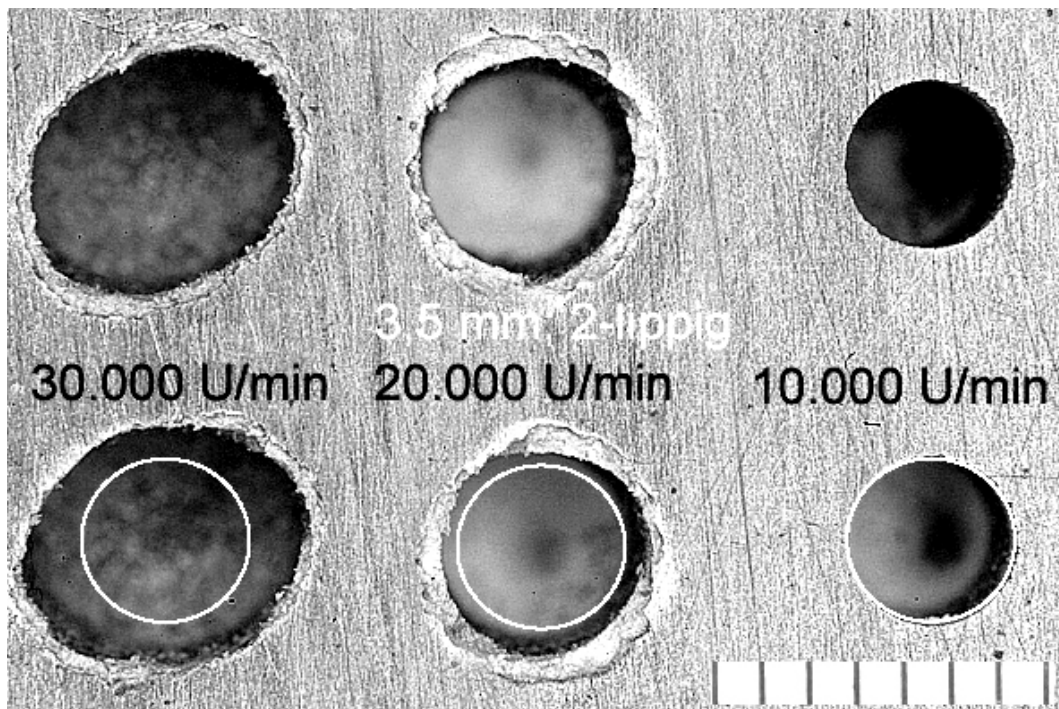


Abbildung 3.9: Bohrlochqualität des 2schneidigen Spiralbohrers C mit dem Aesculap Low-Speed-Antrieb, Visualisierung des Solldurchmessers (weiß, unten).

3.2.2 Synthes E-Pen mit Industriebohrern (N, O)

Im folgenden Abschnitt werden die Kräfte und Momente aufgeführt, die beim Bohren ($n=2$) in den Kunstknochen mit dem Synthes E-Pen und den Industriebohrern N und O ermittelt wurden. Der Eintrittswinkel betrug 90°.

Abbildung 3.10 zeigt den Kräfte- und Momentenverlauf, der beim Bohren mit dem Zentrierbohrer N gemessen wurde. Der durch den Einschaltvorgang ausgelöste Peak bei 1,8 Sekunden wurde in der Auswertung nicht berücksichtigt.

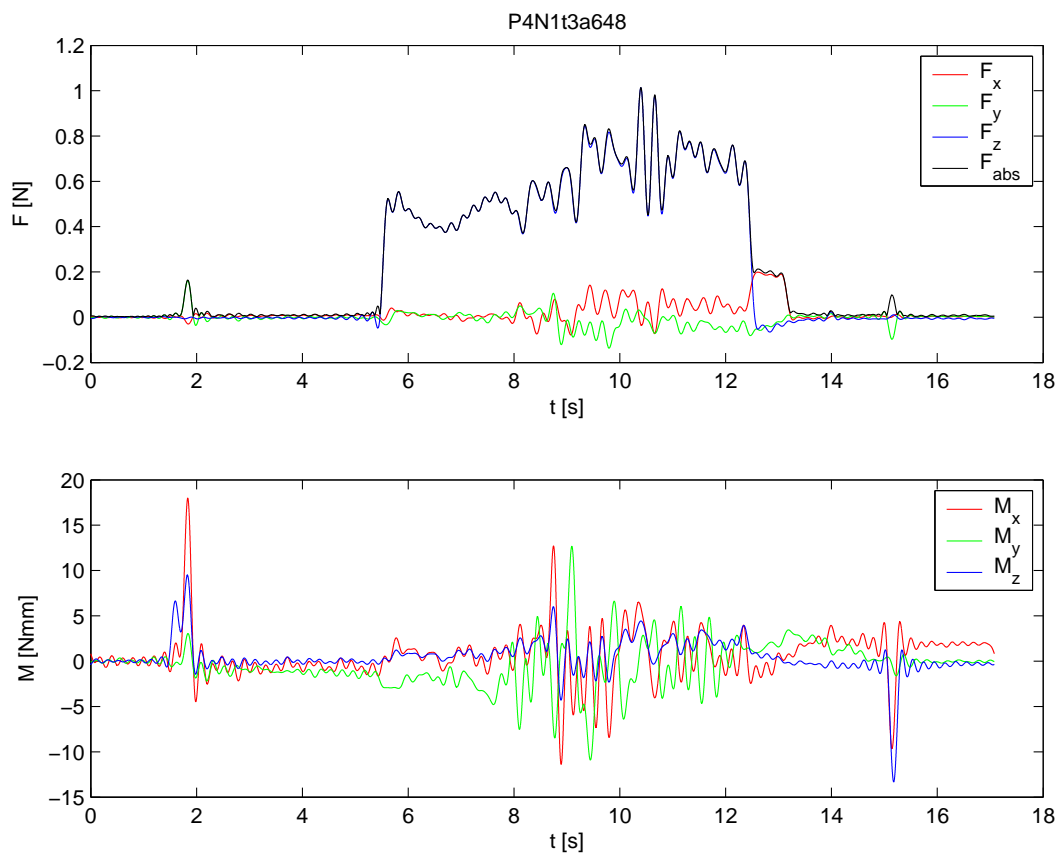


Abbildung 3.10: Kräfte- und Momentenverlauf gemessen beim Zentrierbohrer N.

3.2.2.1 Kräfteverteilung

Abbildung 3.11 zeigt die mittlere, resultierende Kraft F_{result} sowie die dazugehörige Standardabweichung. In Abbildung 3.12 ist die Kräfteverteilung im Boxplotdiagramm dargestellt. Die Kraft F_{result} lag bei den Versuchen immer unter 2 N. Der industrielle Bohrer P wurde während des ersten Versuchsdurchlaufs irreversibel beschädigt und konnte nicht in die Auswertung mit aufgenommen werden.

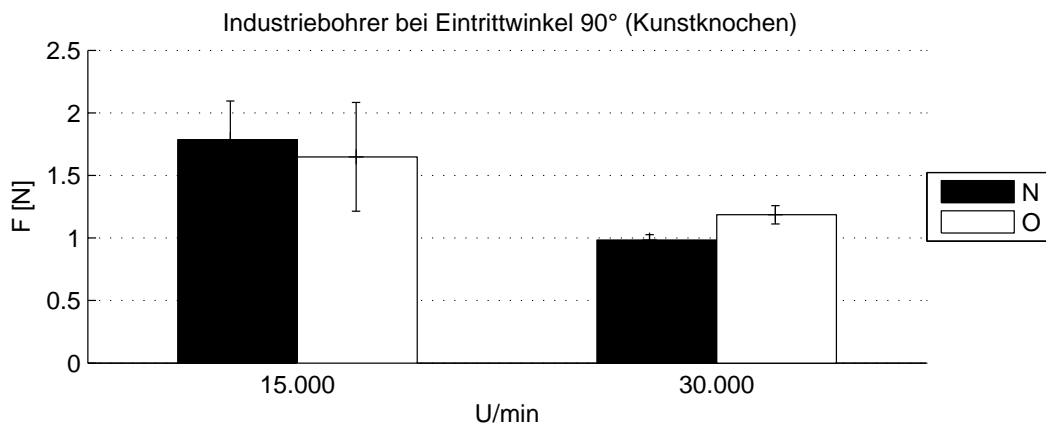


Abbildung 3.11: Mittelwert der Kräfte F_{result} mit Standardabweichungen beim Bohren bei 90°.

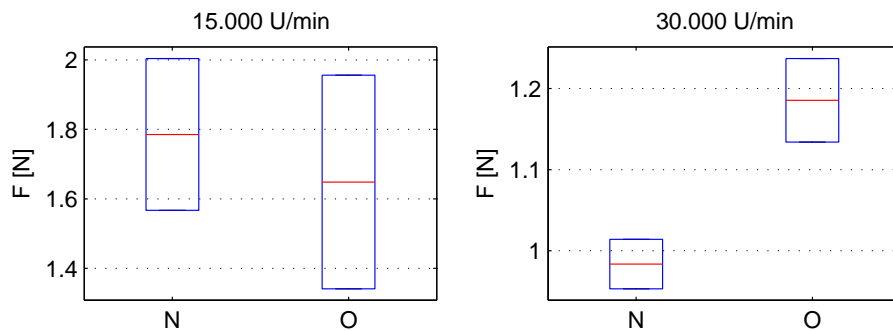


Abbildung 3.12: Verteilung der resultierenden Kraft F_{result} . Dargestellt im Boxplotdiagramm beim Eintrittswinkel von 90°.

3.2.2.2 Momente um die x-Achse

Bei Variation der Drehzahl konnte bei den Industriebohren N und Q keine signifikante Änderung der Momente um die x-Achse festgestellt werden. Die auftretenden Momente M_x lagen bei den Versuchen immer unterhalb von 25 Nmm. In Abbildung 3.13 sind die Mittelwerte der gemessenen Momente dargestellt. In Abbildung 3.14 sind die Momente im Boxplottdiagramm aufgeführt.

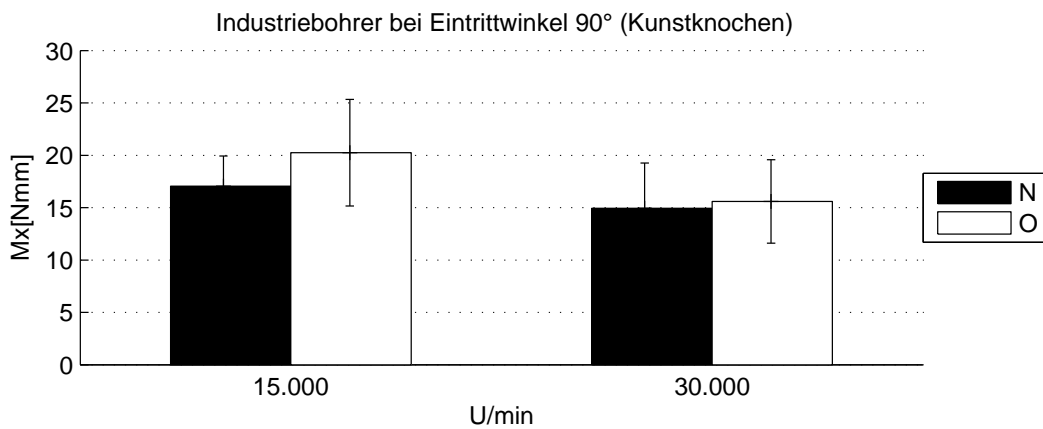


Abbildung 3.13: Mittelwerte der Momente M_x beim Eintrittswinkel 90°.

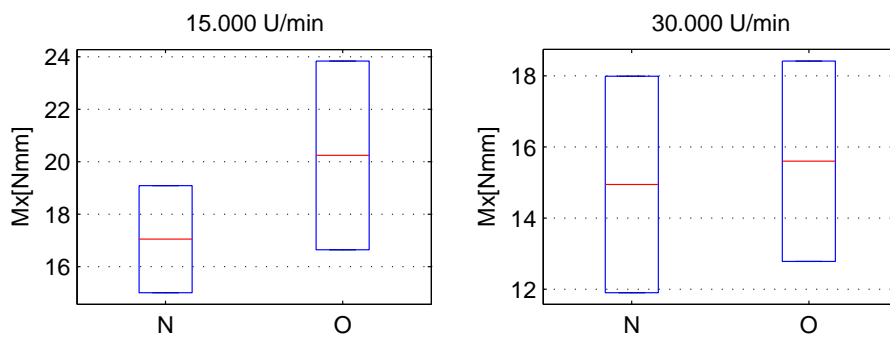


Abbildung 3.14: Verteilung der Momente M_x beim Eintrittswinkel 90°.

3.2.2.3 Qualität der Bohrungen bei 90°

Bei den Industriebohrern N und O zeigte sich keine Abhängigkeit der Bohrlochqualität von der Drehzahl der Bohrer. Auch bei höheren Drehzahlen blieb die Qualität der Bohrkanäle zufriedenstellend und verschlechterte sich nicht. Die Bohrl Lochdurchmesser waren im schlechtesten Fall 15% größer als der Durchmesser des verwendeten Bohrers.

3.2.3 Synthes E-Pen mit Industriefräsern

Im Folgenden werden die Kräfte und Momente gezeigt, die beim Fräsen in den Kunstknochen mit dem Synthes E-Pen und den industriellen Fräsern H, I, J, K, L, M und Q aufgetreten sind. Der Eintrittswinkel betrug 90°. In Abbildung 3.15 ist ein für die Fräsversuche typischer Kräfte- und Momentenverlauf dargestellt.

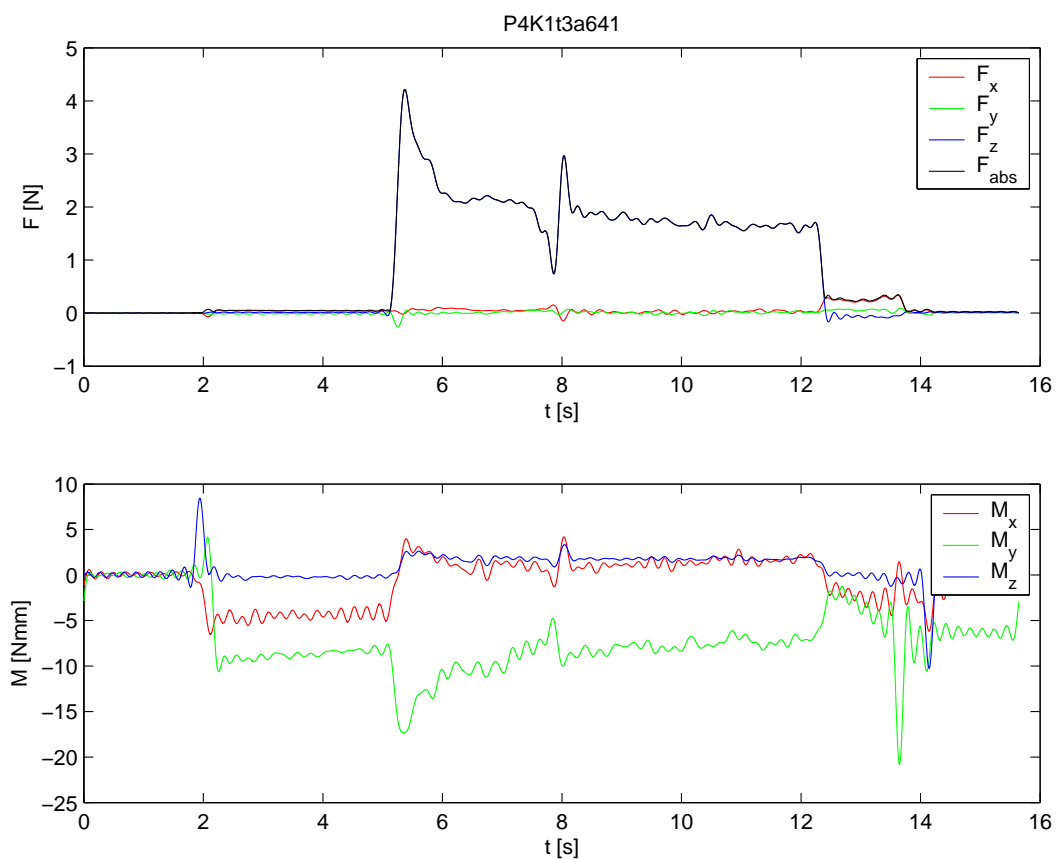


Abbildung 3.15: Typischer Kräfte- und Momentenverlauf der Fräser.

3.2.3.1 Kräfteverteilung

Abbildung 3.16 zeigt die Mittelwerte ($n=2$) der resultierenden Kräfte F_{result} aus der Versuchsreihe mit dem Synthes E-Pen in Kombination mit den Industriefräsern.

Die maximal auftretende resultierende Kraft liegt stets unter 5 N. Eine Erhöhung der Drehzahl von 15.000 U/min auf 30.000 U/min verringerte F_{result} nur geringfügig. Im Versuch mit dem Synthes Olivenfräser R ergab sich eine sehr hohe resultierende Kraft F_{result} von 18 N bei 15.000 U/min und F_{result} von 12 N bei 30.000 U/min. Um die folgenden Diagramme (Abbildung 3.16 und Abbildung 3.17) übersichtlich zu halten wurden diese Ergebnisse nicht mit aufgeführt. In Abbildung 3.17 ist die Verteilung der resultierenden Kräfte im Boxplotdiagramm dargestellt.

Tabelle 3.3: Mittelwerte von F_{result} angegeben in Newton.

Fräser	Ø 2,5mm			Ø 3,5mm			
	H	I	J	K	L	M	Q
Schneiden	2	3	4	2	3	4	3
Drehzahl	F_{result} [N]			F_{result} [N]			
15.000	4,43	3,87	3,44	4,57	4,47	4,47	4,25
30.000	3,51	3,67	4,53	3,97	3,67	2,88	2,57

Tabelle 3.4: Standardabweichung von F_{result} .

Fräser	Ø 2,5mm			Ø 3,5mm			
	H	I	J	K	L	M	Q
Schneiden	2	3	4	2	3	4	3
Drehzahl	stabw			stabw			
15.000	0,26	0,02	0,05	0,10	0,01	0,17	0,21
30.000	0,17	0,07	0,39	0,35	0,22	0,03	0,03

3.2. ERGEBNISSE BEIM EINTRITTSWINKEL VON 90°

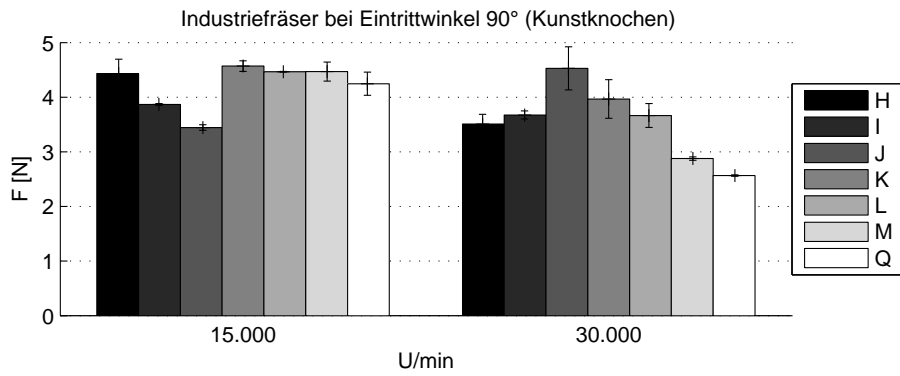


Abbildung 3.16: Mittlere resultierende Kraft F_{result} .

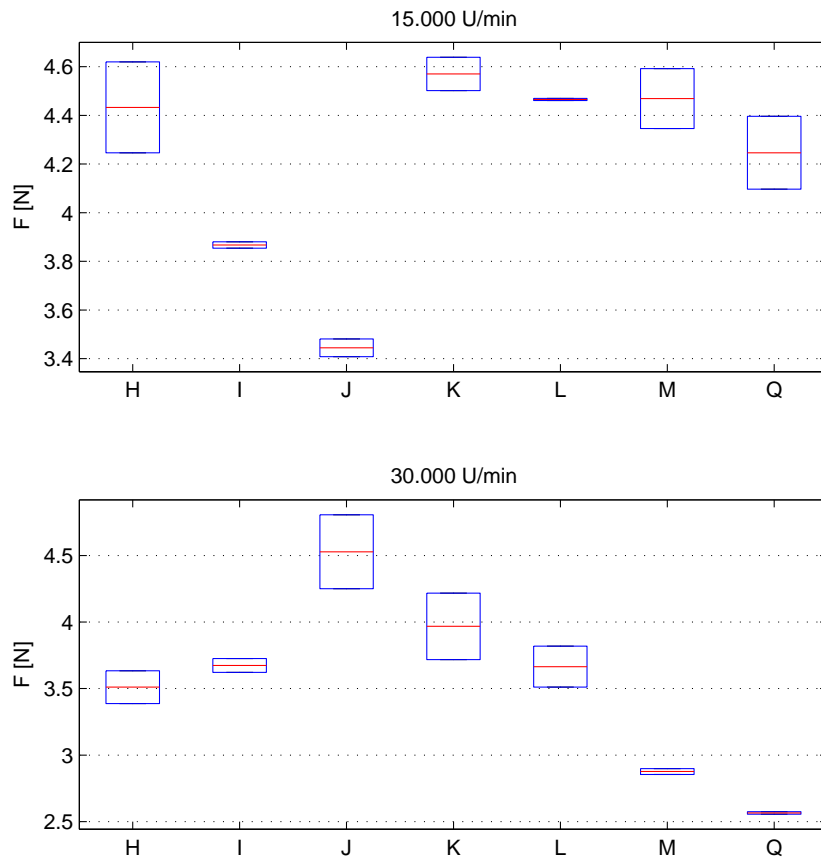


Abbildung 3.17: Verteilung der resultierenden Kraft F_{result} .

3.2.3.2 Momente um die x-Achse

Die gemessenen Momente um die x-Achse (M_x) lagen bei allen Fräsern bis auf Fräser I und Q im Bereich von 7 Nmm bis 81 Nmm. Die Ursache für die unverhältnismäßig hohen Momente (M_x) bei Fräser I bei 30.000 U/min konnte nicht gefunden werden.

Tabelle 3.5: Mittelwerte der Momente um die x-Achse angegeben in Nmm.

Fräser	Ø 2,5mm			Ø 3,5mm			
	H	I	J	K	L	M	Q
Schneiden	2	3	4	2	3	4	3
Drehzahl	M_x [Nmm]			M_x [Nmm]			
15.000	15,40	32,70	16,07	18,75	14,20	11,01	11,01
30.000	63,36	276,30	34,94	6,81	40,26	11,88	113,03

Tabelle 3.6: Standardabweichung von M_x .

Fräser	Ø 2,5mm			Ø 3,5mm			
	H	I	J	K	L	M	Q
Schneiden	2	3	4	2	3	4	3
Drehzahl	stabw			stabw			
15.000	11,45	9,57	0,37	5,49	2,32	3,76	0,39
30.000	8,18	9,80	3,75	3,76	41,14	1,15	137,57

3.2. ERGEBNISSE BEIM EINTRITTSWINKEL VON 90°

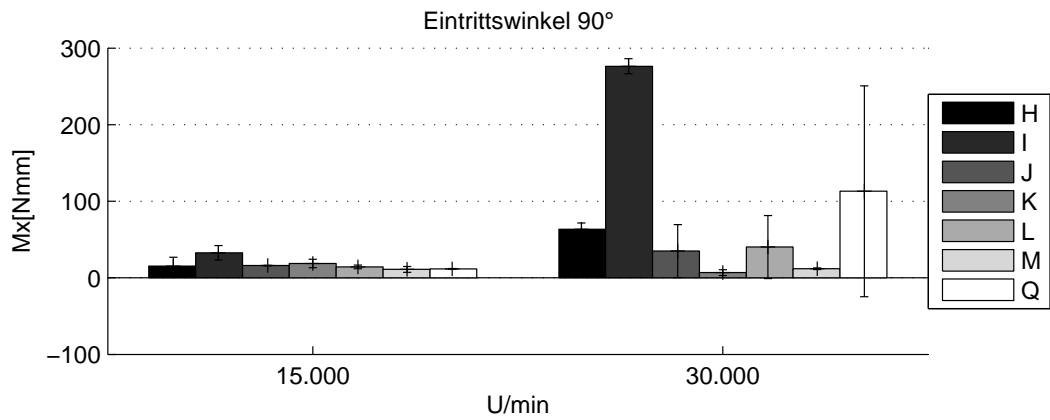


Abbildung 3.18: Mittleres Moment M_x bei Fräser und Eintrittswinkel: 90°.

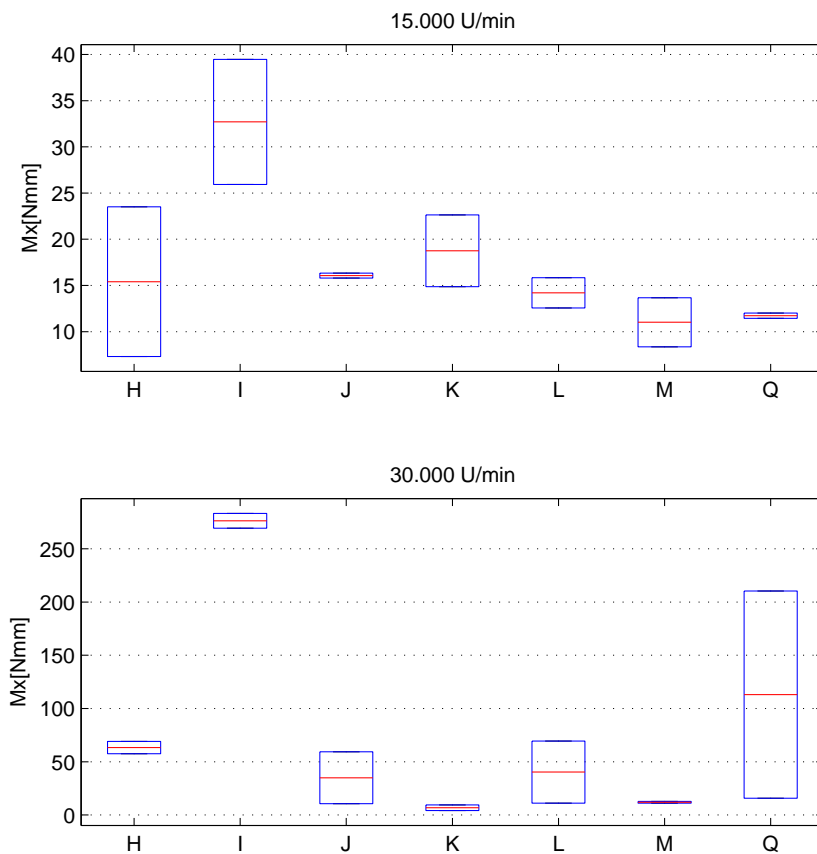


Abbildung 3.19: Momente M_x bei Fräser und Eintrittswinkel 90°

3.2.3.3 Qualität der Fräslöcher bei 90°

Bei den für die Versuche ausgewählten Fräsern konnte beim senkrechten Aufsetzen auf die Kunstknochenoberfläche ein kurzzeitiges Schlingern des Fräasers um die Eintrittsstelle herum beobachtet werden. Die Fräslöcher waren deshalb im ersten Millimeter des Fräskanals um bis zu 30% größer als der Durchmesser des jeweiligen Fräasers. Durch eine höhere Drehzahl konnte dieses Verhalten reduziert werden (s. Abbildung 3.20). Es kam nicht zum Versatz des kompletten Fräskanals wie dies beim Bohren mit den Spiralbohrern in die verkippte Kunstknochenoberfläche auftrat.

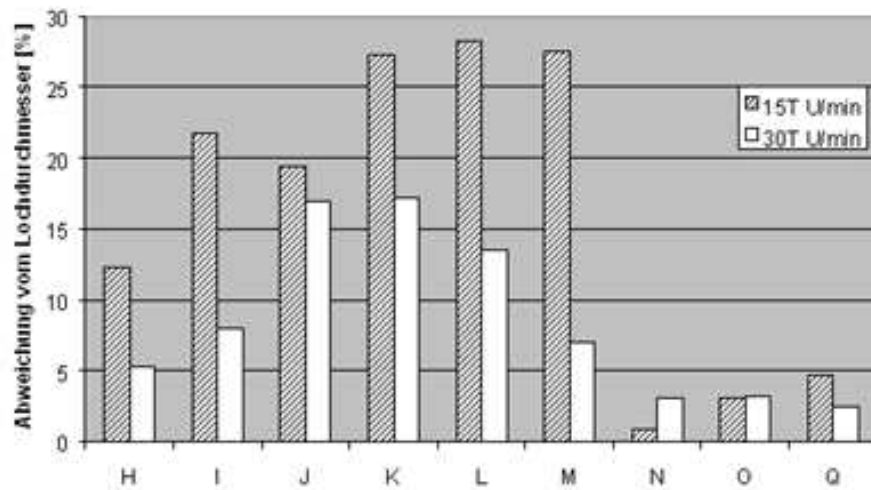


Abbildung 3.20: Prozentuale Abweichung der Fräslochdurchmesser vom Soll Durchmesser beim senkrechten Fräsen (Eintrittswinkel: 90°).

3.3 Ergebnisse beim Eintrittswinkel von 60°

Der Eintrittswinkel 60° war für die Spiralbohrer der kleinste mögliche zu testende Eintrittswinkel. Von den Fräsern und dem Zentrierbohrer N liegen bei diesem Eintrittswinkel keine Ergebnisse vor.

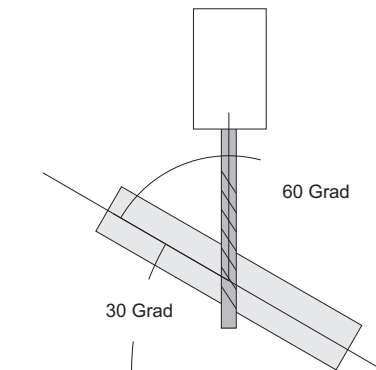


Abbildung 3.21: Eintrittswinkel 60 Grad.

3.3.1 Aesculap Low-Speed System / Synthes Spiralbohrer

3.3.1.1 Kräfteverlauf

Im Folgenden sind die Ergebnisse der Bohrungen mit dem Aesculap Low Speed Motor in Kombination mit den Synthes Spiralbohrern A, B, C, D aufgeführt. In Tabelle 3.7 sind die Mittelwerte ($n=6$) der resultierenden Kräfte F_{result} sowie deren Standardabweichungen dargestellt. In Abbildung 3.22 sind die Werte im Balkendiagramm dargestellt. Abbildung 3.23 zeigt die Kräfteverteilung in der Boxplotdarstellung. Die maximale resultierende Kraft lag bei 12,08 N und wurde mit dem 3schneidigen Bohrer B verursacht. Die geringste Kraft mit 2,68 N wurde mit dem 2schneidigen Bohrer A erzielt. Bei den Spiralbohrern mit Durchmesser 2,5 mm lagen die Kräfte bei den 3schneidigen Bohrern um 33% höher als bei den Bohrern mit zwei Schneiden. Bei den Spiralbohrern mit Durchmesser 3,5 mm lagen die Kräfte bei den 3schneidigen

3.3. ERGEBNISSE BEIM EINTRITTSWINKEL VON 60°

Bohrern um 14% höher als bei den Bohrern mit zwei Schneiden.

3.3. ERGEBNISSE BEIM EINTRITTSWINKEL VON 60°

Tabelle 3.7: Mittelwert mit Standardabweichung von F_{result} beim Bohren bei 60°.

	Ø2,5mm				Ø3,5mm			
Fz [N]	2schneidig (A)		3schneidig (B)		2schneidig (C)		3schneidig (D)	
U/min	MW	Stabwn	MW	Stabwn	MW	Stabwn	MW	Stabwn
5.000	8,03	0,13	11,83	0,20	9,12	0,28	11,28	0,50
10.000	5,42	0,17	7,80	0,20	6,56	0,75	7,18	0,30
20.000	3,69	0,06	5,46	0,11	3,98	1,14	4,62	0,07
30.000	2,68	0,08	4,22	0,11	3,30	0,50	4,38	0,16

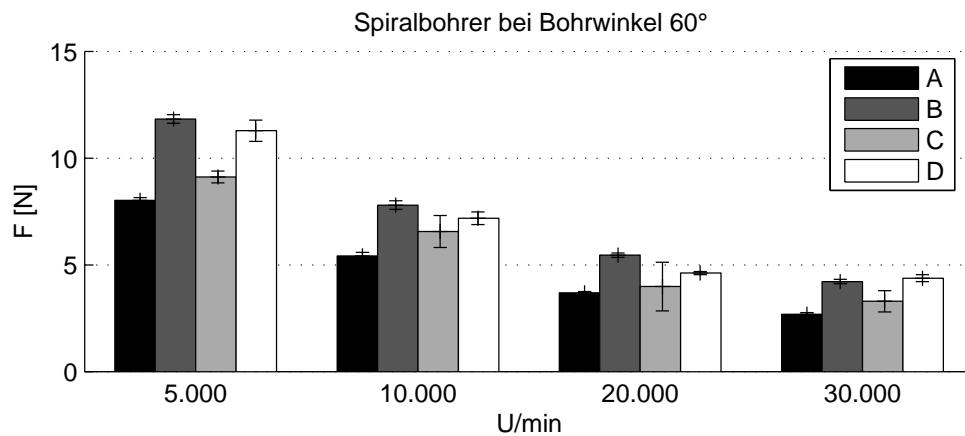


Abbildung 3.22: Mittelwert und Standardabweichung von F_{result} bei 60°.

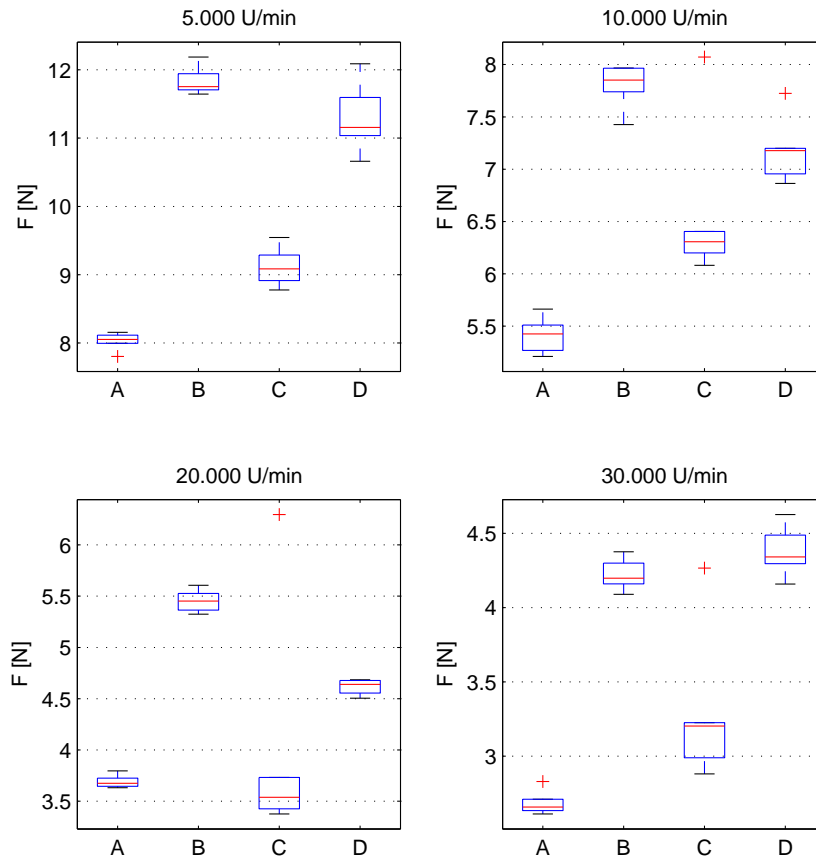


Abbildung 3.23: Verteilung von F_{result} .

3.3.1.2 Moment um die x-Achse

Die gemessenen Momente um die x-Achse (M_x) nahmen in dieser Versuchsreihe mit steigender Drehzahl ab. Bei den Bohrern A, B und D halbierte sich das Moment von 5.000 auf 30.000 U/min. Eine Ausnahme bildet Bohrer C. Hier stieg das Moment bei Erhöhung der Drehzahl von 20.000 auf 30.000 U/min wieder auf den Ausgangswert an. Die gemessenen Momente M_x lagen alle unter 120 Nmm. In Abbildung 3.24 und Abbildung 3.25 sind die Momente graphisch dargestellt.

3.3. ERGEBNISSE BEIM EINTRITTSWINKEL VON 60°

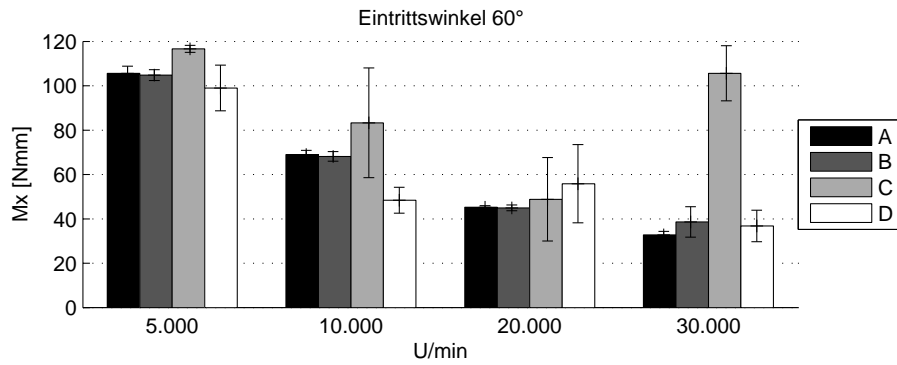


Abbildung 3.24: Mittelwert und Standardabweichungen von M_x beim Eintrittswinkel von 60°.

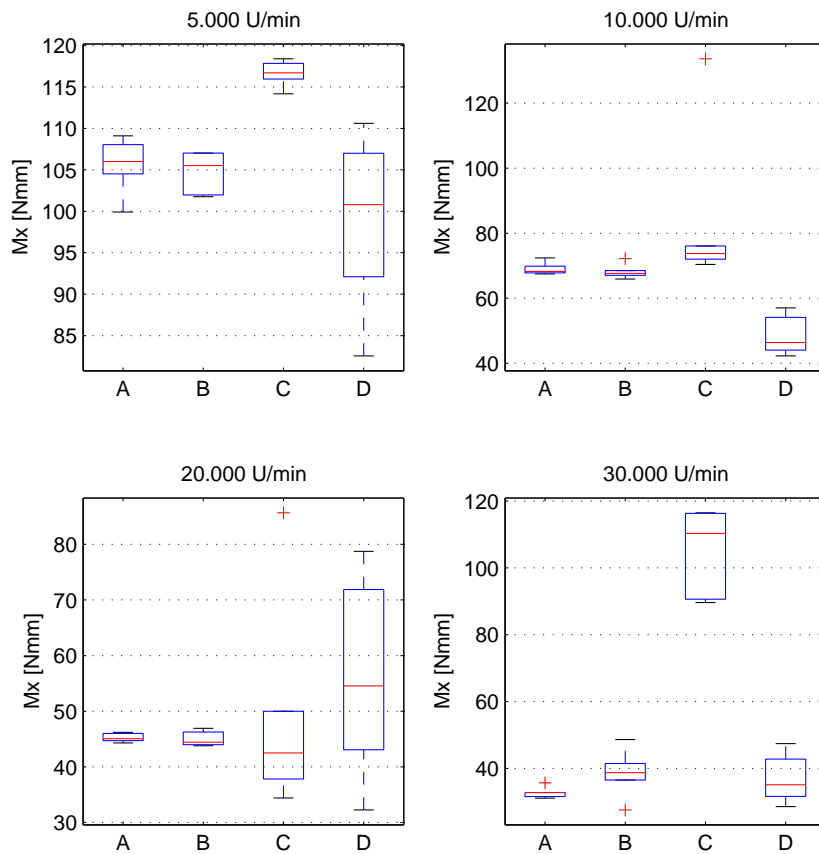


Abbildung 3.25: Moment M_x dargestellt im Boxplotdiagramm beim Eintrittswinkel 60°.

3.3.1.3 Qualität der Bohrlöcher bei 60°

Die Qualität der Bohrlöcher verschlechterte sich mit zunehmender Drehzahl. Selbiges konnte schon bei den senkrechten Bohrungen (siehe Kapitel 3.2.1.3) beobachtet werden. Hinzu kam, dass die Bohrspitzen auf der verkippten Oberfläche von der gewünschten Bohreintrittsstelle abrutschten. Bei allen Versuchen mit den medizinischen Bohrern kam es zur Abweichung von der geplanten Bohreintrittsstelle.

3.4 Ergebnisse beim Eintrittswinkel von 30°

Nur die Industriefräser H, I, J, K, L, M und Q und die Industriebohrer N und O konnten in eine um 60° verkippte Oberfläche bohren. Mit den medizinischen Bohrern A, B, C und D konnten keine Versuche bei diesem Eintrittswinkel durchgeführt werden.

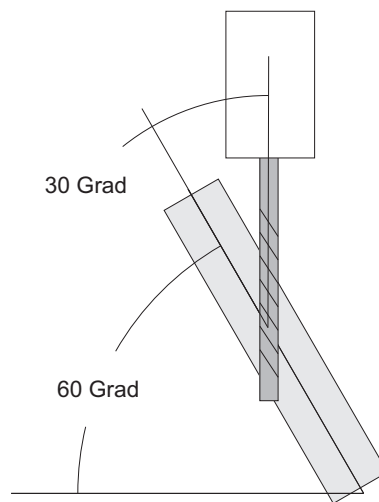


Abbildung 3.26: Eintrittswinkel 30 Grad.

Ausfälle bei 30°: Nicht in die Ergebnisse mit aufgenommen werden konnten die Messungen der Fräser M und Q bei 15.000 U/min, da diese Fräser während eines Versuches irreversibel beschädigt wurden. Ebenfalls wurde der Spiralbohrer P nach erstmaligem Gebrauch irreversibel beschädigt und konnte nicht in die Auswertung mit aufgenommen werden. Auch der Spiralbohrer O wurde bei dem Versuch mit 30.000 U/min beschädigt. Deshalb konnten von diesem Bohrer beim darauf folgenden Versuch mit 15.000 U/min keine Daten erhoben werden.

3.4.1 Synthes E-Pen mit Industriebohrer N, O und P

Neben den industriellen Fräsern wurden auch Versuche mit den industriellen Bohrern N, O und P in die um 60° verkippte Kunstknochenoberfläche unternommen (Eintrittswinkel: 30°). Im Folgenden sind die Ergebnisse der Industriebohrer N, O und P in Kombination mit dem E-Pen dargestellt.

3.4.1.1 Kräfteverteilung

In Abbildung 3.28 ist die mittlere resultierende Kraft F_{result} im Balkendiagramm und in Abbildung 3.27 im Boxplotdiagramm dargestellt. Mit 1,4 N wurde mit dem Zentrierbohrer N von allen Versuchen die geringste resultierende Kraft F_{result} gemessen. In dieser Versuchsreihe lag F_{max} bei 3,1 N. Nicht in die Ergebnisse aufgenommen werden konnte bei 15.000 U/min der Industriebohrer O (siehe Kapitel 3.4).

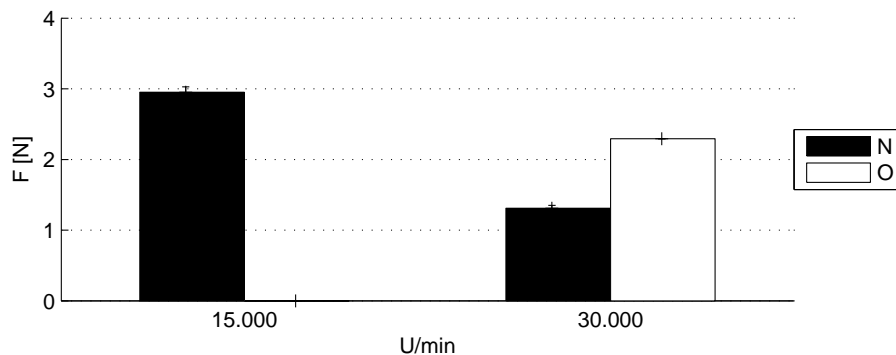


Abbildung 3.27: Mittlere resultierende Kräfte F_{result} aus den Versuchen mit den Industriebohrern und dem E-Pen beim Eintrittswinkel von 30°. Nicht ausgewertet werden konnte Bohrer O bei 15.000 U/min.

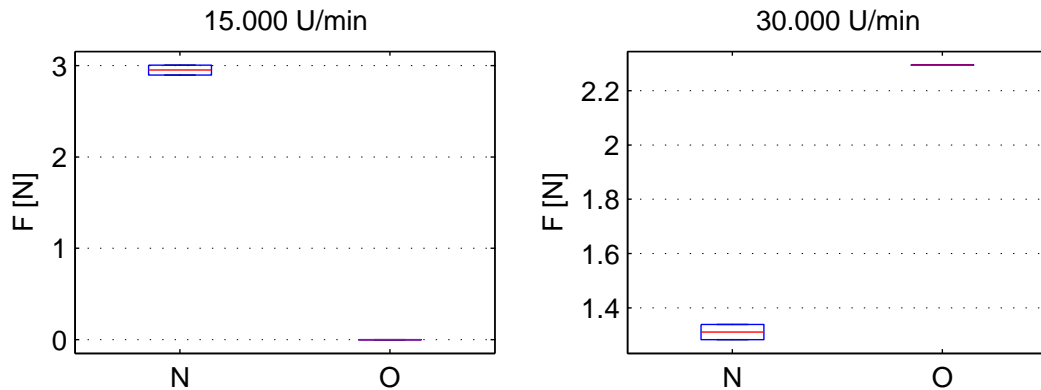


Abbildung 3.28: Kräfte F_{result} dargestellt im Boxplotdiagramm. Nicht ausgewertet wurde der Bohrer O bei 15.000 U/min.

3.4.1.2 Momente um die x-Achse

In Abbildung 3.30 ist das mittlere Moment um die x-Achse mit Standardabweichung und in Abbildung 3.29 das Moment M_x in Boxplotdarstellung dargestellt. Das kleinste mittlere Moment M_x wurde bei 15.000 U/min mit dem Zentrierbohrer N gemessen. M_{max} mit 85 Nmm wurde mit dem Bohrer O bei 30.000 U/min gemessen. Bei 15.000 U/min konnte für den Bohrer O kein Moment berechnet werden (siehe Kapitel 3.4).

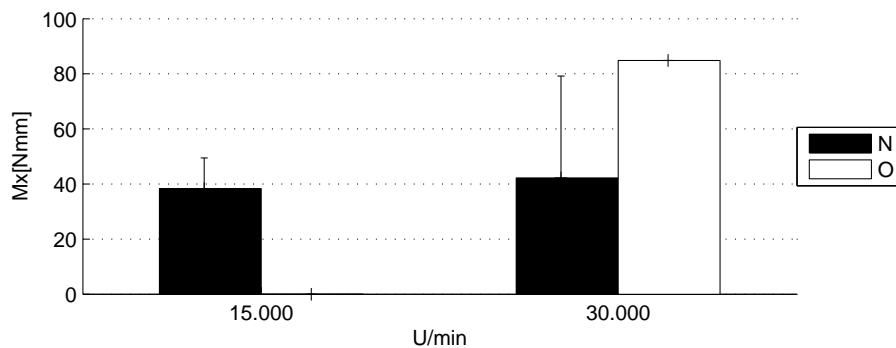


Abbildung 3.29: Mittleres Moment M_x mit Standardabweichung bei 30°.

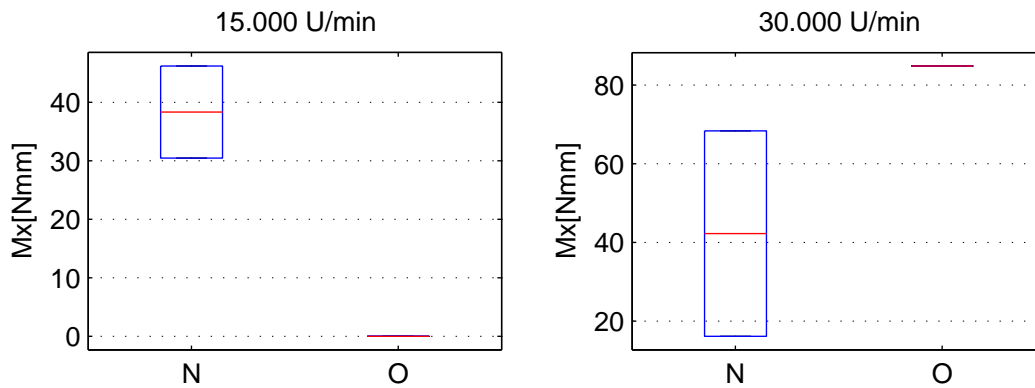


Abbildung 3.30: Moment M_x in der Boxplotdarstellung bei 30°. Nicht gewertet wurde Bohrer O bei 15.000 U/min.

3.4.1.3 Qualität der Bohrungen bei 30°

Beim Zentrierbohrer N zeigte sich keine Veränderung der Bohrlochqualität mit zunehmender Verkippung der Versuchsoberfläche. Auch bei einer Verkippung der Versuchsoberfläche um 60° (Eintrittswinkel: 30°) bohrte der Zentrierbohrer präzise an der gewünschten Eintrittsstelle in die Materialoberfläche. Es kam nicht zum Abrutschen der Bohrerspitze und zu keinem Versatz der Bohrachse. Eine Veränderung der Drehzahl wirkte sich nicht signifikant auf die Bohrlochqualität aus.

3.4.2 Synthes E-Pen mit Industriefräser

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Industriefräser H, I, J, K, L, M und Q in Kombination mit dem E-Pen aufgeführt.

3.4.2.1 Kräfteverteilung

Abbildung 3.31 zeigt die mittlere, resultierende Kraft F_{result} ($n=2$) der verwendeten industriellen Fräser bei 15.000 U/min und 30.000 U/min in Verwendung mit dem

3.4. ERGEBNISSE BEIM EINTRITTSWINKEL VON 30°

Synthes E-Pen. Die Standardabweichung ist angegeben. Alle resultierenden Kräfte F_{result} lagen unter 3,5 N. Abbildung 3.32 zeigt die Ergebnisse in der Boxplotdarstellung.

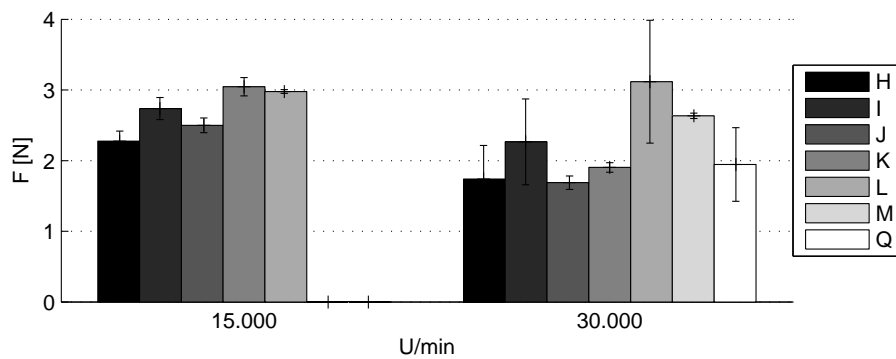


Abbildung 3.31: Resultierende Kräfte (F_{result}) der Industriefräser mit E-Pen.

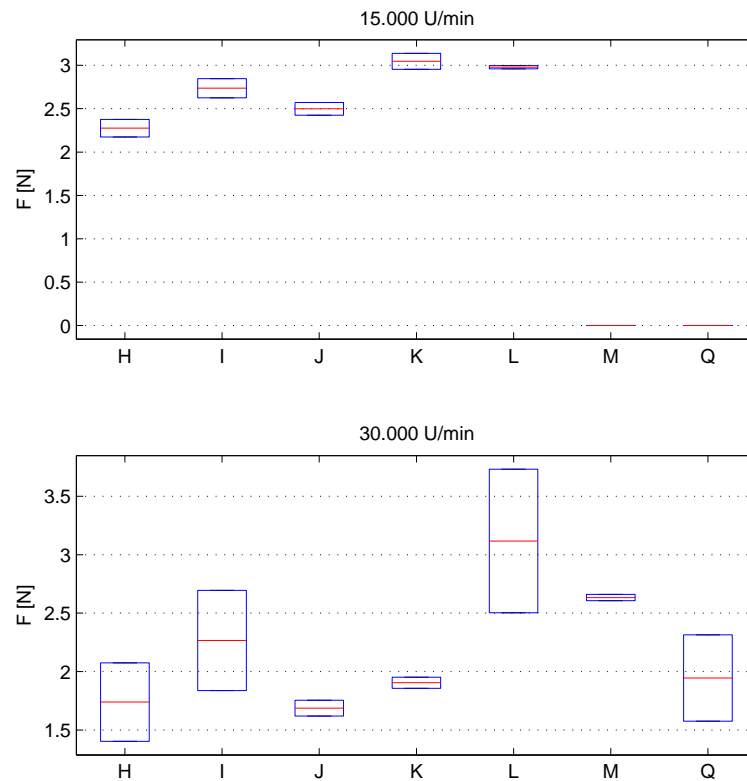


Abbildung 3.32: Boxplotdarstellung der resultierenden Kräfte F_{result} beim Eintrittswinkel 30°. Nicht ausgewertet wurden die Fräser M und Q bei 15.000U/min.

3.4.2.2 Moment um die x-Achse

In dieser Versuchsreihe zeigt sich eine Erhöhung der Momente um die x-Achse mit steigender Drehzahl. M_{max} von 323 Nmm wurde bei dem 3schneidigen Industriefräser L gemessen. Bei diesem Fräser versechsfachte sich das Moment M_x von 54 Nmm bei 15.000 U/min auf 323 Nmm bei 30.000 U/min. Wie am Anfang des Kapitels beschrieben, konnten die Messungen der beiden Fräser M und Q bei 15.000 U/min nicht ausgewertet werden. In Abbildung 3.33 und Abbildung 3.34 sind deshalb die Werte gleich Null gesetzt. Die Momente aller übrigen Fräser lagen unterhalb von 150 Nmm.

3.4. ERGEBNISSE BEIM EINTRITTSWINKEL VON 30°

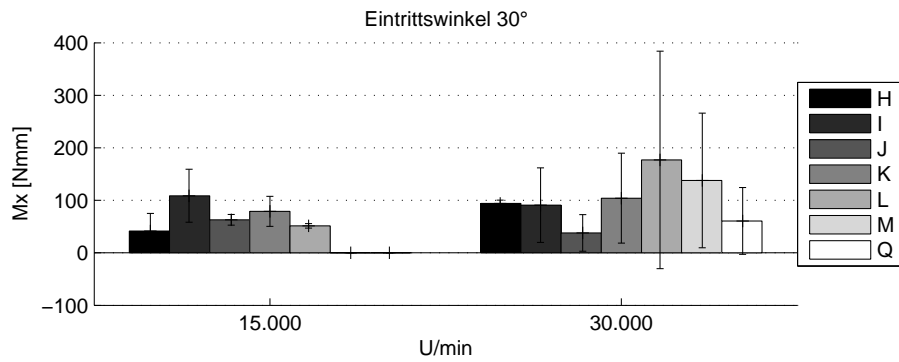


Abbildung 3.33: Momente M_x der industriellen Fräser mit dem E-Pen beim Eintrittswinkel 30°. Nicht ausgewertet wurden die Fräser M und Q bei 15.000U/min.

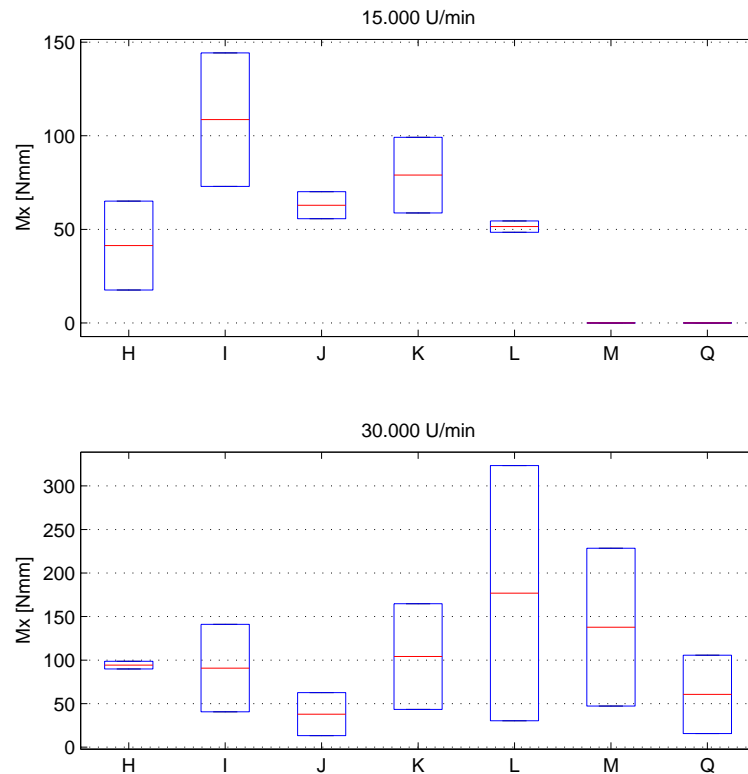


Abbildung 3.34: Momente M_x der industriellen Fräser mit dem E-Pen beim Eintrittswinkel 30°. Nicht ausgewertet wurden die Fräser M und Q bei 15.000U/min.

3.4.2.3 Qualität der Fräslöcher bei 30°

Bei den Industriefräsern H, I, J, K, L, M und Q zeigte sich keine Veränderung der Bohrlochqualität mit zunehmender Verkippung der Versuchsoberfläche. Auch bei einer Verkippung von 60° (Eintrittswinkel: 30°) frästen die Fräser präzise an der gewünschten Eintrittsstelle in die Materialoberfläche. Es kam nicht zum Abrutschen des Fräasers und nicht zum Versatz von der gewünschten Fräsachse.

3.5 Versuche an Schweinescapula und Rinderwirbel

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Validierungsversuche an der Schweinescapula und an der bovinen Lendenwirbelsäule vorgestellt. In Kapitel 3.5.1 sind die Ergebnisse der Versuche an der Schweinescapula und in Kapitel 3.5.2 sind die Ergebnisse der Versuche an der bovinen Lendenwirbelsäule zu sehen.

3.5.1 Schweinescapula

Die Versuche an der Schweinescapula fanden unter dem Eintrittswinkel von 60° statt. Im Folgenden sind die Ergebnisse der Industriefräser H, J, K und M sowie der Industriebohrer N und O zu sehen.

3.5.1.1 Kräfteverteilung beim Bohren und Fräsen

Die maximale resultierende Kraft F_{result} wurde mit dem 4schneidigen Fräser K gemessen. Die Kraft betrug 8,14 N bei 15.000 U/min. Bei den anderen Fräsern lagen die resultierenden Kräfte F_{result} unterhalb von 6,5 N (s. Tabelle 3.8 sowie Abbildungen 3.36 und 3.35). Beim Bohren mit dem Industriebohrer O lag F_{max} unterhalb von 8 N. Beim Bohren mit dem Zentrierbohrer N lag F_{max} unterhalb von 6 N.

Tabelle 3.8: Mittelwerte der resultierenden Kräfte F_{result} mit Standardabweichung.

Fz [N]	Ø2,5mm				Ø3,5mm			
	2schneidig (H)		4schneidig (J)		2schneidig (K)		4schneidig (M)	
U/min	MW	Stabwn	MW	Stabwn	MW	Stabwn	MW	Stabwn
15.000	6,22	0,19	6,22	0,27	8,14	0,77	6,00	0,96
30.000	5,40	0,20	4,86	0,77	6,16	1,32	4,69	0,57

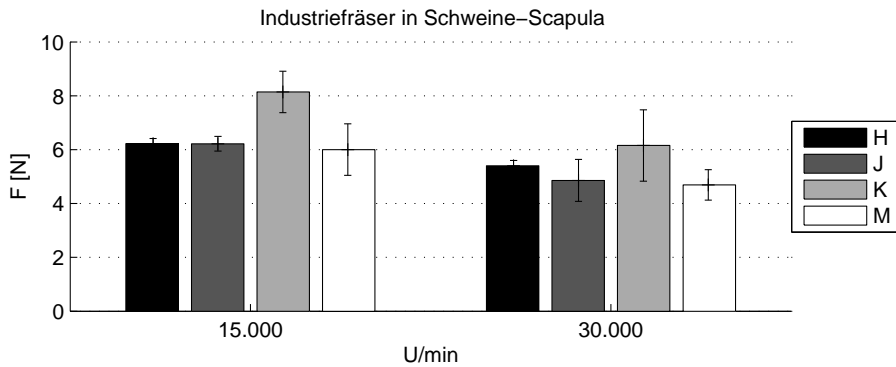


Abbildung 3.35: Mittlere, resultierende Kräfte F_{result} mit Standardabweichung. Validierungsversuche in die Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriefräsern H, J, K, M und dem Synthes E-Pen.

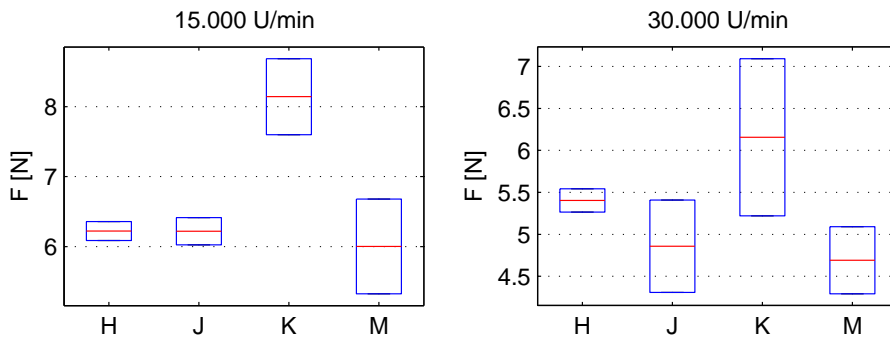


Abbildung 3.36: Fräsversuche in Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriefräsern H, J, K, M und E-Pen.

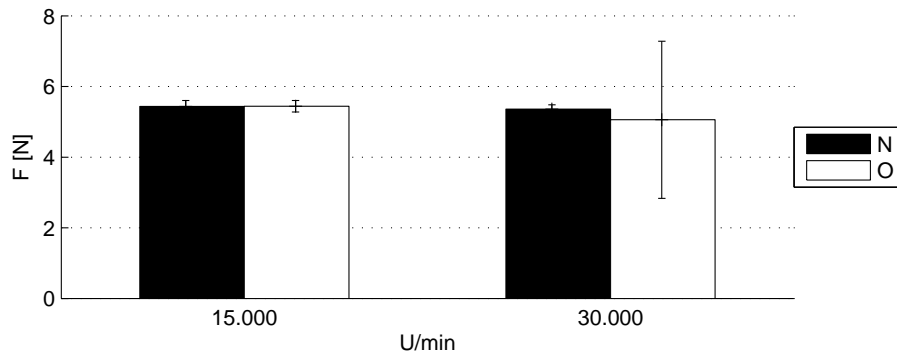


Abbildung 3.37: Bohrversuch in die Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriebohrern N, O und dem E-Pen.

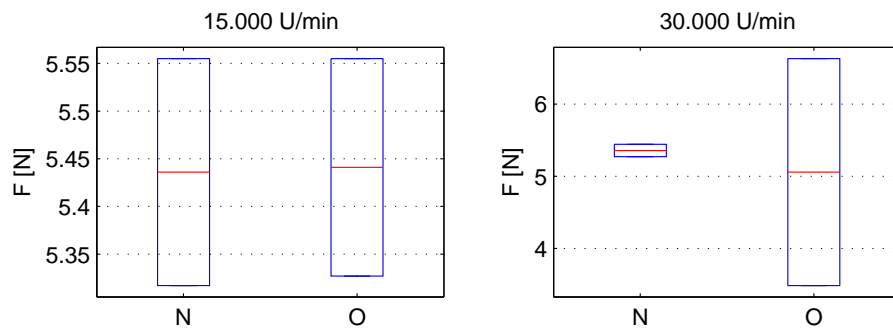


Abbildung 3.38: Bohrversuch in die Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriebohrern N, O und dem E-Pen.

3.5.1.2 Moment um die x-Achse

Das größte Moment M_x von 202 Nm wurde mit dem 2schneidigen Industriefräser K bei 30.000 U/min gemessen. Alle übrigen Momente lagen in dieser Versuchsreihe unterhalb von 100 Nmm (s. Abbildung 3.35). Alle Bohrer bis auf den Zentrierbohrer zeigten auf der schrägen und angefeuchteten Oberfläche einen deutlichen Versatz. Dieses Verhalten konnte bei den Fräsern sowie beim Zentrierbohrer nicht beobachtet werden.

Tabelle 3.9: Mittelwerte der Momente M_x mit Standardabweichung bei den Versuchen an der Schweinescapula.

	Ø2,5mm				Ø3,5mm			
	2schneidig (H)		4schneidig (J)		2schneidig (K)		4schneidig (M)	
U/min	Mx	Stabwn	Mx	Stabwn	Mx	Stabwn	Mx	Stabwn
15.000	55,00	26,48	59,28	26,42	80,84	17,04	45,76	12,53
30.000	23,23	3,74	49,01	22,59	202,15	4,62	87,98	107,43

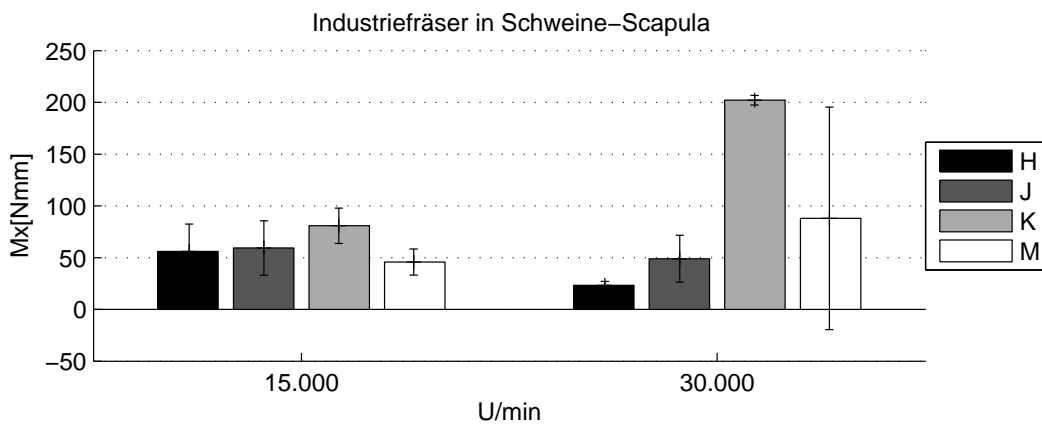


Abbildung 3.39: Mittelwerte der Momente M_x der Fräsversuche in Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriefräsern H, J, K, M und E-Pen.

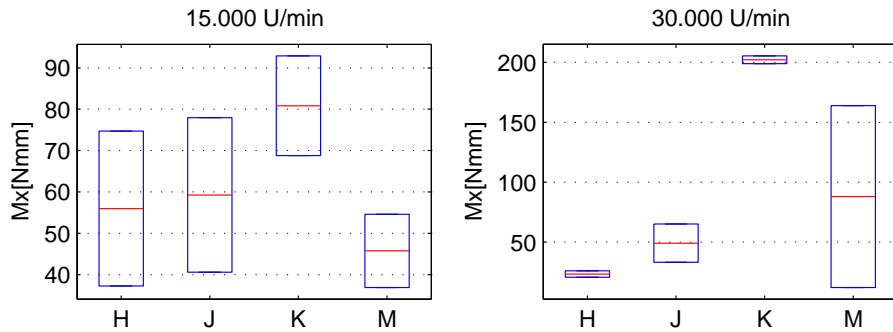


Abbildung 3.40: Moment M_x der Fräsversuche an der Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriefräsern H, J, K, M und E-Pen.

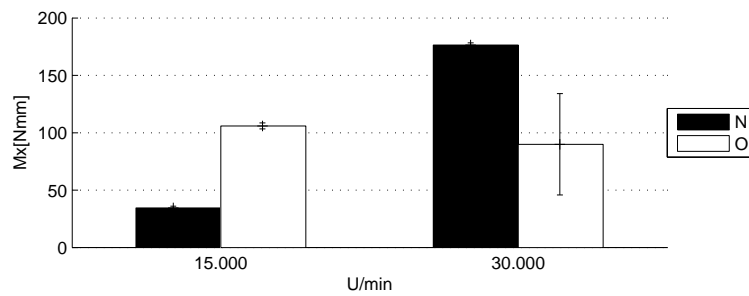


Abbildung 3.41: Mittelwerte der Momente der Validierungsversuche in die Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit den Industriebohrern N, O und dem E-Pen.

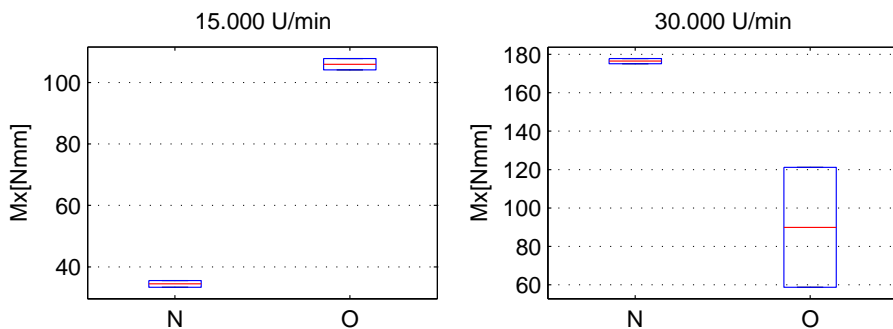


Abbildung 3.42: Moment M_x der Bohrversuche in Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriebohrern N, O und dem E-Pen.

3.5.2 Rinderwirbel

Im Folgenden sind die Ergebnisse der 8 Vergleichsbohrungen in die bovine Lendenwirbelsäule aufgeführt. Für die Vergleichsbohrungen in die Rinderwirbelsäule wurden die medizinischen Bohren A, B, C und D verwendet. Mit jedem Bohrer wurden n=2 Versuche durchgeführt.

3.5.2.1 Kräfteverteilung

In Tabelle 3.10 sind die resultierenden Kräfte F_{result} mit Standardabweichungen zu sehen.

Tabelle 3.10: Kraft F_{result} mit Standardabweichung.

	Ø2,5mm				Ø3,5mm			
Fz [N]	2schneidig (A)		3schneidig (B)		2schneidig (C)		3schneidig (D)	
U/min	MW	Stabwn	MW	Stabwn	MW	Stabwn	MW	Stabwn
10.000	5,8	0,1	7,5	0,3	8,8	0,6	9,5	0,9

3.5.2.2 Momente um die x- und y-Achse

Tabelle 3.11 zeigt die Momente M_x und M_y sowie das resultierende Moment M_{result} .

3.5. VERSUCH AN SCHWEINESCAPULA UND RINDERWIRBEL

Tabelle 3.11: Momente: M_x , M_y und resultierendes Moment M_{result} .

	Ø2,5mm						Ø3,5mm					
	2schneidig (A)			3schneidig (B)			2schneidig (C)			3schneidig (D)		
U/min	M_x	M_y	M_r	M_x	M_y	M_r	M_x	M_y	M_r	M_x	M_y	M_r
10.000	52,3	144,8	153,9	298,7	438,6	530,6	96,5	92,5	133,7	162,8	354,9	390,4

3.6 Virtuelle 3-D Untersuchung der transpedikulären Bohrung

Im Folgenden sind die mit Matlab berechneten Ergebnisse der zehn dreidimensional rekonstruierten Wirbelkörper (L1) dargestellt.

3.6.1 Genauigkeit der 3-D Visualisierung mit CT und Amira

Die drei virtuellen Messungen des Kunststoffknochenblockes ergaben eine durchschnittliche Kantenlänge von 120,10 mm [119,90 mm; 120,20 mm; 120,20 mm] und einen Kantenwinkel von $90,0^\circ$ (s. Abbildung 2.12 rechtes unteres Fenster). Der reale Block hatte eine Kantenlänge von 120,20 mm und einen Kantenwinkel von $90,0^\circ$.

3.6.2 Anatomische Daten am Isthmus

Der transversale Pedikeldurchmesser am Isthmus (s. Abbildung 2.16) lag im Mittel bei den linken Pedikeln bei 9,25 mm und bei den rechten Pedikeln bei 8,47 mm. Die Sagittaldurchmesser lag im Mittel bei 15,7 mm links und 15,8 mm rechts. Der kleinste Transversaldurchmesser wurde bei Präparat „V“ mit 6,3 mm gemessen. Der größte Transversaldurchmesser lag mit 12,2 mm bei Präparat „II“ vor. Der kleinste Sagittaldurchmesser betrug 12,3 mm, gemessen an Präparat „IV“. Der größte gemessene Sagittaldurchmesser fand sich bei Präparat „IX“ mit 17,7 mm.

Die Dicke der Kortikalis am Isthmus betrug medial im Mittel 1,3 mm links und 1,1 mm rechts. Lateral wurde eine mittlere Dicke von links 0,96 mm und rechts 0,99 mm gemessen.

Der Abstand zwischen beiden Isthmuszentren betrug im Mittel aller 10 Präparate 31,5 mm.

3.6. VIRTUELLE 3-D UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

Die unten stehende Tabelle 3.12 zeigt einen Überblick über sämtliche Messwerte.

Tabelle 3.12: Anatomische Daten am Pedikel.

Präparat	Pedikeldurchmesser [mm]				Kortikalisdicke [mm]				Ithmus Abstand [mm]
	transversal		sagittal		medial		lateral		
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts	
I	9,8	9,6	13,3	14,4	0,97	0,65	0,77	0,37	32,5
II	12,2	9,4	16,1	16,1	1,47	1,1	1,4	1,1	36,7
II	9,9	8,1	17,3	17,1	1,57	1,34	0,91	1,95	30,7
IV	7,7	6,5	13,8	12,3	1,59	1,43	1,33	1,51	30,3
V	6,3	8,1	14,4	14,7	1,46	1,31	1,35	1,45	25,9
VI	8,1	8,4	15,8	15,5	1,56	0,89	0,78	0,68	34,6
VII	11,3	10,7	16,6	16,9	0,87	1,04	0,65	0,78	32,6
VIII	8,4	8,1	15,5	16,9	0,99	1,25	0,76	0,64	30,3
IX	7,3	6,8	16,9	17,7	1,18	0,98	0,72	0,64	29,1
X	11,5	9,0	17,2	16,7	1,37	1,21	0,90	0,79	32,6
Mittelwert	9,25	8,47	15,69	15,83	1,30	1,12	0,96	0,99	31,53
stabw	1,99	1,27	1,43	1,64	0,28	0,29	0,30	0,50	2,99

3.6.3 Kortikalisdicke am Eintrittspunkt

Tabelle 3.13 zeigt die gemessenen Kortikalisdicken der Eintrittspunkte am dorsalen Wirbelkörper. Im Durchschnitt wurde eine Dicke von 1,5 mm auf beiden Seiten gemessen. Mit 0,8 mm wurde bei Wirbel III die dünnste Kortikalis und mit 2,3 mm wurde bei Wirbel VII die dickste Kortikalis gemessen.

Tabelle 3.13: Dicke der Kortikalis am Eintrittspunkt

Präparat	Geschlecht	dorsale Kortikalisdicke [mm]	
		links	rechts
I	m	0,9	1,4
II	m	1,7	1,6
III	m	1,4	0,8
IV	w	1,4	1,2
V	w	1,2	1,0
VI	m	1,2	2,3
VII	m	2,3	2,1
VIII	w	1,7	1,6
IX	w	1,8	1,2
X	m	1,7	2,0
MW	gesamt	1,5	1,5
stabw		0,4	0,5

3.6.4 Berechnete Eintrittswinkel

In den beiden folgenden Boxplotdiagrammen (s. Abbildung 3.43) sind die Eintrittswinkel über alle zehn Präparate dargestellt. Es wird dabei zwischen der rechten und der linken Eintrittsstelle unterschieden (Ansicht von dorsal).

Linke Seite: Auf der linken Seite berechnet sich ein Median (50%-Perzentile) von $39,1^\circ$ (der Mittelwert liegt bei $39,6^\circ$). Das obere Quartil (75%-Perzentile) liegt links bei $47,8^\circ$. Das untere Quartil (25%-Perzentile) liegt bei $31,1^\circ$. Der größte gemessene Winkel lag bei $84,7^\circ$. Der kleinste Winkel liegt bei $4,5^\circ$.

Rechte Seite: Auf der rechten Seite berechnet sich ein Median (50%-Perzentile) von $42,81^\circ$ (Mittelwert liegt bei $43,4^\circ$). Das obere Quartil (75%-Perzentile) liegt links bei $51,0^\circ$. Das untere Quartil (25%-Perzentile) liegt bei $34,1^\circ$. Der größte gemessene Winkel lag bei $87,9^\circ$, der kleinste Winkel bei $12,3^\circ$.

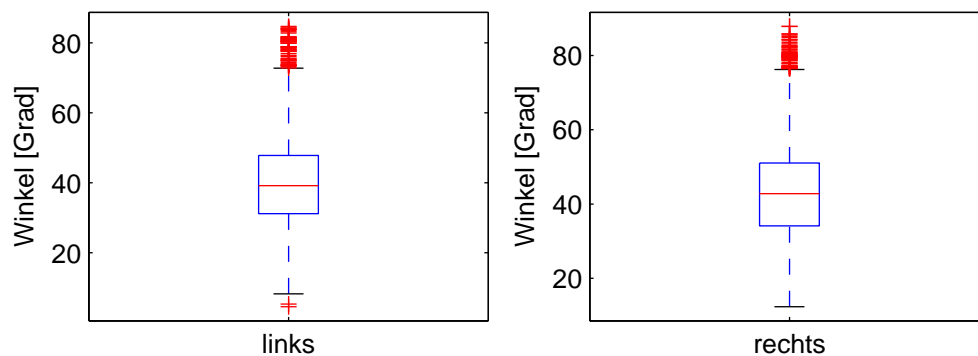


Abbildung 3.43: Verteilung der Eintrittswinkel über alle Präparate

Die berechneten Eintrittswinkel wurden mit Falschfarben visualisiert auf der Oberfläche dargestellt. In Abbildung 3.44 ist dies am Beispiel des Präparates "I" zu sehen. Blau eingefärbt sind die Dreiecke, deren Eintrittswinkel bei ca. 85° liegt. Der Winkelbereich um 60° ist grün, um 40° gelb und der Winkelbereich von $\leq 30^\circ$ ist rot dargestellt. Die Boxplotdiagramme sowie die graphische Darstellung der Winkelverteilung der einzelnen Präparate finden sich im Anhang.

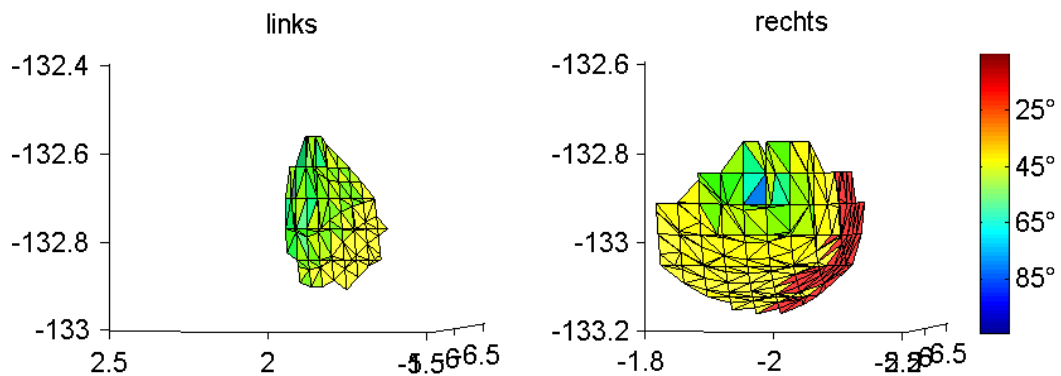


Abbildung 3.44: Eintrittswinkel Präparat I

3.6.5 Transversalwinkel

Tabelle 3.14 zeigt die mit Matlab berechneten Transversalwinkel α . Die beiden Winkel β und γ sind die berechneten Maxima bzw. Minima in Abhängigkeit des Kegelöffnungswinkels (s. Abbildung 3.45). Alle Winkel beziehen sich auf die parallel zur Deckplatte und durch das Isthmuszentrum verlaufende Ebene. Der Inklinationswinkel beträgt 0° (s. Abbildung 2.16 C).

Die Winkel sind für jedes Präparat einzeln sowie als Durchschnittswert angegeben. Gemittelt über alle zehn Wirbel ergibt sich ein Winkel α von $12,6^\circ$ für die linke und $13,8^\circ$ für die rechte Seite. Der kleinste berechnete Transversalwinkel α betrug $7,2^\circ$ bei Präparat „V“. Der größte Transversalwinkel α mit $18,3^\circ$ wurde rechts bei Präparat „VIII“ berechnet.

3.6. VIRTUELLE 3-D UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

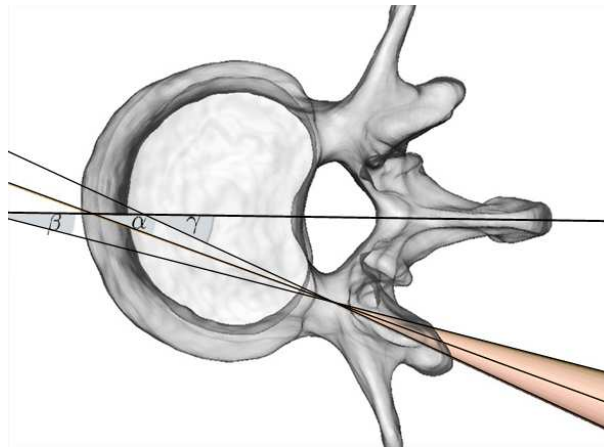


Abbildung 3.45: *Transversalwinkel*

Tabelle 3.14: Transversalwinkel

Präparat	Geschlecht	Seite	Transversalwinkel [deg]		
			α (mittel)	β (min)	γ (max)
I	m	links	12.8	7.0	18.3
		rechts	11.0	4.6	15.9
II	m	links	16.4	11.2	22.6
		rechts	15.3	8.9	21.9
III	m	links	14.2	8.6	19.9
		rechts	10.8	6.0	16.7
IV	w	links	16.2	8.1	20.9
		rechts	13.7	6.5	19.2
V	w	links	7.2	0.7	13.2
		rechts	17.7	11.6	24.5
VI	m	links	9.7	4.4	15.5
		rechts	14.4	9.4	20.6
VII	m	links	12.6	7.1	19.0
		rechts	10.1	3.8	16.1

Tabelle 3.14: Transversalwinkel (Fortsetzung)

VIII	w	links	11.1	5.1	17.1
		rechts	18.3	12.2	23.9
IX	w	links	10.3	4.3	16.7
		rechts	13.6	8.5	20.1
X	m	links	15.2	9.1	21.8
		rechts	13.4	6.8	20.8
Mittelwert	gesamt	links	12.6	6.6	18.5
		rechts	13.9	7.9	19.9
Stabw		links	3.0	3.0	2.9
		rechts	2.8	2.8	3.0

3.6.6 Berechnete Schraubenlängen

Die durchschnittlich berechnete Schraubenlänge betrug auf beiden Seiten 54 mm. Die kürzeste Schraube war 44 mm lang bei Präparat „IV“ und die längste Schraube 62 mm lang bei Präparat „VI“.

In der Abbildung 3.46 wird die Längenverteilung im Boxplotdiagramm dargestellt. Tabelle 3.15 zeigt eine Übersicht über sämtliche Werte.

Tabelle 3.15: Schraubenlänge

Präparat	Geschlecht	Seite	Schraubenlänge [cm]			
			Mittelwert	Minimum	Maximum	Stabw
I	m	links	5.4	5.0	5.6	0.2
		rechts	5.6	5.4	5.7	0.1
II	m	links	5.7	5.4	6.0	0.2
		rechts	5.3	5.0	5.7	0.2
III	m	links	5.2	5.1	5.3	0.0
		rechts	5.5	5.2	5.6	0.1
IV	w	links	4.9	4.4	5.4	0.2
		rechts	4.8	4.5	5.0	0.1
V	w	links	5.0	4.5	5.3	0.2
		rechts	4.9	4.5	5.2	0.2
VI	m	links	5.9	5.5	6.2	0.2
		rechts	5.9	5.8	6.2	0.1
VII	m	links	5.6	5.4	6.0	0.2
		rechts	5.3	5.0	5.6	0.2
VIII	w	links	4.9	4.5	5.2	0.2
		rechts	5.1	4.8	5.4	0.2
IX	w	links	5.1	4.6	5.4	0.2

Tabelle 3.15: Schraubenlänge (Fortsetzung)

		rechts	5.4	5.1	5.6	0.1
X	m	links	5.2	4.8	5.6	0.2
		rechts	5.2	4.8	5.5	0.2
Mittelwert	gesamt	links	5.4			
		rechts	5.4			

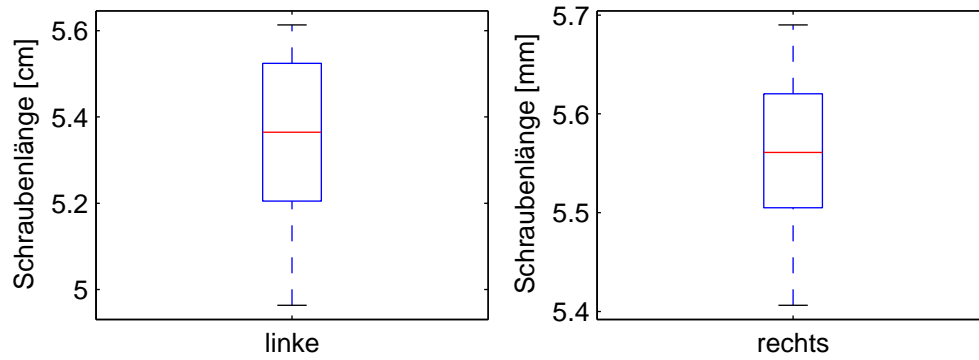


Abbildung 3.46: Schraubenlänge.

Kapitel 4

Diskussion

In dieser Arbeit wurde die transpedikuläre Bohrung als Grundlage für die Konstruktion eines navigationsunterstützten, semiaktiven Leichtbauroboters untersucht. Hierzu wurde die Arbeit in zwei Teile unterteilt. Im ersten Teil der Arbeit wurden die Schneidkräfte und -momente, die beim Bohren und Fräsen entstehen, untersucht. Durch die verschiedenen Versuchsanordnungen und durch die Modifikationen der Schneidwerkzeuge gelang es, eine für die Anwendung am Roboter optimale Bohrart zu finden, bei der auch die entstehenden Kräfte und Momente auf ein Minimum beschränkt bleiben. Die komplette Auswertung der Daten erfolgte rechnergestützt in Matlab. Hierzu wurden spezielle Skripte geschrieben. Somit war es möglich sehr große Mengen an Daten zu verarbeiten. Gleichzeitig konnte die Fehlerquote durch die rechnerunterstützte Auswertung minimiert werden.

Im zweiten Teil der Arbeit erfolgte eine theoretische Betrachtung der transpedikulären Bohrung. Hierzu wurden hochauflösende CT-Datensätze von zehn LWK 1 angefertigt. Aus den Datensätzen wurden 3-D Modelle mit Hilfe der Software Amira erstellt. Diese 3-D Modelle wurden anschließend in Matlab ausgewertet. Dies geschah wie im ersten Teil der Arbeit mit speziell hierfür programmierten Skripten. Des Weiteren wurde ein Kollisionsalgorithmus programmiert mit dessen Hilfe

die Kollisionspunkte der Wirbeloberfläche mit der Pedikelschraubenachse berechnet werden konnten. Diese Werte waren wichtige Ausgangspunkte für weiterführende Berechnungen, unter anderem für die Erkennung der optimalen Schraubenlage, der Berechnung des Transversalwinkels, der Schraubenlänge und des Eintrittswinkels. Unter Einsatz dieser Techniken konnten erstmals die genannten Werte in einer in dieser Form nie da gewesenen Genauigkeit berechnet werden. In dieser Arbeit wurde erstmals der Eintrittswinkel am dorsalen Wirbelkörper berechnet. Durch die virtuelle Auswertung der transpedikulären Bohrung konnten die experimentellen Ergebnisse gestützt werden. Beispielsweise ergab sich bei der Anwendung von Matlab ein theoretischer Eintrittswinkel von durchschnittlich 41° . Bei den Bohrversuchen im experimentellen Teil zeigte sich jedoch, dass das Bohren mit den medizinischen Spiralbohrern beim Eintrittswinkel von 41° nicht möglich ist. Die Berechnung der theoretischen Eintrittswinkel war wichtig um die Anwendbarkeit der verschiedenen Schneidwerkzeuge am Roboterarm zu beurteilen.

4.1 Gesamtprojekt NaviPed

Die Möglichkeit der präzisen Platzierung von transpedikulären Schrauben mit Hilfe intraoperativer Navigationssysteme sowie ihre Grenzen, Gefahren und Fehlerquellen wurden in mehreren Studien gezeigt [Amiot 2000, Kamimura 1999, Laine 2000]. Es zeigte sich, dass das Durchführen einer frei instrumentierten navigierten Tätigkeit einiger Übung bedarf. Insbesondere in der anfänglichen Lernphase kann die Anwendung eines Navigationssystems zu Problemen und Komplikationen führen [Arand 2002]. Führt der Blick des Operateurs weg vom OP-Feld in Richtung des Navigationsmonitors, kann sich in dieser Situation die Position des frei geführten Instrumentes leicht verändern. Der im Forschungsprojekt „NaviPed“ entwickelte Roboterarm kann dem Operateur hierbei eine wesentliche Hilfestellung bieten. Durch die haptische Rückkopplung des Roboterarms bekommt der Operateur Informatio-

nen über die präoperativ geplante Schraubenlage ohne den Blick vom OP-Feld abzuwenden. Weiterhin ist es möglich, sich am Navigationsmonitor zu orientieren oder das Navigationssystem zu bedienen, ohne dass sich die Positionen des am Roboterarm hängenden Instrumentes verändert.

4.2 Experimentelle Untersuchung der transpedikulären Bohrung

4.2.1 Schneidwerkzeuge

Die vorliegende Arbeit zeigt, dass die beim Bohren und Fräsen entstehenden Schneidkräfte und -momente innerhalb der für den Roboterarm vorgegebenen Grenzwerte liegen. Die maximal berechnete resultierende Kraft F_{result} lag unter 13 N. Das maximale Moment um die x-Achse lag unter 350 Nmm. Der Roboterarm wurde ausgelegt für eine Kraft von 30 N.

Von den verschiedenen untersuchten Bohrern und Fräsern kann aufgrund der vorliegenden Ergebnisse der Zentrierbohrer N in modifizierter Form für das transpedikuläre Bohren mit dem Robotersystem empfohlen werden. Von allen Versuchen wurde mit dem Zentrierbohrer die geringste resultierende Kraft gemessen. Das präziseste Eintauchen in den Kunststoffknochen bzw. in die Präparate konnte, unabhängig vom Eintrittswinkel, mit dem Zentrierbohrer N erreicht werden. Die maximal resultierende Kraft F_{result} lag beim Zentrierbohrer N unter 3 N. Das maximale Moment M_x lag unter 300 Nmm. Eine Modifizierung des Zentrierbohrers ist notwendig, um eine verbesserte Spanabfuhr zu gewährleisten. Mit einer verbesserten Spanabfuhr kann auch der Temperatureintrag gering gehalten werden. Eine Kombination aus Zentrierbohrer und Spiralbohrer bzw. Fräser wäre hierbei eine optimale Lösung.

Bei einem Eintrittswinkel α von $30^\circ \leq \alpha < 90^\circ$ zeigten die Industriefräser ebenfalls

4.2. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

ein sehr präzises Eintauchen in die Versuchsoberfläche. Beim senkrechten Aufsetzen auf die Oberfläche (Eintrittswinkel 90°) kam es jedoch zum leichten „Schlingern“ des Fräasers um die gewünschte Eintrittsstelle. Dies führte aber zu keinem Versatz der geplanten Fräsachse. Eine sehr kleine Zentrierspitze auf dem Fräser würde dieses Problem lösen. Die maximal auftretende resultierende Kraft bei den Fräsern lag unter 5 N. Die Fräswerkzeuge verursachten gegenüber den medizinischen Spiralbohrern ca. halb so große Kräfte bei senkrechter Bohrrichtung und 10.000 U/min. Das maximale Moment M_x lag unter 350 Nmm, bei den Fräsern H, J, K unterhalb von 200 Nmm.

Die 2schneidigen Spiralbohrer zeigten bessere Ergebnisse gegenüber den 3schneidigen Spiralbohrer und die 2schneidigen Fräser bessere Ergebnisse gegenüber den 3-, und 4schneidigen Fräsern. Beim Bohren mit 30.000 U/min verringerten sich die Kräfte gegenüber dem Bohren mit 10.000 U/min um ca. die Hälfte. Die Qualität der Bohrlöcher bei 30.000 U/min erfüllte jedoch nicht die geforderten Anforderungen.

4.2.1.1 Abdriften der Werkzeugspitze

Als ungeeignet für die Anwendung am Roboterarm erwiesen sich die Bohrer A, B, C und D. Beim Bohren in die verkippte Versuchsoberfläche (Eintrittswinkel $\leq 90^\circ$) rutschten die Bohrer auf der Versuchsoberfläche ab und verfehlten die gewünschte Eintrittsstelle. Durch das Abdriften der Bohrer entstanden sehr hohe Momente um die x-Achse. Es konnten dadurch mit diesen Werkzeugen keine kleineren Eintrittswinkel als 60° getestet werden. Wurde die Oberfläche weiter verkippt (Eintrittswinkel $\leq 60^\circ$) überschritten die Momente um die x-Achse den kalibrierten Momentenbereich des Messensors. Abbildung 4.1 zeigt das Abrutschen der Bohrer beim Eintrittswinkel von 60° . Der Versatz der Bohrachsen wird durch die roten Linien verdeutlicht. Ein ähnliches Verhalten konnte bei den Industriefräsern und beim Zentrierbohrer nicht beobachtet werden.

4.2. EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER TRANSPEDIKULÄREN BOHRUNG

Bislang werden sehr flache Eintrittswinkel bei der Operation dadurch kompensiert, dass der Operateur zuerst senkrecht zur Oberfläche und erst nach dem Eindringen in die Oberfläche im geforderten Winkel in der gewünschten Richtung weiter bohrt. Diese Methode kann mit dem navigierten Roboter nicht angewandt werden und ist unter Verwendung der getesteten Fräser und des getesteten Zentrierbohrers nicht nötig.

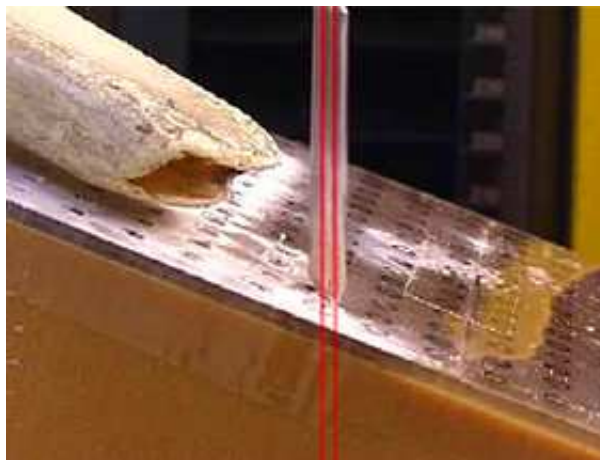


Abbildung 4.1: Die eingezeichneten Achsen (rot) kennzeichnen den Versatz der Bohrachsen, wie er bei den Bohrern A, B, C, D in die um 30° verkippte Oberfläche auftrat.

4.2.2 Einfluss der Drehzahl

Die Abhängigkeit der Kräfte von der Werkzeugumdrehungszahl machte sich bei den Bohrern A, B, C und D wesentlich stärker bemerkbar als bei den Fräsern H, I, J, K, L, M und Q. Mit steigender Drehzahl (von 5.000 U/min auf 30.000 U/min) nahm die resultierende Kraft F_{result} beim Bohren bis zu 66% ab. Gleichzeitig verschlechterte sich jedoch die Bohrlochqualität in einem solchen Maß, dass die Bohrungen mit höheren Drehzahlen für einen präzisen Eingriff ungeeignet wurden. Bei den Fräsern konnte ein ähnliches Verhalten nicht beobachtet werden. Die Versuche zeigten, dass

Drehzahlen zwischen 5.000 und 10.000 U/min sowohl zum Fräsen als auch zum Bohren am geeignetsten sind.

4.2.3 Antriebsmaschinen

Die Bohrsysteme der Firma Stryker (2) und Linvatec (3) wurden aufgrund zu großer Toleranzen in den Kupplungen zwischen Antriebseinheit (Motorstück) und Aufsatz (Handstück) sowie bei der Werkzeugaufnahme im Aufsatz aus den Versuchsreihen ausgeschlossen.

Das HighSpeed-System der Firma Aesculap musste aufgrund der beschränkten Aufnahmemöglichkeit von Werkzeugen mit einem Durchmesser von $\leq 2,0$ mm ausgeschlossen werden.

Die Versuche zeigten, dass für die Anwendung der transpedikulären Schraubenimplantation mit dem Roboterarm der E-Pen von Synthes am besten geeignet ist. Der Antrieb zeigte eine sehr präzise Lagerung des Werkzeuges. Die Verbindung zwischen Antrieb und Aufsatz war passgenau.

4.2.4 Validierung

In validierenden Versuchen wurde die Vergleichbarkeit der Materialeigenschaft der verwendeten Kunstknochen und der tierischen Knochen bewiesen. Die Hauptversuche fanden am Kunstknochen statt, um eine Reproduzierbarkeit der Versuche zu gewährleisten. Die Validierung fand am Kalbhlendenwirbel und an einer Schweinescapula statt. Durch die grosse plane Oberfläche der Scheinescapula konnte der Eintrittswinkel genau bestimmt werden. Somit war eine Vergleich der Versuche bei den verschiedenen Eintrittswinkel möglich. Dies war bei den Versuchen in die bovine Lendenwirbelsäule nicht möglich.

4.2.5 Auswertung in Matlab

Sämtliche Ergebnisse des ersten, experimentellen Teils der Arbeit wurden mit Hilfe von Matlab ausgewertet. Die Visualisierung der Ergebnisse erfolgte ebenfalls durch Matlab. Die automatisierte Verarbeitung half die Fehlerquote der Auswertung auf ein Minimum zu reduzieren. Die vom Messsensor aufgezeichneten Kräfte und Momente wurden von Matlab aus Dateien ausgelesen, auf ihre Vollständigkeit überprüft und weiter verarbeitet. Hierzu wurden spezielle Skripte programmiert (s. Anhang).

4.3 Virtuelle 3-D Untersuchung der transpedikulären Bohrung

Durch die in dieser Arbeit eingesetzten Techniken: hochauflösendes CT, 3-D Software Amira und mathematische Software Matlab, konnten die berechneten Ergebnisse in einer in dieser Form nie da gewesenen Genauigkeit erfolgen. Die automatisierte Berechnung der Schraubenlängen, der Transversalwinkel und der Eintrittswinkel bot weiterhin den Vorteil, dass die Berechnungen unabhängig vom Betrachter jederzeit reproduzierbar sind.

4.3.1 Methodik Amira

Mit Hilfe der Software Amira war es möglich, die CT-Datensätze zu segmentieren und exakte dreidimensionale Modelle der Wirbel zu erstellen. Die erzeugten 3-D Modelle wurden einerseits verwendet, um mit Matlab weitere Berechnungen vorzunehmen, andererseits fanden an den Modellen direkt in Amira verschiedene Untersuchungen statt.

Es wurde eine Methode entwickelt, um das Isthmuszentrum zu konstruieren. Wei-

terhin wurden die Dicken der Pedikel begrenzenden Kortikalis sowie der im dorsalen Bereich des Wirbels liegenden Kortikalis vermessen.

4.3.1.1 Isthmuszentrum

Ein besonderes Augenmerk galt dem Isthmus des Pedikels, durch dessen Zentrum im Idealfall sämtliche Schraubenachsen verlaufen [Koner mann 2003]. Wie in Kapitel 2.4.5.1 beschrieben ist, das Isthmuszentrum Ausgangspunkt aller weiteren Berechnungen. Ziel war es, eine einfache und reproduzierbare Methode zu entwickeln, das Isthmuszentrum zu finden. Aufgrund der Pedikelgeometrie (vgl. Abbildung 4.2) ging die Überlegung dahin, sowohl axiale als auch sagittale Ebenen zu konstruieren, die parallel zum Pedikelkanal verlaufen und den Pedikel an der engsten Stelle tangential begrenzen (senkrecht zu den eingezeichneten Pfeilen siehe Abbildung 4.2).

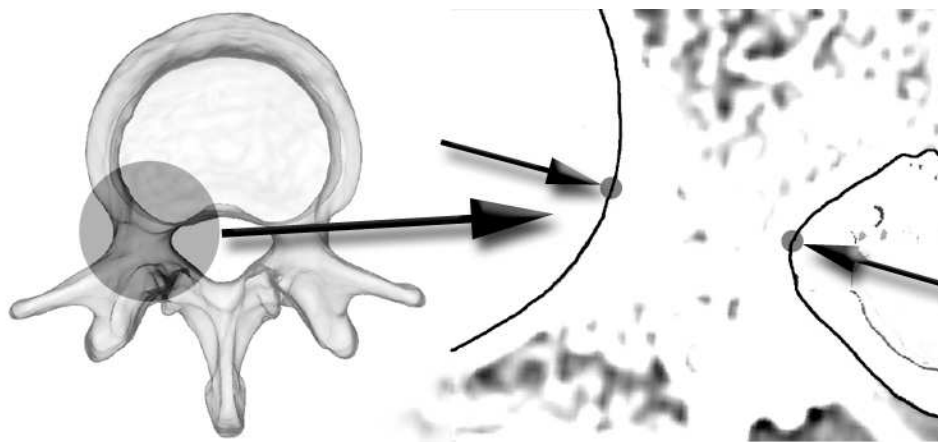


Abbildung 4.2: *Pedikelgeometrie im Axialschnitt.*

Es zeigte sich bei der Auswertung der einzelnen Wirbel, dass es bei sehr großen Asymmetrien der Wirbelkörper insbesondere der Pedikelkanäle zu Fehlbestimmungen des Isthmuszentrums kommen kann. Um diese Fehler zu eliminieren, wurde jedes Isthmuszentrum kontrolliert (siehe Kapitel 2.4.5.1) und gegebenenfalls in der axialen Ebene korrigiert (siehe Abbildung 2.15). Diese Methode ist einfach und reproduzier-

bar.

4.3.1.2 Pedikeldurchmesser

Die berechneten Pedikeldurchmesser von durchschnittlich transversal 8,9 mm und sagittal 15,8 mm konnten in ähnlichen Dimensionen in der Literatur gefunden werden [Attar 2001, Ebraheim 1997, Olsewski 1990]. Ebraheim et al. [Ebraheim 1997] ermittelte einen transversalen Pedikeldurchmesser von 7,5 mm und Olsewski et al. [Olsewski 1990] einen von 8,6 mm. Sagittal fanden sich bei den Messungen von Ebraheim et al. 14,0 mm und bei Olsewski et al. 16,2 mm.

4.3.1.3 Kortikalisdicke

Die in dieser Arbeit gemessenen Kortikalisdicken am Isthmus betragen medial 1,2 mm und lateral 0,96 mm im Durchschnitt. Diese Ergebnisse konnten durch Literaturwerte validiert werden [Berlemann 1997].

In dieser Arbeit wurde erstmals im Bereich des dorsalen Schraubeninsertionspunktes die Kortikalisdicke vermessen. Die im Knochenmodell verwendete Kortikalisimitation wurde somit validiert. Im Durchschnitt wurde eine Dicke von 1,5 mm gemessen. Bei Wirbel VI wurde die maximale Kortikalisdicke von 2,3 mm gemessen. Die im Knochenmodell verwendete 2 mm dicke glasfaserverstärkte Eboxidharzplatte gilt somit auch hinsichtlich ihrer Dicke als valide. In der Literatur fanden sich keine Angaben zur Kortikalisdicke an dieser Stelle.

4.3.2 Methodik Matlab

Die folgenden Punkte wurden automatisiert mit Matlab berechnet. Der selbst entwickelte Kollisionsalgorithmus bildet hierbei das Kernstück der Berechnungen.

4.3.2.1 Skript mit Kollisionsalgorithmus

Im ersten Schritt berechnete das Skript durch die vorgegebenen Koordinaten des Isthmuszentrums alle Schraubenachsen, die durch Rotation von 5° im Isthmuszentrum im Bereich der optimalen Schraubenachse liegen. Der Kollisionsalgorithmus berechnete anschließend die Kollisionspunkte dieser Schraubenachsen mit der Wirbelkörperoberfläche. Aus den berechneten Koordinaten wurden zu jeder Schraubenachse der Transversalwinkel und die dazugehörige Schraubenlänge berechnet. Des Weiteren wurden die Eintrittswinkel jeder Schraubenachse am dorsalen Eintrittspunkt des Wirbels berechnet.

Durch eine Umstellung des programmierten Skriptes könnten mit Hilfe des Kollisionsalgorithmus auch die Isthmuszentren automatisiert berechnet werden.

4.3.2.2 Transversalwinkel

In dieser Arbeit wurde erstmalig der Transversalwinkel rechnerbasiert berechnet. Mit Hilfe der hochauflösenden CT- Schnittbilder und der in Amira rekonstruierten 3-D Modelle konnte der Winkel mit Matlab in einer in dieser Form nie dagewesenen Genauigkeit bestimmt werden. Die mit Matlab vorgenommene Berechnung des Winkels trug dabei wesentlich zur Genauigkeit bei. Nur so konnte die Datenmenge bearbeitet werden. Wie in Kapitel 2.4.5.1 beschrieben, wurde die Lage der Schraubenachse im Pedikel durch eine Geradengleichung (Punkt (Isthmuszentrum) und Richtungsvektor) beschrieben. Mit der Geraden als Vereinfachung der Schraubenachse konnten mit Hilfe von Matlab die weiteren Werte (Bohreintrittsstelle, Eintrittswinkel, Transversalwinkel und Schraubenlänge) berechnet werden. Den Richtungsvektor erhielt man aus der Schnittgeraden der parallel zur Deckplatte und parallel zum Pedikelkanal verlaufenden Ebenen.

Ausschlaggebend für die Berechnung des Transversalwinkels war die zum Pedikelka-

nal parallel verlaufende Ebene. Der Winkel zwischen dieser Ebene und der Wirbelhalbierenden bildet den Transversalwinkel. Fehler in der Parallelität dieser Ebene zum Pedikelkanal führten unmittelbar zur falschen Berechnung des Transversalwinkels. Um hier Fehler zu vermeiden wurde die Parallelität der Ebenen in einem extra Schritt überprüft.

Für den Transversalwinkel berechnete sich im Durchschnitt ein Wert von $13,2^\circ$. In der Literatur finden sich sehr unterschiedliche Werte zum Transversalwinkel. Olsewski et al. [Olsewski 1990] beschreibt einen Winkel von durchschnittlich 6° . Ebraheim et al. [Ebraheim 1997] einen Winkel von $25,4^\circ$. Ein Transversalwinkel von ebenfalls durchschnittlich $13,2^\circ$ findet sich in der Arbeit von Berlemann et al. [Berlemann 1997]. In den genannten Arbeiten wurde der Transversalwinkel nicht, wie in der vorliegenden Arbeit, mittels visualisierter 3D CT-Datensätze bestimmt.

4.3.2.3 Wirbelhalbierende

Zur Bestimmung der Wirbelhalbierenden finden sich in der Literatur Empfehlungen [Berrey 1987, Hall 1998, Panjabi 1992]. Es zeigte sich jedoch, dass für die automatisierte Auswertung mit Hilfe von Matlab diese Methoden nicht geeignet sind. Es wurde deshalb eine neue Methode entwickelt, um die Wirbelhalbierende rechnerbasiert zu bestimmen (siehe Abbildung 2.23 A). Die beiden Isthmuszentren wurden durch eine Gerade verbunden. Orthogonal zu dieser Geraden wurde im mittleren Abstand der beiden Isthmuszentren eine Ebene erzeugt. Diese Ebene bildete die Wirbelhalbierende. Anhand dieser Methode war es möglich, die Transversalwinkel automatisiert mit Hilfe von Matlab zu berechnen. Diese Methode ist reproduzierbar. Trotzdem kann, bei sehr starker Asymmetrie der Wirbel, die berechnete Wirbelhalbierende von Wirbelhalbierenden, die mit anderen Methoden konstruierten wurden, leicht abweichen.

4.3.2.4 Eintrittswinkel

Erstmals in dieser Arbeit wurden auch die Eintrittswinkel an der dorsalen Wirbeloberfläche berechnet. Dies geschah ebenfalls automatisiert mit Hilfe von Matlab. Die rekonstruierten 3-D Modelle wurden im stl-Format gespeichert. In diesem Format wird zu jedem einzelnen Dreieck der 3D-Oberfläche auch die Flächennormale gespeichert. Hierdurch wurde die automatisierte Berechnung der Winkel sehr vereinfacht. Pro Wirbelkörper wurde von ungefähr 400 bis 1000 Bohrungen der Eintrittswinkel berechnet.

Zur Berechnung des Winkels könnte anstelle der Flächennormalen auch die Vertexnormale herangezogen werden. Die dadurch berechneten Winkel würden noch näher an der Realität liegen.

4.3.2.5 Schraubenlänge

Mit Hilfe der Kollisionspunkte, die durch den Kollisionsalgorithmus berechnet wurden, konnte auf einfache Art die Schraubenlänge berechnet werden. Es wurde in dieser Arbeit eine mittlere Schraubenlänge von 54 mm [44 mm, 60 mm] berechnet. Moran et al. berechnete eine durchschnittliche Schraubenlänge von 47,2 mm [Moran 1989].

Kapitel 5

Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde die transpedikuläre Bohrung als Grundlage für die Konstruktion eines navigationsgestützten, semiaktiven Leichtbauroboters untersucht. Hierzu wurde die Arbeit in zwei Teile unterteilt. Im ersten Teil der Arbeit wurden die Schneidkräfte und -momente, die beim Bohren und Fräsen entstehen, untersucht. Getestet wurden medizinische und industrielle Bohr- und Fräswerkzeuge mit medizinischen Antriebsmaschinen. Als Knochenmodell diente ein Laminat der Firma Sawbone. Zur Validierung wurden Rinderwirbel und Schweinescapula verwendet. Die Bohrsysteme wurden an eine Universalprüfmaschine für einen konstanten Vorschub mit reproduzierbarer Eindringtiefe gekoppelt. Die Aufzeichnung der Schneidkräfte und -momente erfolgte mit einem 6-Komponenten-Messsensor Nano17. Die Kräfte wurden unter Variation der Drehzahl von 5.000-30.000 U/min, des Bohr-/Fräseintauchwinkels (90°, 60° und 30°), des Werkzeugdurchmessers von Ø2,5 und 3,5 mm und unter Verwendung von 16 unterschiedlichen Schneidgeometrien ermittelt. Insgesamt erfolgten weit mehr als 500 Versuchbohrungen bzw. Fräsungen. In allen Versuchen zusammen wurden mehr als 135.450.360 Einzelwerte aufgezeichnet. Die Auswertung der Daten erfolgte rechnerunterstützt durch Matlab. Hierzu wurden spezielle Skripte geschrieben. Die Mittelwerte der axialen, resultierenden Kräfte

(Fr) lagen insgesamt unter 12 N. Die industriellen Fräser schnitten insgesamt besser ab als die medizinischen Spiralbohrer. Die Spiralbohrer verursachten gegenüber den Fräsworkzeugen ca. doppelt so große Kräfte bei senkrechter Bohrrichtung. Die Mittelwerte der Momente (Mx) lagen während der Versuchsreihe mit senkrechter Richtung unterhalb von 300 Nmm. Die Verkippung der Versuchsoberfläche hatte einen geringen Einfluss auf die Schneidkräfte beim Bohren und führte zu einer Reduktion von Fr und Mx beim Fräsen. Die Abweichung vom Soll Durchmesser lag bei den Bohrungen bei 1-106% und bei den Fräsungen bei 3-28%. Der Zentrierbohrer (Durchmesser 3,5 mm) zeigte keine Abweichung vom gewünschten Soll Durchmesser und auf der verkippten Oberfläche kein Abdriften der Bohrspitze. Die resultierende Kraft lag beim Zentrierbohrer stets unterhalb von 2 N. Die Schneidkräfte in der Schweinescapula waren vergleichbar. Der verwendete Kunststoffknochen eignet sich somit als Knochenmodell. Die Fräser und der Zentrierbohrer erfüllen die geforderten Kriterien. Die medizinischen Bohrer sind aufgrund eines Bohrachsenversatzes bei den Versuchen auf verkippter Oberfläche für die Anwendung am Roboterarm nicht geeignet. Als beste Antriebsmaschine erwies sich der E-Pen von Synthes.

Im zweiten Teil der Arbeit wurden mit Hilfe hochauflösender CT-Datensätze und der Visualisierungs-Software Amira 3-D Modelle von Lendenwirbelkörpern erstellt. Anhand dieser Modelle wurden der Eintrittswinkel, die durchschnittliche Länge der Pedikelschrauben sowie die Winkel zwischen Schrauben und Wirbelkörperhalbierenden (Transversalwinkel) berechnet. Im Bereich der Schraubeneintrittsstellen wurde die Kortikalisdicke der Wirbelkörper bestimmt. Die berechneten Daten haben eine Genauigkeit von 1/10 mm. Die Berechnungen erfolgten automatisiert durch die mathematische Software Matlab. Im Durchschnitt ergab sich ein Transversalwinkel von 13,3° (links: 12,6°; rechts 13,9°). Die durchschnittliche Schraubenlänge betrug 54 mm. Die berechneten Eintrittswinkel am dorsalen Wirbelkörper betragen im Durchschnitt 41,0°. Die durchschnittliche Kortikalisdicke im Bereich der Eintrittsstelle betrug 1,5 mm. Die Kortikalisdicke im Bereich des Pedikel-Isthmus betrug

medial 1,2 mm und lateral 0,98 mm.

Kapitel 6

Anhang

6.1 Auswertung der Kräfte und Momente

```
function[u, m] = auswerte(file_string, save_dir, bild, speichern, start_time, cut_off_time, Auswerte_file);

close all;

save_dummy = strcat(save_dir, file_string);

len = length(file_string); title_string = file_string(1 : len - 4);
title_string = strcat(title_string, file_string(len - 2 : len));
%file_string = strcat('data/', file_string);
file_string = strcat(file_string, '.txt')

data = load(file_string);

counts_per_force = data(1,1); counts_per_torque = data(2,1);

sample_rate = data(3,1);

x_offset = data(4,1); %in mm
```

6.1. AUSWERTUNG DER KRÄFTE UND MOMENTE

```
y_offset = data(5,1); %in mm
z_offset = data(6,1); %in mm

angle = data(7,1);

rev_per_min = data(8,1);

%Test auf Vollstaendigkeit
seq_array = data(9 : length(data),1);

seq_array_shift = seq_array(2 : length(seq_array));

seq_diff = seq_array_shift(1 : length(seq_array_shift)) - seq_array(1 : length(seq_array_shift));

if (sum(seq_diff(:) > 1))
    'Unvollstaendige Messreihe!!'
    max(seq_diff(:))
end;

sample_time = 1/sample_rate;

% Berechne Kraefte und Momente ungleich Null
raw_offset = mean(data(9 : ceil(sample_rate/2), 3 : 8))

for i = 1 : 6
    data(9 : length(data), i + 2) = data(9 : length(data), i + 2) - raw_offset(i);
end;

%Test
raw_offset = mean(data(9 : ceil(sample_rate/2), 3 : 8))

%Schneide Werte hinten ab
cut_off_value = ceil(cut_off_time/sample_time);
if(cut_off_value > length(data))
```

```

    cut_off_value = length(data);
end

%Schneide Werte vorne ab
start_value = ceil(start_time/sample_time);
%start_value = 0;

raw_forces = data(9 + start_value : cut_off_value, 3 : 5);
forces_sensor = raw_forces/counts_per_force;

raw_torques = data(9 + start_value : cut_off_value, 6 : 8);
torques_sensor = raw_torques/counts_per_torque;

time = (1 : length(raw_torques))/sample_rate;

%Glaetten der Datensaeetze
forces_sensor_glatt = glaette3(forces_sensor, sample_time);
torques_sensor_glatt = glaette3(torques_sensor, sample_time);

%Umrechnung in oberes Sensor-Koordinatensystem
forces_upper = -forces_sensor_glatt;
torques_upper = -torques_sensor_glatt;

%Umrechnung in Bohr-Koordinatensystem
forces_driller = forces_upper;

torques_driller_x = torques_upper(:, 1) + z_offset * forces_driller(:, 2);
torques_driller_y = torques_upper(:, 2) - z_offset * forces_driller(:, 1) -
    x_offset * forces_driller(:, 3);
torques_driller_z = torques_upper(:, 3) + x_offset * forces_driller(:, 2);

torques_driller = [torques_driller_x, torques_driller_y, torques_driller_z];
forces = forces_driller; n = length(forces);
for i = 1 : n

```

```

forces(i,4) = sqrt(forces(i,1)^2 + forces(i,2)^2 + forces(i,3)^2);
end

if bild == 1
    figure1 = figure(...
        'PaperPosition', [0.00.01614], ...
        'PaperSize', [1616], ...
        'PaperType', '< custom >');

    grid on;
    hold on;
    subplot(2,1,1)
    plot(time, forces(:,1), 'r-', time, forces(:,2), 'g-', time, forces(:,3), 'b-', time, forces(:,4), 'k-')
    %axis([01 - 210])
    %axis'autox'
    legend('F_x', 'F_y', 'F_z', 'F_abs')
    xlabel('t[s]')
    ylabel('F[N]')
    title(title_string)
    subplot(2,1,2)
    plot(time, torques_driller_x, 'r-', time, torques_driller_y, 'g-', time, torques_driller_z, 'b-')
    legend('M_x', 'M_y', 'M_z')
    xlabel('t[s]')
    ylabel('M[Nmm]')
    if speichern == 1
        save_string = strcat(save_dummy, '.eps');
        eval(save_string)
    end
end

% Suche nahe MIN und MAX
Max_new = max(forces) Min_new = min(forces)
MAX_torques_driller_x = max(torques_driller_x)
MAX_torques_driller_y = max(torques_driller_y)
MAX_torques_driller_z = max(torques_driller_z)

```

```
Min_torques_driller_x = min(torques_driller_x)
Min_torques_driller_y = min(torques_driller_y)
Min_torques_driller_z = min(torques_driller_z)
%Wegschreiber der Daten
fid = fopen(Auswerte_file,'at')fprintf(fid, file_string)
fprintf(fid, '\n%10.3f\t%10.3f\t%10.3f\t', Max_new);
fprintf(fid, '%10.3f\t%10.3f\t%10.3f\t', Min_new);
fprintf(fid, '%10.3f\t%10.3f\t', MAX_torques_driller_x, MAX_torques_driller_y,
    MAX_torques_driller_z);
fprintf(fid, '%10.3f\t%10.3f\t\n', Min_torques_driller_x, Min_torques_driller_y,
    Min_torques_driller_z);
fclose(fid);

function y = glaette3(x, dt)

n = length(x);
m = size(x, 2);

f0 = 5;
i0 = round(f0 * n * dt);
n1 = i0 + 1;
n2 = n - i0 + 1;

fftx = fft(x);
fftx(n1 : n2, :) = zeros(n2 - n1 + 1, m);
y = real(ifft(fftx));
```

6.2 Kollisionsalgorithmus

```
close all;
clear all;
```

```
speichern_bild = 1;
einzeichnen_ursprung =1;
einzeichnen_gerade=1;
seite = 'links';
%speichern unter...
save_dir = 'print -depvc ./';
file_string = 'praeparat_10';
save_dummy=strcat(save_dir,file_string);
%Laden der Daten
    data_w = load('wirbel_10.stl');
    data_kl=load('kegel_10l.stl');
    data_kr = load('kegel_10r.stl');
    data_sl=load('surface_10l.stl');
    data_sr = load('surface_10r.stl');
%object = data(1,1)
%Diagramm erstellen
figure1 = figure(...
    'PaperPosition',[0.0 0.0 16 10],...
    'PaperSize',[16 5],...
    'PaperType','<custom>');
view([110 20]);
hold on; i=-2;
p=0;
j=1;
%Z-Achse (-)
rx = 0
ry = 0
rz = 1
richtung = [rx ry rz];
object_w = data_w(1,1)
object_kl = data_kl(1,1)
object_kr=data_kr(1,1)
object_sl = data_sl(1,1)
object_sr=data_sr(1,1)
```

```
%Kegel links
while object_kl == 1
    i=i+5;
    %Lesen der Eckpunkte
    vertex_list = data_kl(i:2+i,1:3);
    if (vertex_list(1,1) == vertex_list(2,1)) & (vertex_list(1,1) == vertex_list(3,1))
        klx = vertex_list(1,1)
        kly = vertex_list(1,2)
        klz = vertex_list(1,3)
        isthmus_kl = [klx kly klz]
        if einzeichnen_ursprung == 1
            plot3(klx,kly,klz,'r+')
        end
    end
end
%Auslesen des Objekt_Wertes
object_kl = data_kl(i+3,3);
%Kegeldaten Ende
end
i=-2;
%Kegel rechts
while object_kr == 1
    i=i+5;
    %Lesen der Eckpunkte
    vertex_list = data_kr(i:2+i,1:3);
    if (vertex_list(1,1) = vertex_list(2,1)) & (vertex_list(1,1) = vertex_list(3,1))
        krx = vertex_list(1,1)
        kry = vertex_list(1,2)
        krz = vertex_list(1,3)
        isthmus_kr = [krx kry krz]
        if einzeichnen_ursprung == 1
            plot3(krx,kry,krz,'r+')
        end
    end
end
%Auslesen des Objekt_Wertes
```



```
object_kr = data_kr(i+3,3);
%Kegeldaten Ende
end
%Mittelpunkt der Strecke
mx = (isthmus_kl(1,1) + isthmus_kr(1,1))/2;
my = (isthmus_kl(1,2) + isthmus_kr(1,2))/2;
mz = (isthmus_kl(1,3) + isthmus_kr(1,3))/2;
plot3(mx,my,mz,'r+')
%Ebene durch Mittelpunkt
%berechnung koordinatenform der ebene durch Punkt M
x1 = (isthmus_kr(1,1) - isthmus_kl(1,1));
x2 = (isthmus_kr(1,2) - isthmus_kl(1,2));
x3 = (isthmus_kr(1,3) - isthmus_kl(1,3));
d = -((isthmus_kr(1,1) - isthmus_kl(1,1))*mx)-((isthmus_kr(1,2) -
isthmus_kl(1,2))*my)-((isthmus_kr(1,3) - isthmus_kl(1,3))*mz);

ebene(1,1:4) = [x1 x2 x3 d];
pl=0;
i=-2;
while object_sl == 1
    i = i+5;
    pl= pl+1;
    %Lesen der Eckpunkte
    vertex_list=data_sl(i:2+i,1:3);
    ebenenpunkt_l(pl,1:3) = vertex_list(1,1:3);
    %Auslesen des Objekt_Wertes
    object_sl = data_sl(i+3,3);
end
pr=0;
i=-2;
while object_sr == 1
    i = i+5;
    pr = pr+1;
    %Lesen der Eckpunkte
```

```

vertex_list=data_sr(i:2+i,1:3);
ebenenpunkt_r(pr,1:3) = vertex_list(1,1:3);
%Auslesen des Objekt_Wertes
object_sr = data_sr(i+3,3);
end
%lesen aller oberflächenebenen
w=0
i=-2;
m=0;
j=0;
lr=1;
ll=1;
while object_w == 1
    w = w+1
    i = i+5;
    %Berechnung Koordinatenform der Ebene
    a = data_w(i-1,1);
    b = data_w(i-1,2);
    c = data_w(i-1,3);
    d = (-1*a*data_w(i+2,1))-(b*data_w(i+2,2))-(c*data_w(i+2,3));
    ebene(w,1:4) = [a b c d];
    %Punkte der Ebene
    p1x = data_w(i,1);
    p1y = data_w(i,2);
    p1z = data_w(i,3);
    p2x = data_w(i+1,1);
    p2y = data_w(i+1,2);
    p2z = data_w(i+1,3);
    p3x = data_w(i+2,1);
    p3y = data_w(i+2,2);
    p3z = data_w(i+2,3);
    %plot3(p1x,p1y,p1z,'b.')
    %Abstände der Punkte voneinander
    dp1p2 = sqrt((p2x_p1x)2+(p2y_p1y)2+(p2z_p1z)2);

```

```

dp1p3 = sqrt((p3x_p1x)^2+(p3y_p1y)^2+(p3z_p1z)^2);
dp2p3 = sqrt((p3x_p2x)^2+(p3y_p2y)^2+(p3z_p2z)^2);
%Geraden durch das Isthmuszentrum und Kollision mit Oberfläche
% L I N K S
for k=(1:pl)
% t berechnen / Koordinaten des Kollisionspunktes
zahler_1 = -(a*isthmus_kl(1,1)) -(b*isthmus_kl(1,2)) -(c*isthmus_kl(1,3)) -d;
nenner_1 = (a*(ebenenpunkt_1(k,1)-isthmus_kl(1,1)))+
(b*(ebenenpunkt_1(k,2)-isthmus_kl(1,2)))+
(c*(ebenenpunkt_1(k,3)-isthmus_kl(1,3)));

t_1 = zahler_1/nenner_1;
%Prüfung: liegt Kollision vor
%Koordinaten des Kollisionspunktes links
kx_1 = isthmus_kl(1,1) + t_1*(ebenenpunkt_1(k,1) - isthmus_kl(1,1));
ky_1 = isthmus_kl(1,2) + t_1*(ebenenpunkt_1(k,2) - isthmus_kl(1,2));
kz_1 = isthmus_kl(1,3) + t_1*(ebenenpunkt_1(k,3) - isthmus_kl(1,3));
kollision_1(k,1:3) = [kx_1 ky_1 kz_1];
% Bedingung: liegt Punkt in Dreieck (links)
dp1k_1 = sqrt((p1x_kx_1)^2+(p1y_ky_1)^2+(p1z_kz_1)^2);
dp2k_1 = sqrt((p2x_kx_1)^2+(p2y_ky_1)^2+(p2z_kz_1)^2);
dp3k_1 = sqrt((p3x_kx_1)^2+(p3y_ky_1)^2+(p3z_kz_1)^2);

if (dp1k_1 <= dp1p2) & (dp1k_1 <= dp1p3) &
(dp2k_1 <= dp1p2) & (dp2k_1 <= dp2p3) &
(dp3k_1 <= dp1p2) & (dp3k_1 <= dp2p3)

%Kollisionspunkt zeichnen
plot3(kx_1,ky_1,kz_1,'b+')
vertex_list(1,1:3)=isthmus_kl(1,1:3);
vertex_list(2,1:3)=ebenenpunkt_1(k,1:3);
vertex_list(3,1:3)=kollision_1(k,1:3);
%Länge der Schrauben links
laenge_test_1(ll,1) =

```

```

sqrt((ebenenpunkt_1(k,1)-kollision_1(k,1))2+
(ebenenpunkt_1(k,2)-kollision_1(k,2))2+(ebenenpunkt_1(k,3)-kollision_1(k,3))2);

if laenge_test_1(ll,1) > 1
laenge_1(ll,1) = laenge_test_1(ll,1)
ll=ll+1;
end
vertex_connection = [1 2 3];
triangle=patch('Vertices',vertex_list,'Faces',vertex_connection,'FaceColor','r','EdgeColor','r','FaceAlpha',.5);
%Richtungsvektor
rx_1 = kollision_1(k,1) - isthmus_kl(1,1);
ry_1 = kollision_1(k,2) - isthmus_kl(1,2);
rz_1 = kollision_1(k,3) - isthmus_kl(1,3);
m=m+1;
%Winkelberechnung zwischen Wirbelhalbierender und Bohrachse
zaehler_1 = sqrt(((x1*rx_1)+(x2*ry_1)+(x3*rz_1))2);
xx_1 = (x12)+(x22)+(x32);
yy_1 = (rx_12)+(ry_12)+(rz_12);
nenner_1 = sqrt(xx_1*yy_1);
sin_winkel_1 = zaehler_1/nenner_1;
winkel_1(m,1) = asind(sin_winkel_1);
end
end
f = -2;
% R E C H T S
for k=(1:pr)
f = f +5;
zahler_r = -(a*isthmus_kr(1,1)) -(b*isthmus_kr(1,2)) -(c*isthmus_kr(1,3)) -d;
nenner_r = (a*(ebenenpunkt_r(k,1)-isthmus_kr(1,1)))+
(b*(ebenenpunkt_r(k,2)-isthmus_kr(1,2)))+
(c*(ebenenpunkt_r(k,3)-isthmus_kr(1,3)));
t_r = zahler_r/nenner_r;
%Prüfung: liegt Kollision vor
%Koordinaten des Kollisionspunktes rechts

```

```

kx_r = isthmus_kr(1,1) + t_r*(ebenenpunkt_r(k,1) - isthmus_kr(1,1));
ky_r = isthmus_kr(1,2) + t_r*(ebenenpunkt_r(k,2) - isthmus_kr(1,2));
kz_r = isthmus_kr(1,3) + t_r*(ebenenpunkt_r(k,3) - isthmus_kr(1,3));
kollision_r(k,1:3) = [kx_r ky_r kz_r];
vertex_list_rechts=data_sr(f:2+f,1:3);
% Bedingung: liegt Punkt in Dreieck (rechts)
dp1k_r = sqrt((p1x_kx_r)^2+(p1y_ky_r)^2+(p1z_kz_r)^2);
dp2k_r = sqrt((p2x_kx_r)^2+(p2y_ky_r)^2+(p2z_kz_r)^2);
dp3k_r = sqrt((p3x_kx_r)^2+(p3y_ky_r)^2+(p3z_kz_r)^2);
% rechts
if (dp1k_r <= dp1p2) & (dp1k_r <= dp1p3) & (dp2k_r <= dp1p2) &
(dp2k_r <= dp2p3) & (dp3k_r <= dp1p2) & (dp3k_r <= dp2p3)

%Kollisionspunkt zeichnen
plot3(kx_r,ky_r,kz_r,'b+')
vertex_list(1,1:3)=isthmus_kr(1,1:3);
vertex_list(2,1:3)=ebenenpunkt_r(k,1:3);
vertex_list(3,1:3)=kollision_r(k,1:3);
%Länge der Schrauben rechts
laenge_test_r(lr,1) = sqrt((kollision_r(k,1)-ebenenpunkt_r(k,1))^2+
(kollision_r(k,2)-ebenenpunkt_r(k,2))^2+(kollision_r(k,3)-ebenenpunkt_r(k,3))^2);
if laenge_test_r(lr,1) > 1
laenge_r(lr,1) = laenge_test_r(lr,1);
lr=lr+1;
end
%Verknüpfung
vertex_connection = [1 2 3];
triangle=patch('Vertices',vertex_list,'Faces',vertex_connection,'FaceColor','r','EdgeColor','r','FaceAlpha',.5);
%Richtungsvektor
rx_r = kollision_r(k,1) - isthmus_kr(1,1);
ry_r = kollision_r(k,2) - isthmus_kr(1,2);
rz_r = kollision_r(k,3) - isthmus_kr(1,3);
j=j+1;

```

```
%Winkelberechnung
zaehler_r = sqrt(((x1*rx_r)+(x2*ry_r)+(x3*rz_r))^2);
xx_r = (x1^2)+(x2^2)+(x3^2);
yy_r = (rx_r^2)+(ry_r^2)+(rz_r^2);
nenner_r = sqrt(xx_r*yy_r);
sin_winkel_r = zaehler_r/nenner_r;
winkel_r(j,1) = asind(sin_winkel_r);
end
end
%Auslesen des Objekt_Wertes
object_w = data_w(i+3,3);
%Auslesen des Objekt_Wertes
object_w = data_w(i+3,3);
end
%speichern
if speichern_bild==1
    save_string=strcat(save_dummy,'-1.eps');
    eval(save_string)
end
figure2 = figure(...
    'PaperPosition',[0.0 0.0 7 5],...
    'PaperSize',[7 5],...
    'PaperType','<custom>');
boxplot(winkel_1)
ylabel 'Winkel [Grad]'
xlabel ''
set(gca,'XTickLabel','links');
if speichern_bild==1
    save_string=strcat(save_dummy,'_2.eps');
    eval(save_string)
end
end
figure3 = figure(...
    'PaperPosition',[0.0 0.0 7 5],...
    'PaperSize',[7 5],...
```

```
'PaperType','<custom>');
plot(winkel_l(:,1)) ylabel 'Winkel [Grad]' xlabel 'Bohrachsen (linke Seite)'
if speichern_bild==1
    save_string=strcat(save_dummy,'_3.eps');
    eval(save_string)
end
winkel_links_min = min(winkel_l(:,1)) winkel_links_mean=
mean(winkel_l(:,1)) winkel_links_max = max(winkel_l(:,1))
std_links
= std(winkel_l(:,1))
figure4 = figure(...
    'PaperPosition',[0.0 0.0 7 5],...
    'PaperSize',[7 5],...
    'PaperType','<custom>');
boxplot(winkel_r)
ylabel 'Winkel [Grad]'
xlabel ''
set(gca,'XTickLabel','rechts');
if speichern_bild==1
    save_string=strcat(save_dummy,'_4.eps');
    eval(save_string)
end
figure5 = figure(...
    'PaperPosition',[0.0 0.0 7 5],...
    'PaperSize',[7 5],...
    'PaperType','<custom>');
plot(winkel_r(:,1)) ylabel 'Winkel [Grad]' xlabel 'Bohrachsen (rechte Seite)'
if speichern_bild==1
    save_string=strcat(save_dummy,'_5.eps');
    eval(save_string)
end
winkel_rechts_min = min(winkel_r(:,1)) winkel_rechts_mean=
mean(winkel_r(:,1)) winkel_rechts_max = max(winkel_r(:,1))
std_rechts = std(winkel_r(:,1))
```

```
figure6 = figure(...
    'PaperPosition',[0.0 0.0 7 5],...
    'PaperSize',[7 5],...
    'PaperType','<custom>');
boxplot(laenge_l)
ylabel 'Schraubenlänge [cm]'
xlabel ''
set(gca,'XTickLabel','linke');
if speichern_bild==1
    save_string=strcat(save_dummy,'_6.eps');
    eval(save_string)
end figure7 = figure(...
    'PaperPosition',[0.0 0.0 7 5],...
    'PaperSize',[7 5],...
    'PaperType','<custom>');
plot(laenge_l(:,1)) ylabel 'Schraubenlänge [cm]' xlabel 'Bohrachsen (linke Seite)'
if speichern_bild==1
    save_string=strcat(save_dummy,'_7.eps');
    eval(save_string)
end
schraubelaenge_links_min = min(laenge_l(:,1))
schraubelaenge_links_mean = mean(laenge_l(:,1))
schraubelaenge_links_max = max(laenge_l(:,1)) std_laenge_links = std(laenge_l(:,1))
figure8 = figure(...
    'PaperPosition',[0.0 0.0 7 5],...
    'PaperSize',[7 5],...
    'PaperType','<custom>');
boxplot(laenge_r)
ylabel 'Schraubenlänge [mm]'
xlabel ''
set(gca,'XTickLabel','rechts');
if speichern_bild==1
    save_string=strcat(save_dummy,'_8.eps');
    eval(save_string)
```



```

end
figure9 = figure(...
    'PaperPosition',[0.0 0.0 17 5],...
    'PaperSize',[7 5],...
    'PaperType','<custom>');
plot(laenge_r(:,1)) ylabel 'Schraubenslänge [cm]' xlabel 'Bohrachsen (rechte Seite)'
if speichern_bild==1
    save_string=strcat(save_dummy,'_9.eps');
    eval(save_string)
end

schraubelaenge_rechts_min = min(laenge_r(:,1))
schraubelaenge_rechts_mean = mean(laenge_r(:,1))
schraubelaenge_rechts_max = max(laenge_r(:,1)) std_laenge_rechts = std(laenge_r(:,1))

```

6.3 Winkelverteilung

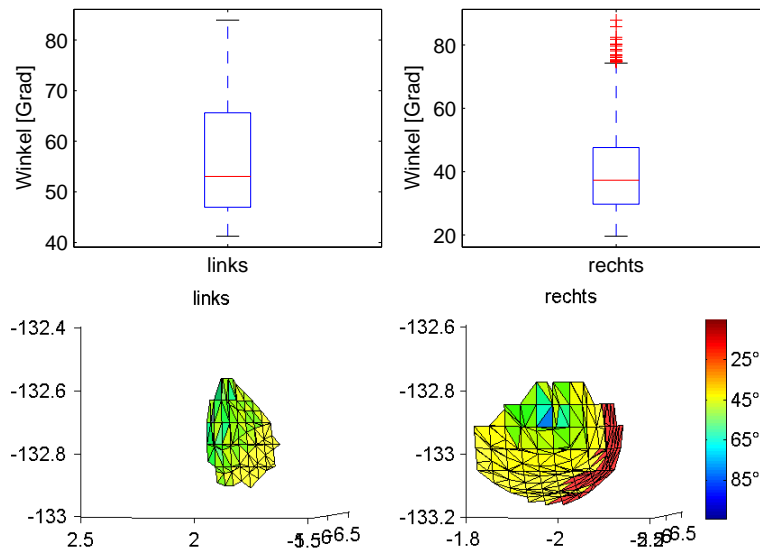


Abbildung 6.1: Eintrittswinkel Präparat I

6.3. WINKELVERTEILUNG

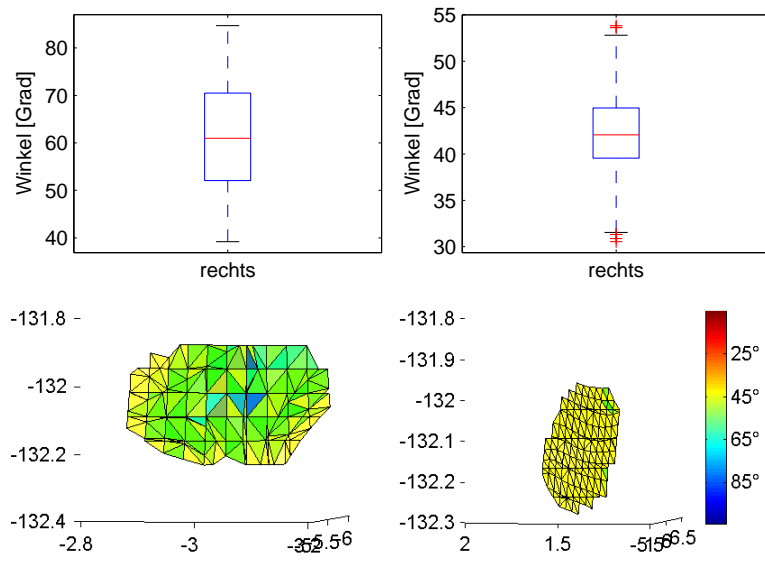


Abbildung 6.2: *Eintrittswinkel Präparat II*

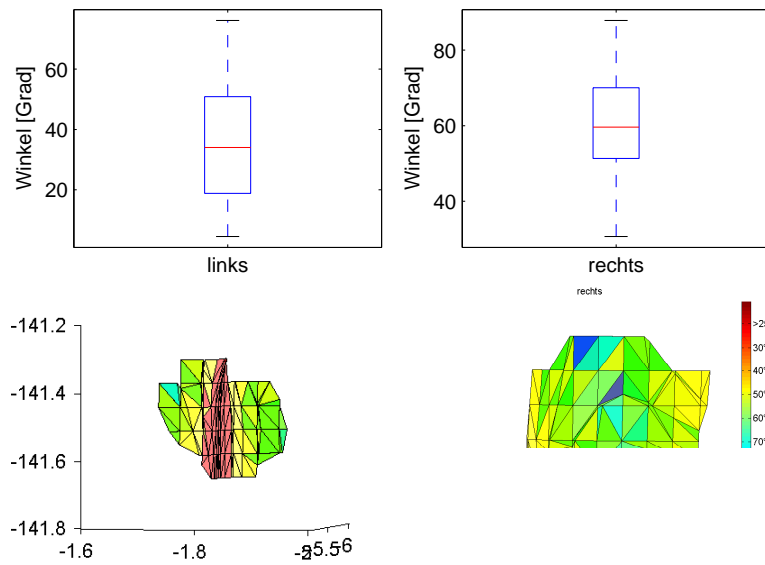


Abbildung 6.3: *Eintrittswinkel Präparat III*

6.3. WINKELVERTEILUNG

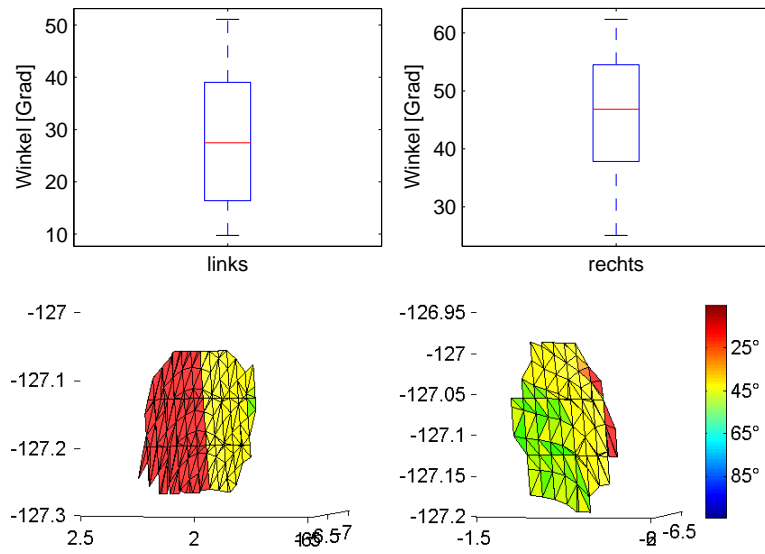


Abbildung 6.4: Eintrittswinkel Präparat IV

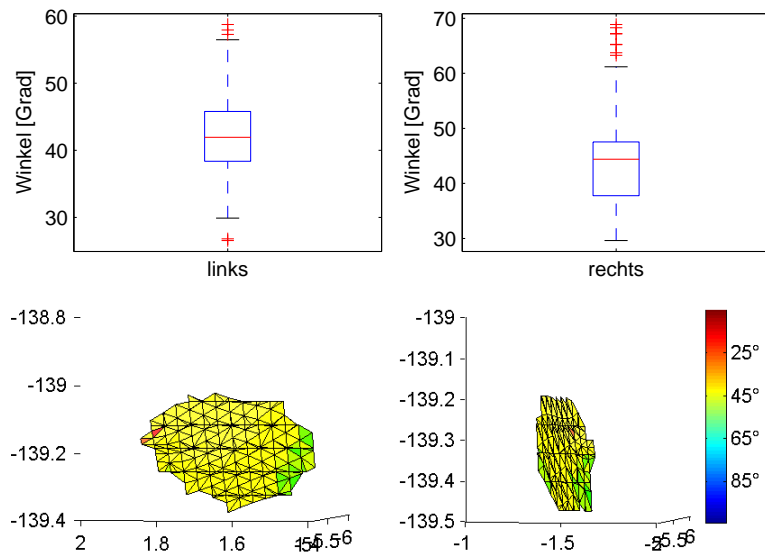


Abbildung 6.5: Eintrittswinkel Präparat V

6.3. WINKELVERTEILUNG

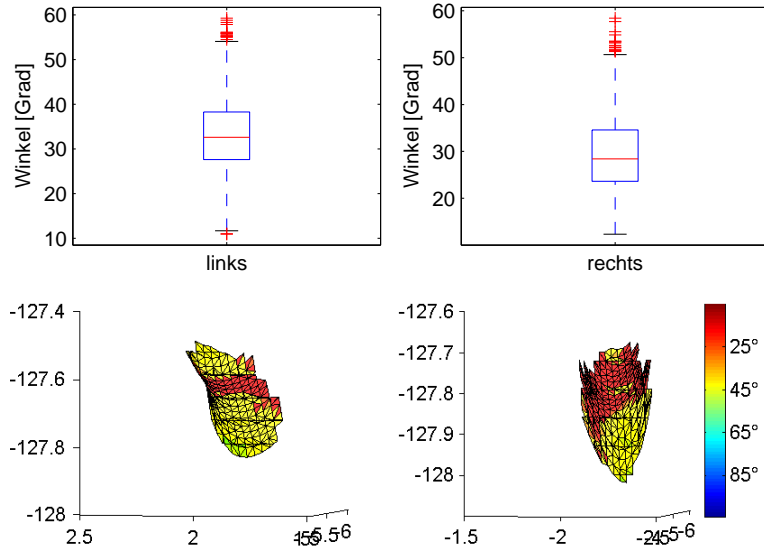


Abbildung 6.6: Eintrittswinkel Präparat VII

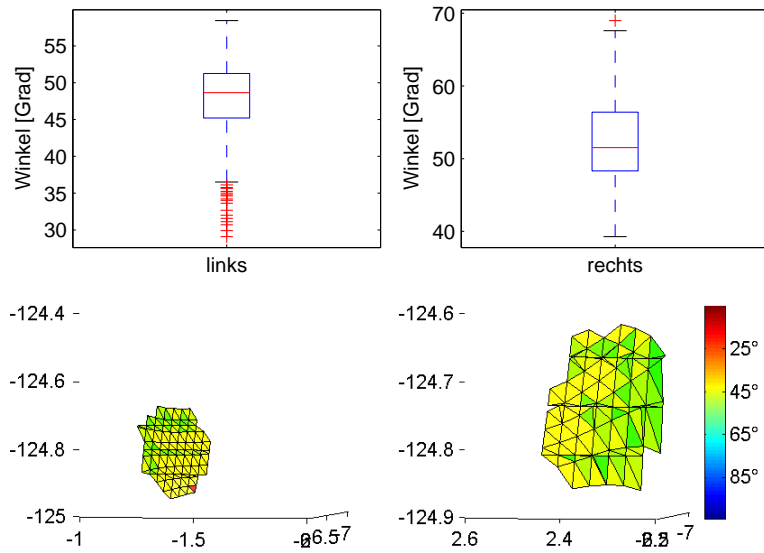


Abbildung 6.7: Eintrittswinkel Präparat VII

6.3. WINKELVERTEILUNG

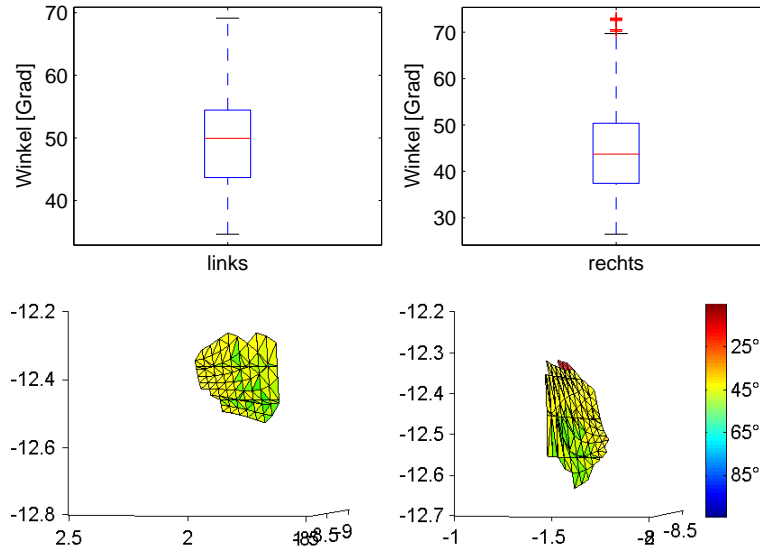


Abbildung 6.8: Eintrittswinkel Präparat VIII

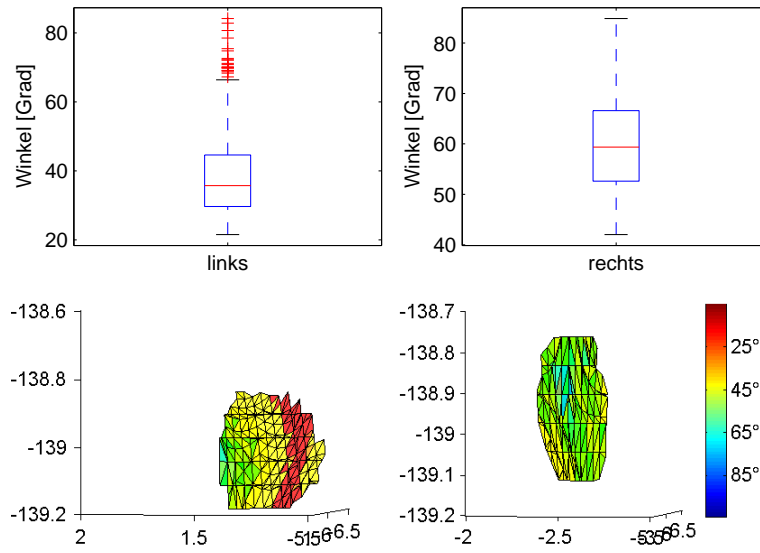


Abbildung 6.9: Eintrittswinkel Präparat IX

6.3. WINKELVERTEILUNG

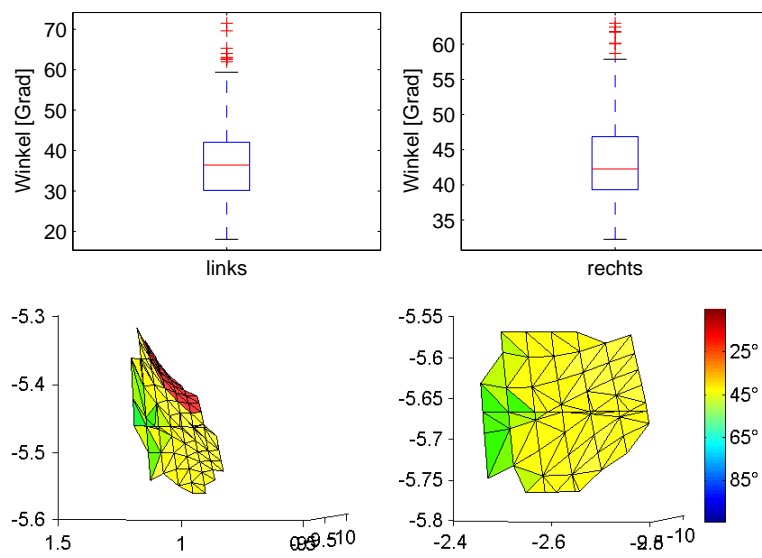


Abbildung 6.10: Eintrittswinkel Präparat X

6.3. WINKELVERTEILUNG

6.4 Technische Zeichnung: Bohrer

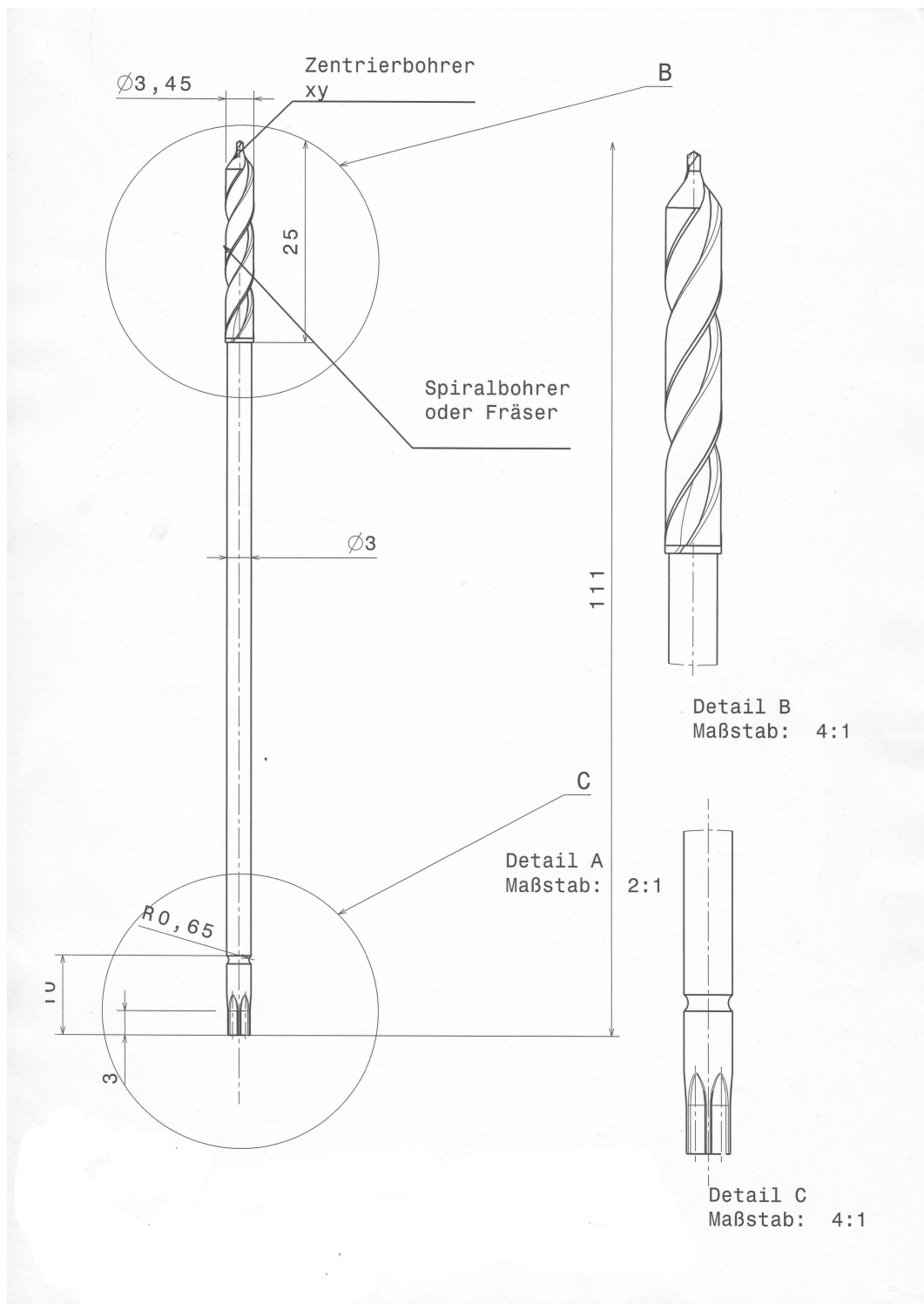


Abbildung 6.11: Technische Zeichnung: Bohrer

Literaturverzeichnis

- [Alon 2001] Alon W, Moshe S, Schnider M, Roffman M. *Mophometric Study of Human Lumbar Spine for Operation-Workspace Specifications.*, Spine 26 (2001) 2472-77.
- [Amiot 2000] Amiot LP, Lang K, Putzier M, Zippel H, Labelle H. *Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in thoracic, lumbar and sacral spine.*, Spine 25 (2000) 606-614.
- [Arand 2002] Arand M, Kinzl L, Gebhard F. *Fehlerquellen und Gefahren der CT-basierten Navigation.* Orthopäde 4 (2002) 378-384.
- [Attar 2001] Attar A, Ugur HC, Uz A, Tekdemir I, Egemen N, Genc Y. *Lumbar pedicle: surgical anatomic evaluation and relationships.* Eur Spine J. 10(1) (2001) 10-5.
- [Berlemann 1997] Berlemann U, Langholtz F, Langholtz U, Nolte LP. *Computerassistierte Orthopädische Chirurgie (CAOS).* Orthopäde 26 (1997) 463-469.
- [Berlemann 1997] Berlemann U, Monin D, Arm E, Nolte LP, Ozdoba C. *Planning and insertion of pedicle screws with computer assistance.* J Spinal Disord. 10(2) (1997) 117-24.
- [Berrey 1987] Berrey LJ, Moran MJ, Berg SW, Steffee AD *A Morphometric Study of human Lumbar and Selected Thoracic Vertebrae.*, Spine 12(4) (1987) 362-367
- [Birnbaum 2001] Birnbaum K, Schkommodau E, Decker N, Prescher A, Klapper U, Radermacher K. *Computer-assisted orthopedic surgery with individual templates and comparison to conventional operation method.* Spine 26(4) (2001) 365-70.

- [Brandley 1994] Brantley AG, Mayfield JK, Koeneman JB, Clark KR. *The effects of pedicle screw fit. An in vitro study.* Spine 19(15) (1994) 1752-8.
- [Carl 2000] Carl AL, Khanuja HS, Gatto CA, Matsumoto M, vomLehn J, Schenck J, Rohling K, Lorensen W, Vosburgh K. *In vivo pedicle screw placement: image-guided virtual vision.*, J Spinal Disord. 13(3) (2000) 225-9.
- [Castro 1996] Castro WH, Halm H, Jerosch J, Malms J, Steinbeck J, Blasius S. *Accuracy of pedicle screw placement in lumbar vertebrae.* Spine 21 (1996) 1320-24.
- [Ebraheim 1997] Ebraheim NA, Xu R, Darwich M, Yeasting RA. *Anatomic relations between the lumbar pedicel and the adjacent neural structures.*, Spine 22 (1997) 2338-41.
- [Esses 1993] Esses SI, Sachs BL, Dreyzin V. *Complications associated with the technique of pedicle screw fixation. A selected survey of ABS members.* Spine 18(15) (1993) 2231-8.
- [Eysel 1998] Eysel P. (Hrsg.) *Die ventrale Instrumentation der Rumpfwirbelsäule.*, Ferdinand Enke Verlag Stuttgart, 1998.
- [Farber 1995] Farber GL, Place HM, Mazur RA, Jones DE, Damiano TR. *Accuracy of pedicle screw placement in lumbar fusions by plain radiographs and computed tomography.* Spine 20(13) (1995) 1494-9.
- [Fritsch 2002] Fritsch E, Duchow J, Seil R, Grunwald I, Reith W. *Genauigkeit der fluroskopischen Navigation von Pedikelschrauben; CT basierte Evaluierung der Schraubenlage.* Orthopäde 31 (2002) 385-391.
- [Gertzbein 1990] Gertzbein SD, Robbins SE. *Accuracy of pedicular screw placement in vivo.* Spine, 15 (1990) 11-14.
- [Girardi 1999] Girardi FP, Cammisa FP, Sandhu HS, Alvarez L. *The placement of lumbar pedicle screws using computerised stereotactic guidance.* J Bone Joint Surg Br. 81(5) (1999) 825-9.
- [Hall 1998] Hall LT, Esses SI, Noble PC, Kamaric E. *Morphology of the lumbar vertebral end-plates.* Spine 23(14) (1998) 1517-22.

- [Jerosch 1992] Jerosch J, Malms J, Castro WH, Wagner R, Wiesner L. *Lagekontrolle von Pedikelschrauben nach instrumentierter dorsaler Fusion der Lendenwirbelsäule*. Z Orthop 130 (1992) 479-483.
- [Kamimura 1999] Kamimura M, Ebara S, Itoh H, Tateiwa Y, Kinoshita T, Takaoka K. *Accurate pedicle screw insertion under the control of a computer-assisted image guiding system: laboratory test and clinical study*. J Orthop Sci. 4(3) (1999) 197-206.
- [Knop 1997] Knop C, Blauth M, Bastian L, Lange U, Kesting J, Tscherne H. *Frakturen der thorakolumbalen Wirbelsäule - Spätergebnisse nach dorsaler Instrumentierung und ihre Konsequenzen*. Unfallchirurg 100 (1997) 630-9.
- [Koneremann 2003] Koneremann W, Haaker (Hrsg.) *Navigation und Robotic in der Gelenk- und Wirbelsäulen Chirurgie*. Springer-Verlag, Berlin 2003 388-94.
- [Laine 2000] Laine T, Lund T, Ylikoski M, Lohikoski J, Schlenzka D. *Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients*. E Spine J 9 (2000) 235-240.
- [Lavalée 1995] Lavallée S, Sautot P, Troccaz J, Cinquin P, Merloz P. *Computer-assisted spine surgery: a technique for accurate transpedicular screw fixation using CT data and a 3-D optical localizer*. J Image Guid Surg. 1(1) (1995) 65-73.
- [Moran 1989] Moran JM, Berg WS, Berry JL, Geiger JM, Steffee AD *Transpedicular screw fixation*. J Orthop Res. 7(1) (1989) 107-14
- [Nolte 1995] Nolte LP, Zamorano L, Visarius H, Berlemann U, Langlotz F, Arm E, Schwarzenbach O. *Clinical evaluation of a system for precision enhancement in spine surgery*. Clin Biomech (Bristol, Avon). 10(6) (1995) 293-303.
- [Nolte 1995] Nolte LP, Zamorano LJ, Jiang Z, Wang Q, Langlotz F, Berlemann U. *Image-guided insertion of transpedicular screws. A laboratory set-up*. Spine. 20(4) (1995) 497-500.
- [Olsewski 1990] Olsewski JM, Simmons EH, Kallen FC, Mendel FC, Severin C, Berens DL. *Morphometry of the lumbar spine: anatomical perspectives related to transpedicular fixation*. J Bone Joint Surg Am. 72(4) (1990) 541-9.

- [Panjabi 1992] Panjabi MM, Goel V, Oxland T, Takata K, Duranceau J, Krag M, Price M. *Human lumbar vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy*. Spine 17(3) (1992) 299-306.
- [Lonstein 1999] Lonstein JE, Denis F, Perra JH, Pinto MR, Smith MD, Winter RB. *Complications associated with pedicle screws*. J Bone Joint Surg Am. 81(11) (1999) 1519-28.
- [Reichle 2002] Reichle E, Sellenschloh K, Morlock M, Eggers C. *Einbringung von Pedikelschrauben unter Einsatz unterschiedlicher Unterstützungsverfahren*. Orthopäde 31 (2002) 368-71.
- [Roy-Camille 1979] Roy-Camille R, Saillant G, Berteaux D, Marie-Anne S, Mamoudy P. *Vertebral osteosynthesis using metal plates. Its different uses (author's transl)*. Chirurgie. 105(7) (1979) 597-603.
- [Roy-Camille 1986] Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. *Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating*. Clin Orthop Relat Res. 203 (1986) 7-17.
- [Saillant 1995] Saillant G. *Complications de la visée pédiculaire, échecs et complications de la chirurgie du rachis*. Sauramps, Montpellier 1995.
- [Schreiber 2004] Schreiber U. *Die Wirbelsäulensegment-Steifigkeit: Biomechanische in vitro Untersuchungen*. Dissertation Technischen Universität München 2004.
- [Stein 1993] Steinmann JC, Herkowitz HN, El-Kommos H, Wesolowski P. *Spinal pedicle fixation: confirmation of an image-based technique for screw placement*. Spine 14 (1993) 1012-18.
- [Vaccaro 1995] Vaccaro AR, Garfin SR. *Internal fixation (pedicle screw fixation) for fusions of the lumbar spine*. Spine 20(24 Suppl) (1995) 157S-165S.
- [Wagner 2000] Wagnern UA, Schmitt O, Schmidt HM, Wallny T. *Atlas der Pedikelschraubenimplantate*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 2000
- [Weinstein 1992] Weinstein JN, Rydevik BL, Rauschnig W. *Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation*. Clin Orthop Relat Res. 284 (1992) 34-46.

LITERATURVERZEICHNIS

- [Weinstein 1988] Weinstein JN, Spratt KF, Spengler D, Brick C, Reid S. *Spinal pedicle fixation: reliability and validity of roentgenogram-based assessment and surgical factors on successful screw placement*. Spine 13 (1998) 1012-18.
- [Wilke 1996] Wilke HJ, Krischak S, Claes L. *Biomechanical comparison of calf and human spines*. J Orthop Res. 14(3) (1996) 500-3.
- [Yuan 1994] Yuan HA, Garfin SR, Dickman CA, Mardjetko SM. *A historical cohort study of pedicle screw fixation in thoracic, lumbar, and sacral spinal fusions*. Spine 19(20 Suppl) (1994) 2279S-2296S.
- [Youkilis 2001] Youkilis AS, Quint DJ, McGuillicuddy JE, Papadopoulos SM. *Stereotactic navigation for placement of pedicle screws in the thoracic spine*. Neurosurgery 48(4) (2001) 771-9.

Abbildungsverzeichnis

1	Versuchsaufbau am Institut für Robotik und Mechatronik am Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrttechnik (DLR) in Oberpfaffenhofen.	4
2.1	Nano 17-50, 6 Komponenten-Kraftsensor, Fa. ATI Industrial Automation.	18
2.2	Abmessungen des Nano 17-50, Fa. ATI Industrial Automation.	18
2.3	Digitale Erfassung der Bohr-/ Fräslöcher.	19
2.4	Versuchsaufbau: (1) Traverse, Universalprüfmaschine Zwick 1120; (2) LowSpeed Bohrsystem Aesculap; (3) 6-K-Messsensor, ATI Nano 17-50; (4) Kunstknochen Sawbone	20
2.5	Technische Zeichnung der Bohrsystemhalterung mit Sensorkoordinatensystem (rot) und Werkzeugkoordinatensystem (blau); (1) Vertiefung für 6-K Messsensor; (2) Befestigung für Bohrsystem.	21
2.6	Eintrittswinkel: Winkel zwischen Wirbeloberfläche und Bohrachse.	23
2.7	Schweinescapula mit Blutgefäß, Eintrittswinkel 60°.	26
2.8	Bovine, lumbale Wirbelsäule.	27
2.9	Typischer Kräfte - und Momentenverlauf beim Bohren.	29
2.10	Amira 3.1.1, Segmentations Editor.	33
2.11	Sawbone-Block.	34
2.12	Vermessung des 3D-Modells in Amira	34

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

2.13 Die Schnittgerade der beiden orthogonalen Ebenen beschreibt die optimale Richtung der Pedikelschraube.	36
2.14 Überprüfung der Parallelität der Ebenen zum Pedikelkanal.	37
2.15 Schritt A-D der Konstruktion des Isthmuszentrums.	38
2.16 Pedikelabmessungen: Transversaldurchmesser (A), Sagittaldurchmesser (B), Inklinationwinkel (C)	39
2.17 Kegelerzeugung durch Rotation von Gerade g_2 um g	41
2.18 Erzeugte Doppelkegel im Wirbelkörper. Die dorsal gelegenen Kegel schneiden aus der dorsalen Wirbelkörperoberfläche ein Flächenstück aus.	41
2.19 Freigeschnittenes Flächenstück mit Schraubenachsenschar.	42
2.20 Messung der Kortikalisdicke am Eintrittspunkt (A) an sechs verschiedenen Stellen (B).	43
2.21 Schematische Darstellung der visualisierten Bohrachsen.	44
2.22 Farblich dargestellte Eintrittswinkelverteilung.	45
2.23 A) Konstruktion der Wirbelhalbierenden. B) Transversalwinkel α, β, γ	46
3.1 Typischer Kräfte - und Momentenverlauf beim Bohren.	48
3.2 Skizzierte Darstellung der Bohr- bzw. Fräsphasen 1-5. Antrieb = (a), Bohrer/Fräser = (b), Kunststoffknochen mit spongösem und kortikalem Anteil = (C).	48
3.3 Erklärung des Boxplotdiagramms.	51
3.4 Mittlere resultierende Kraft F_{result} mit Standardabweichung beim Eintrittswinkel von 90°	52
3.5 Verteilung von F_{result} beim Eintrittswinkel von 90°	53
3.6 Mittelwert und Standardabweichung der Momente (M_x).	54
3.7 Momente (M_x) beim Eintrittswinkel von 90°	55
3.8 Prozentuale Abweichung vom Solldurchmesser.	56

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

3.9 Bohrlochqualität des 2schneidigen Spiralbohrers C mit dem Aesculap Low-Speed-Antrieb, Visualisierung des Solldurchmessers (weiß, unten).	57
3.10 Kräfte- und Momentenverlauf gemessen beim Zentrierbohrer N.	58
3.11 Mittelwert der Kräfte F_{result} mit Standardabweichungen beim Bohren bei 90°	59
3.12 Verteilung der resultierenden Kraft F_{result} . Dargestellt im Boxplotdiagramm beim Eintrittswinkel von 90°	59
3.13 Mittelwerte der Momente M_x beim Eintrittswinkel 90°	60
3.14 Verteilung der Momente M_x beim Eintrittswinkel 90°	60
3.15 Typischer Kräfte- und Momentenverlauf der Fräser.	62
3.16 Mittlere resultierende Kraft F_{result}	64
3.17 Verteilung der resultierenden Kraft F_{result}	64
3.18 Mittleres Moment M_x bei Fräser und Eintrittswinkel: 90°	66
3.19 Momente M_x bei Fräser und Eintrittswinkel 90°	66
3.20 Prozentuale Abweichung der Fräslochdurchmesser vom Solldurchmesser beim senkrechten Fräsen (Eintrittswinkel: 90°).	67
3.21 Eintrittswinkel 60 Grad.	68
3.22 Mittelwert und Standardabweichung von F_{result} bei 60°	70
3.23 Verteilung von F_{result}	71
3.24 Mittelwert und Standardabweichungen von M_x beim Eintrittswinkel von 60°	72
3.25 Moment M_x dargestellt im Boxplotdiagramm beim Eintrittswinkel 60°	72
3.26 Eintrittswinkel 30 Grad.	74
3.27 Mittlere resultierende Kräfte F_{result} aus den Versuchen mit den Industriebohrern und dem E-Pen beim Eintrittswinkel von 30° . Nicht ausgewertet werden konnte Bohrer O bei 15.000 U/min.	75
3.28 Kräfte F_{result} dargestellt im Boxplotdiagramm. Nicht ausgewertet wurde der Bohrer O bei 15.000 U/min.	76

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

3.29 Mittleres Moment M_x mit Standardabweichung bei 30°	76
3.30 Moment M_x in der Boxplotdarstellung bei 30° . Nicht gewertet wurde Bohrer O bei 15.000 U/min.	77
3.31 Resultierende Kräfte (F_{result}) der Industriefräser mit E-Pen.	78
3.32 Boxplotdarstellung der resultierenden Kräfte F_{result} beim Eintrittswinkel 30° . Nicht ausgewertet wurden die Fräser M und Q bei 15.000U/min.	79
3.33 Momente M_x der industriellen Fräser mit dem E-Pen beim Eintrittswinkel 30° . Nicht ausgewertet wurden die Fräser M und Q bei 15.000U/min.	80
3.34 Momente M_x der industriellen Fräser mit dem E-Pen beim Eintrittswinkel 30° . Nicht ausgewertet wurden die Fräser M und Q bei 15.000U/min.	81
3.35 Mittlere, resultierende Kräfte F_{result} mit Standardabweichung. Validierungsversuche in die Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriefräsern H, J, K, M und dem Synthes E-Pen.	83
3.36 Fräsversuche in Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriefräsern H, J, K, M und E-Pen.	83
3.37 Bohrversuch in die Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriebohrern N, O und dem E-Pen.	84
3.38 Bohrversuch in die Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriebohrern N, O und dem E-Pen.	84
3.39 Mittelwerte der Momente M_x der Fräsversuche in Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriefräsern H, J, K, M und E-Pen.	85
3.40 Moment M_x der Fräsversuche an der Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriefräsern H, J, K, M und E-Pen.	86
3.41 Mittelwerte der Momente der Validierungsversuche in die Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit den Industriebohrern N, O und dem E-Pen.	86
3.42 Moment M_x der Bohrversuche in Schweinescapula bei Eintrittswinkel 60° mit Industriebohrern N, O und dem E-Pen.	86
3.43 Verteilung der Eintrittswinkel über alle Präparate	92

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

3.44	Eintrittswinkel Präparat I	93
3.45	Transversalwinkel	94
3.46	Schraubenlänge.	97
4.1	Die eingezeichneten Achsen (rot) kennzeichnen den Versatz der Bohrachsen, wie er bei den Bohrern A, B, C, D in die um 30° verkippte Oberfläche auftrat.	102
4.2	Pedikelgeometrie im Axialschnitt.	105
6.1	Eintrittswinkel Präparat I	128
6.2	Eintrittswinkel Präparat II	129
6.3	Eintrittswinkel Präparat III	129
6.4	Eintrittswinkel Präparat IV	130
6.5	Eintrittswinkel Präparat V	130
6.6	Eintrittswinkel Präparat VII	131
6.7	Eintrittswinkel Präparat VII	131
6.8	Eintrittswinkel Präparat VIII	132
6.9	Eintrittswinkel Präparat IX	132
6.10	Eintrittswinkel Präparat X	133
6.11	Technische Zeichnung: Bohrer	135

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mir diese Dissertation ermöglicht und mich bei ihrer Erstellung unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt:

- Herrn Prof. Dr. med. Reiner Gradinger, Direktor der Abteilung Orthopädie und Unfallchirurgie des Klinikums Rechts der Isar der Technischen Universität München, für die freundliche Überlassung des Themas.
- Herrn Dipl.-Ing. Dr. Ulrich Schreiber für die außerordentlich gute Betreuung dieser Arbeit. Vielen Dank für Dein großes Engagement, die vielen Tips und die ständige Bereitschaft Problemstellungen zu diskutieren. Vielen Dank für die Hilfe bei Veröffentlichungen, Vorlesungen und Vorträgen. Das war „weltklasse“.
- Herrn Dipl.-Ing. Tobias Ortmaier, Leiter der Abteilung Medizintechnik des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrttechnik, sowie Herrn Dipl.-Ing. Holger Weiß und Herrn Dipl.-Ing. Ulrich Hagn, ebenfalls vom Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrttechnik, für die sehr gute und freundschaftliche Zusammenarbeit. Vielen Dank für die Hilfe bei der Aufzeichnung der Versuchsdaten und der Erstellung der Matlab-Skripten.
- Dem Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrttechnik, für die Bereitstellung des 6-Komponenten-Messensors.
- Herrn Dipl.-Ing. Dr. Erwin Steinhauser, Leiter der Abteilung Biomechanik der Technischen Universität München, für die Bereitstellung der Laborräume und der Versuchsgeräte.
- Herrn Dr. med Reiner Burgkart, Oberarzt der Abteilung Orthopädie und Unfallchirurgie des Klinikums Rechts der Isar der Technischen Universität München, für die medizinische und technische Beratung, sowie die Bereitstellung der Software Amira.

DANKSAGUNG

- Herrn Christian Brossmann von der Abteilung für Benutzernahe Dienste und Systeme des Leibniz-Rechenzentrums München, für die Hilfe bei Fragen zu Amira.
- Herrn Dipl.-Ing. Dietmar Engler, Firma Synthes, für die Beratung und Bereitstellung des E-Pen Systems.
- Herrn Dipl.-Ing. Stefan Schwer, Firma Synthes, für die Vermittlung verschiedener Kontakte und die Beratung bei der Auswahl der Bohrwerkzeuge.
- Herrn Dr. Hartlep , Brainlab AG, für die gute Zusammenarbeit.
- Meinen Freunden Dipl.-Ing. Daniel Greiner, Dipl.-Ing. Axel Umber, Timothy Ashwin, Jörg Sommer und Dipl. Phys. Stefan Schietinger für die Durchsicht und Korrektur dieser Arbeit. Jörg Sommer für die Beratung bei mathematischen Fragestellungen. Vor allem möchte ich euch allen an dieser Stelle (auch meinen Freunden, die hier nicht namentlich genannt sind) für die Unterstützung während der Entstehung dieser Arbeit danken.
- Meiner Freundin Dr. Stefanie Pfab für Ihre Geduld und Unterstützung während der Entstehung dieser Arbeit, sowie für die mehrmaligen Korrekturen „in letzter Minute“.
- Meiner Schwester Dipl. Volkswirtin Petra Berger für die Durchsicht und Korrektur der Arbeit.
- Meinem Onkel Hans-Peter Döbele für die Unterstützung während der Erstedung dieser Arbeit.
- Meiner Mutter für ihre unkomplizierte und unnachahmbare Art. Vielen Dank für Deine Unterstützung und die Möglichkeit Medizin zu studieren und diese Doktorarbeit schreiben zu dürfen.

Vielen Dank.