

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Aus der Klinik und Poliklinik für Vaskuläre und Endovaskuläre Chirurgie

Klinikum rechts der Isar

(Direktor: Univ.-Prof. Dr. H.-H. G. U. Eckstein)

**Evaluation intraindividuelle und interindividuelle Messdifferenzen unter Verwendung einer Image-Postprocessing Software im Vergleich zu konventionellen Messmethoden am Beispiel thorakaler Aortenaneurysmen**

Benedikt Gerd Wilhelm Reutersberg

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

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. E. J. Rummeny  
Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. H.-H. G. U. Eckstein  
2. apl. Prof. Dr. A. Huber

Die Dissertation wurde am 27.10.2014 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin  
am 11.03.2015 angenommen.

# Inhaltsverzeichnis

<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>4</b>
<b>1. EINLEITUNG .....</b>	<b>5</b>
1.1. DAS THORAKALE AORTENANEURYSMA .....	5
1.2. DIAGNOSTIK .....	6
1.3. THERAPIE .....	6
1.4. PRÄOPERATIVE PLANUNG EINER TEVAR.....	7
1.5. PROZEDURALE KOMPLIKATIONEN DER TEVAR.....	10
1.6. MESSVERFAHREN.....	12
1.6.1. Konventionelle Messverfahren anhand standardisierter Rekonstruktionen („Zweidimensional“) .....	12
1.6.2. Messungen nach Image Postprocessing mit „Dreidimensionaler“ Darstellung .....	16
<b>2. AKTUELLE DATENLAGE UND FRAGESTELLUNG .....</b>	<b>20</b>
<b>3. PATIENTEN UND METHODEN .....</b>	<b>24</b>
3.1. STUDIENDESIGN .....	24
3.2. PATIENTENPOPULATION .....	24
3.3. EIN- UND AUSSCHLUSSKRITERIEN.....	24
3.4. DATEN- AKQUISITION .....	24
3.5. SOFTWARE UND HARDWARE.....	25
3.5.1. Software.....	25
3.5.2. Hardware.....	25
3.6. DATEN-VORBEREITUNG .....	26
3.6.1. Einlesen der Daten.....	26
3.6.2. Verblindung.....	27
3.6.3. Randomisierung und Verteilung der Messtage .....	28
3.6.4. Sicherung der Ergebnisse.....	28
3.7. UNTERSUCHER.....	28
3.8. MESSUNGEN .....	29
3.8.1. Definition der Messpunkte .....	29
3.8.2. Konventionelles Messverfahren anhand standardisierter Rekonstruktionen ("2D").....	30
3.8.3. Messungen nach Image Postprocessing ("3D") .....	33
3.8.4. Definition Intra- und interindividuelle Messunterschiede .....	36
3.9. STATISTISCHE METHODEN.....	36
<b>4. ERGEBNISSE .....</b>	<b>39</b>
4.1. ALTER- UND GESCHLECHTSVERTEILUNG .....	39
4.2. INTRAINDIVIDUELLEN UNTERSCHIEDE.....	40
4.3. INTERINDIVIDUELLEN UNTERSCHIEDE.....	53
4.4. INTERMODALER VERGLEICH .....	60
<b>5. DISKUSSION .....</b>	<b>65</b>
5.1. STATISTISCHE VERFAHREN.....	66
5.2. INTRAINDIVIDUELLEN UNTERSCHIEDE.....	67
5.3. INTERINDIVIDUELLEN UNTERSCHIEDE.....	69
5.4. INTERMODALER VERGLEICH .....	75
5.5. SPEZIELLE SOFTWARE PROBLEME .....	78
5.6. LIMITATIONEN.....	80

5.7. BENEFIT FÜR DIE PRAXIS.....	82
<b>6. SCHLUSSFOLGERUNGEN .....</b>	<b>84</b>
<b>7. ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>85</b>
<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>86</b>
<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>93</b>
<b>VERÖFFENTLICHUNGEN/VORTRÄGE .....</b>	<b>94</b>

## Abkürzungsverzeichnis

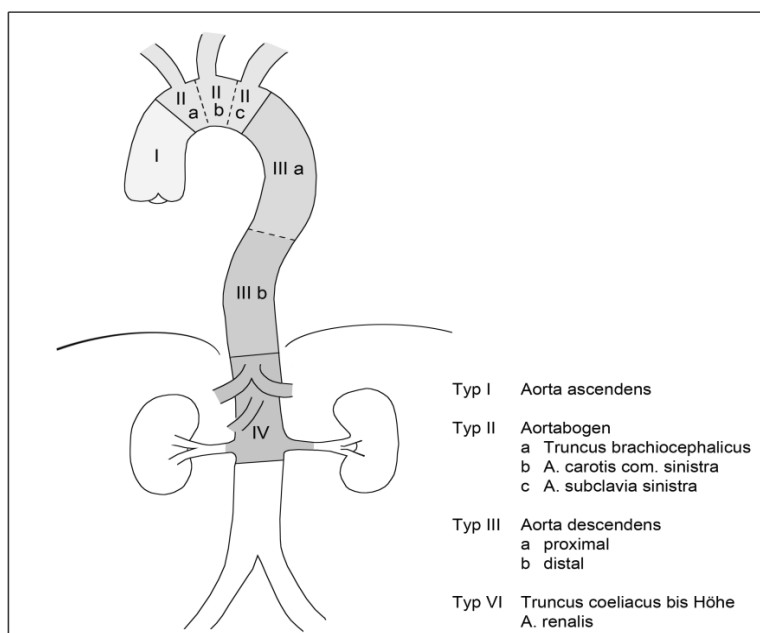
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
A.	Arterie, Arteria
AAA	Abdominelles Aortenaneurysma
Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
CTA	computertomographische Angiographie
d.h.	das heist
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
Dmax	maximaler Durchmesser
DSA	Digitale Subtraktions-Angiographie
EVAR	endovaskuläre Aortenrekonstruktion (EndoVascular Aortic Repair)
kV	Kilovolt
mAs	Milliamperesekunden
MIP	Maximum intensity projection
mm	Millimeter
MPR	multiplanare Reformatierung
PAU	penetrierende Aorten Ulkus
SD	Standarddeviation = Standardabweichung
TAA	thorakales Aortenaneurysma
TEVAR	thorakale endovaskuläre Aortenrekonstruktion (Thoracic EndoVascular Aortic Repair)
u.a.	unter anderem
vgl.	vergleiche
vs.	versus
VRT	Volume Rendering Technik
z.B.	zum Beispiel

# 1. Einleitung

## 1.1. Das thorakale Aortenaneurysma

Als arterielles Aneurysma gilt per Definition die dauerhafte, örtlich begrenzte Erweiterung einer Arterie auf mindestens das 1,5 fache ihres normalen Durchmessers (Johnston et al. 1991). Am häufigsten werden sie im Bereich der Aorta abdominalis diagnostiziert. Seltenere ist die thorakale Aorta betroffen. Im Gegensatz zum infrarenalen Aortenaneurysma, wo das Verhältnis Männer zu Frauen 7:1 beträgt (Vardulaki et al. 2000), ist es im Bereich der Aorta thoracica ausgeglichen (Bickerstaff et al. 1982). Der normale Querschnitt der Aorta thoracica beträgt interindividuell zwischen 15 und 30 mm (Schumacher et al. 2004).

Die thorakale Aorta wird in vier Abschnitte eingeteilt: Die Aorta thoracica Pars ascendens (I), den Arcus aortae (Aortenbogen; II a-c), die Pars descendens aortae (III a-b) und den letzten Abschnitt, welcher sich von infradiaphragmal bis suprarenal (IV) erstreckt (vgl. Abb.1). Die Häufigkeitsverteilung im Bereich der thorakalen Aorta setzt sich wie folgt zusammen: 51% der Aneurysmen sind in der Pars ascendens lokalisiert, gefolgt von 38% in der Pars descendens und 11% im Aortenbogen (Bickerstaff et al. 1982; Schumacher et al. 2004; Akin et al 2009).



**Abb. 1:** Morphologische Einteilung der Aorta thoracica nach Schumacher, Böckler, und Allenberg 2004.

## 1.2. Diagnostik

Thorakale Aortenaneurysmen (TAA) sind meist asymptomatisch und werden größtenteils als Zufallsbefund im Röntgen-Thorax, in einer Computertomographie (CT), in einer Magnetresonanztomographie (MRT) oder in einer echokardiographischen Untersuchung diagnostiziert (Hiratzka et al. 2010). Der Goldstandard der Diagnostik beim TAA ist die CT-Angiographie. Dies liegt zum einen daran, dass heutzutage Computertomographien innerhalb kürzester Zeit verfügbar sind, die Untersuchung schnell durchgeführt werden kann und sie eine Reihe von Nachbearbeitungs- und Messtechnik-Möglichkeiten bietet (Lell et al. 2006; Ueda et al. 2008; Rousseau et al. 2009; Rengier et al. 2011).

Bei einer CT-Angiographie wird durch ein intravenös verabreichtes jodhaltiges Röntgenkontrastmittel (in der Regel 80 bis 100ml) ein höherer Kontrast im Gefäß erzeugt, wodurch sich dieses im Vergleich zur Umgebung besser darstellen lässt.

Hierdurch kann die Pathologie in Hinblick auf Ihre Morphologie, Lagebeziehung zu den umgebenden Strukturen und ihre Ausdehnung sicher beurteilt werden. Dies ist von entscheidender Bedeutung für die Indikationsstellung einer möglichen Operation bzw. die anschließende Operationsplanung.

## 1.3. Therapie

Von entscheidendem Interesse für die Risikoabschätzung und Therapieentscheidung ist der maximale Durchmesser der Aorta. Aktuell wird mit einer Level B Evidenz eine prophylaktische operative Therapie bei asymptomatischen TAAs der Aorta descendens ab einem maximalen Durchmesser von 5,5 cm empfohlen. Symptomatische TAAs sollten unabhängig ihrer Größe umgehend operiert werden (Svensson et al. 2008; Hiratzka et al. 2010).

Es gibt zwei grundlegend unterschiedliche Operationstechniken ein thorakales Aortenaneurysma auszuschalten. Zum einen mittels des konventionellen offen chirurgischen Aortenersatzes, zum anderen durch eine endovaskuläre Stentversorgung (TEVAR = Thoracic EndoVascular Aortic Repair).

Je nach vorliegenden Komorbiditäten und der Morphologie der Pathologie sollte für jeden Patienten individuell entschieden werden, ob die Operation offen oder endovaskulär durchgeführt werden kann (Svensson et al. 2008; Weber et al. 2009).

Die thorakale endovaskuläre Aortenrekonstruktion (TEVAR) hat sich im Laufe der letzten zwei Jahrzehnte zu einer etablierten Behandlungsmethode für thorakale Aortenaneurysmen, penetrierende Aorten Ulcera (PAU) und Aortendissektionen Typ B (chronisch/akut) entwickelt (Fattori et al. 2003; Eggebrecht et al. 2003; Svensson et al. 2008; Abraha et al. 2009; Eggebrecht et al. 2009; Hiratzka et al. 2010).

Vorteile der TEVAR gegenüber der offenen Aorten-Rekonstruktion sind die Reduktion der 30-Tage Mortalitäts-Rate, des Risikos für eine Paraplegie bzw. Paraparese, der renalen-Dysfunktion, der Transfusionsbedürftigkeit, von Re-Operationen bei Blutungskomplikationen, sowie die Verringerung von kardialen, respiratorischen und neurologischen Komplikationen. Weitere Vorteile sind eine kürzere Operationszeit und die Dauer des Intensivstations-, sowie Krankenhausaufenthaltes (Cheng et al. 2010).

#### **1.4. Präoperative Planung einer TEVAR**

Präoperativ sind bei jeder endovaskulären Therapie mit dem Ziel einer erfolgreichen Aneurysmaauschaltung exakte Abmessungen der Aortenmorphologie, sowie der proximalen und distalen Landezonen notwendig. Insbesondere bei der Auswahl der entsprechenden Größe und des Typs des endovaskulären Stent-Prothese spielt dies eine entscheidende Rolle (Ueda et al. 2008; Rengier et al. 2009; Rengier et al. 2011). Bei einer fehlerhaften Stentgraft-Dimensionierung können postoperative Komplikationen, wie z.B. Endoleckagen (insbesondere Typ IA/IB), Aortenwand-Traumen, eine Progression des Aortendurchmessers sowie Stent-Graft-Kollaps bzw. –Dislokationen auftreten (Sternbergh et al. 2004; Stavropoulos & Charagundla 2007; Canaud et al. 2010). Zuverlässige präoperative Messungen können die Inzidenz von postoperativen Komplikationen signifikant verringern (Cheng et al. 2010; Rengier et al. 2011).

Die spezielle Morphologie der thorakalen Aorta, welche im Gegensatz zu der abdominalen Aorta durch den Aortenbogen eine deutliche Krümmung (Kinking) aufweist, sowie die enge anatomische Lagebeziehung der Läsionen zu den supraaortalen Gefäßen, führt zu einer deutlichen Erschwernis bei der Durchführung der präoperativen Messungen (We-

ber et al. 2009). Hinzu kommt, dass die pathologischen Veränderungen in der Regel mit einer Aorta-Elongation einhergehen, wodurch sich diese im Verlauf weiter krümmt.

Mögliche weitere morphologische Gegebenheiten, welche die Messungen erschweren können, sind ein steiler Aortenbogen, eine torquierte oder eine gestauchte thorakale Aorta.

Eine zusätzliche Herausforderung ergibt sich insbesondere bei der thorakalen Aorta durch den Pulsschlag. Dieser führt zu kontinuierlichen Konformationsänderungen, wodurch sich der Diameter im Durchschnitt zwischen der Diastole und der Systole um 10% verändert (Muhs et al. 2006).

Aufgrund der Nähe zu den supraaortalen Gefäßen ist bei der präoperativen Planung insbesondere die Charakterisierung einer adäquaten proximalen Landungszone von besonderem Interesse. Diese sollte im Bereich der thorakalen Aorta im Gegensatz zu infrarenalen Aortenaneurysmen nicht nur eine Länge von 15 mm besitzen, sondern mindestens 20 mm betragen (Weber et al. 2009).

Eine zu kurze Landungszone kann zur Verlegung der supraaortalen Gefäße durch die Stentprothese führen. Die Folge wären ein möglicher Kleinhirnfarkt/Subclavian-Steel-Syndrom/Ischämie des linken Armes (überstentet der A. subclavia links) oder ein Aplex bei zusätzlicher Verlegung der A. carotis communis links. Im Falle eines thorakalen Aneurysmas mit Beteiligung des distalen Aortenbogens reicht eine einfache TEVAR nicht aus, sondern es muss eine Kombinationoperation (supraaortale Hybridoperation) durchgeführt werden. In einem ersten Schritt wird durch ein offen chirurgisches cervicales Debranching einer oder mehrerer supraaortalen Gefäße eine ausreichende Landungszone geschaffen werden. Die abgesetzten supraaortalen Äste werden entweder direkt umgesetzt (transponiert) oder durch Anlage eines Bypass (z.B. ein carotido-subclavialer Bypass, gegebenenfalls plus carotido-carotidalem Bypass) umgeleitet. Anschließend kann dann der Stentgraft mit vergrößerter Landungszone sicher implantiert werden (Schumacher et al. 2009).



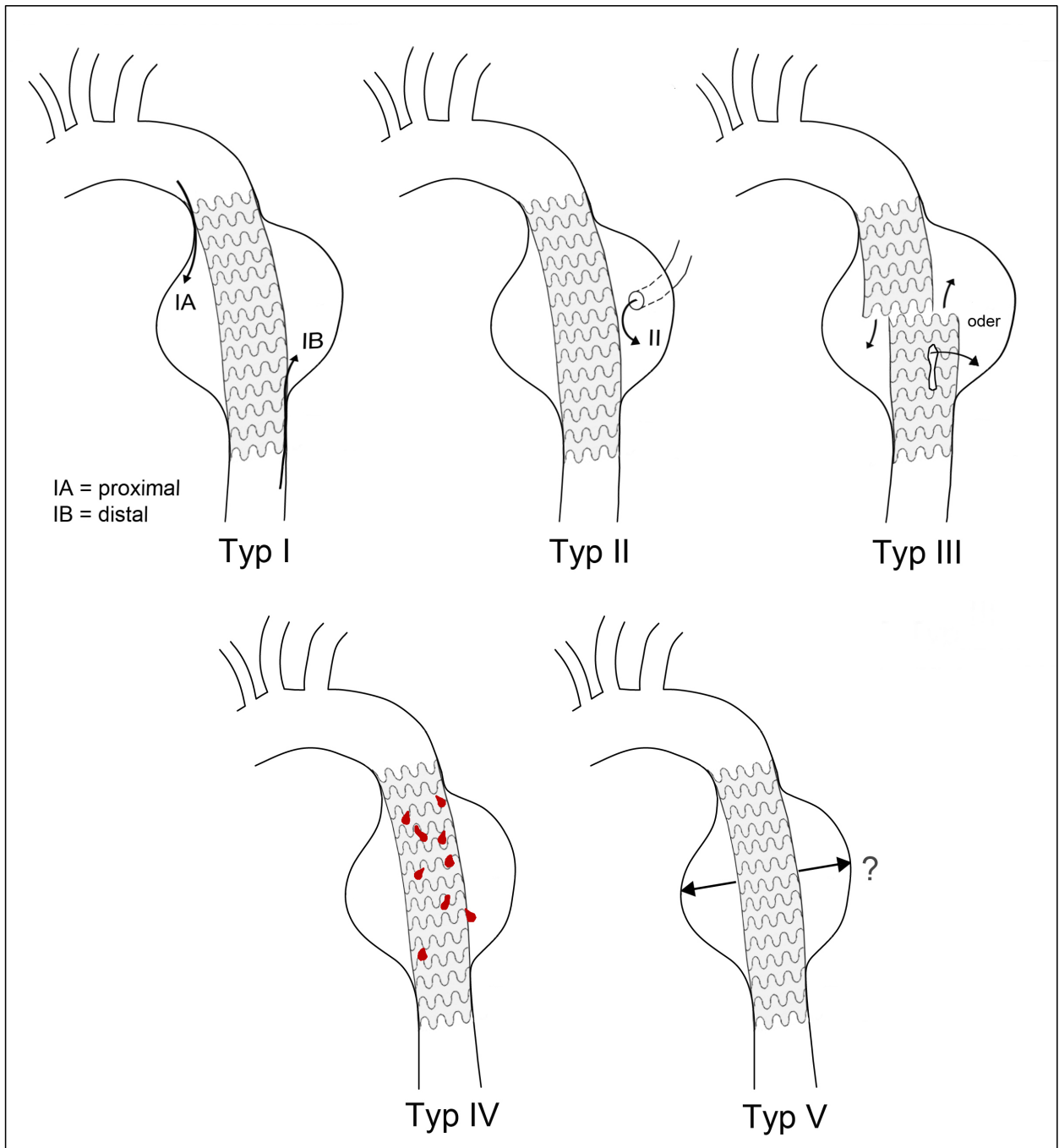
Wie Weber et al. 2009 zusammenfassen sind im Vorfeld eines thorakalen endovaskulären Eingriffs für eine sichere Planung folgende anatomische Eigenschaften zu berücksichtigen:

- Länge, Durchmesser und Beschaffenheit (Thrombus/Kalzifikation) der Landungszonen.
- Morphologie (Krümmungsgrad/ Torsion) des Aortenbogens.
- Länge und Ausdehnung der Pathologie.
- Lagebeziehung der Pathologie und der Landungszonen zu den supraaortalen Gefäßen.
- Beurteilung der Zugangsgefäße (Kaliber/Elongation/Verkalkung/Dissektion).

## 1.5. Prozedurale Komplikationen der TEVAR

Die häufigste prozedurale Komplikation, welche im Rahmen einer TEVAR auftreten kann ist eine sogenannte Endoleckage (Katzen et al. 2005). Diese entstehen wenn das Aneurysma nicht erfolgreich ausgeschaltet wurde, da der Aneurysmasack aufgrund eines Blutflusses außerhalb des Stentgrafts weiterhin perfundiert wird (Beebe et al. 1996). Man unterscheidet fünf verschiedene Haupttypen von Endoleckagen (vgl. Abb. 2). Beim Typ I wird das Aneurysma von den Stentenden her perfundiert (Typ IA = von proximal, Typ IB von distal). Typ I Endoleckagen sind meist auf technische Schwierigkeiten zurückzuführen, wie z.B. bei ungenauem Absetzen oder bei fehlerhafter Dimensionierung der Endoprothese. Bei einem Typ II findet eine retrograde Perfusion des Aneurysmasacks durch einen unverschlossenen aortalen Seitenast statt. Von einem Typ III spricht man wenn infolge einer Konnektionsstellen-Undichtigkeit oder Materialbruch Blut aus dem Lumen des Stents austritt. Bei einer Typ IV Endoleckage wird der Aneurysmasack aufgrund einer Porosität/Durchlässigkeit weiterhin perfundiert (White et al. 1998; Link & Manke 2001). Von einem Typ V spricht man wenn trotz Progression des Aneurysmasackes keine Typ I bis IV Endoleckage nachgewiesen werden kann. Man bezeichnet diesen Zustand auch als sogenannte "Endotension" (Veith et al. 2002; Baum et al. 2003).

Im Vergleich zur endovaskulären Aortenrekonstruktion (EVAR) beim abdominalen Aortenaneurysma (bis zu 40%) treten Endoleckagen nach TEVAR deutlich seltener auf. Auch unterscheidet sich die Verteilung der Endoleckagen-Typen. Nach TEVAR kommt es vornehmlich zu Typ I Endoleckagen, welche behandelt werden sollten, da eine funktionelle Aneurysmaausschaltung nicht gegeben ist. Typ II Endoleckagen sind bei TEVAR im Vergleich zu EVAR seltener und bedürfen keiner unmittelbaren Therapie. Die Ursache von Typ II Endoleckagen liegt einerseits in retrograd perfundierten Interkostalarterien (Typ IIB), oder einer retrograden Perfusion der linken A. subclavia bei der Behandlung distaler Bogenaneurysmen mittels supraaortalen Hybrid (Typ IIA) (Thurnher & Grabenwöger 2002; Katzen et al. 2005; Ueda et al. 2008).



**Abb. 2:** Endoleckagen Typen nach TEVAR bei TAA (modifiziert nach White et al. 1998 und Baum et al. 2003)

Eine weitere Komplikation kann entstehen wenn durch die Endoprothese Zuflüsse aortaler Seitenäste verlegt werden. So kann, wie bereits erwähnt, infolge einer Durchblutungsstörung der hirnersorgenden Gefäße ein Apoplex resultieren. Sollte die A. subclavia sinistra vom Blutstrom ausgeschlossen werden kann es in seltenen Fällen zu einer Ischämie/Claudicatio des linken Armes oder einem Subclavian-Steel-Syndrom führen.

Eine relevante und gefürchtete Komplikation stellt die Paraplegie/-parese infolge einer spinalen Ischämie bei Verschluss von Lumbalarterien dar. Sie ist zwar im Vergleich zur offenen Chirurgie deutlich reduziert, kommt jedoch auch in 2,9 - 6,7 % der Fälle bei einer TEVAR vor (Cheung et al. 2005; Bavaria et al. 2007; Hanna et al. 2013). Resultierend aus der Gefahr der spinalen Ischämie sollten daher bei einer TEVAR die zu überstentende aortale Strecke so kurz wie möglich gewählt werden (möglichst kurze Stentgrafts), damit so wenige Interkostalarterien im Bereich der thorakalen Aorta verschlossen werden wie nötig.

Weitere Komplikationen die infolge einer TEVAR auftreten können sind unter anderem Aortendissektionen, Prothesen-Thrombosen, ein Abknicken der Prothese (sog. Kinking) oder eine Migration des Stentprothese im Verlauf.

## **1.6. Messverfahren**

### **1.6.1. Konventionelle Messverfahren anhand standardisierter Rekonstruktionen („Zweidimensional“)**

Heutzutage werden Messungen in der Regel manuell anhand von sogenannten MPRs (multiplanare Reformatierung) durchgeführt (Vgl. Abb. 3a u. 3b, welche sekundär aus den axialen Quelldaten der CTAs berechnet werden. Hierdurch können beliebig im Raum liegende Ebenen zweidimensional visualisiert werden (Diehm et al. 2004; Lell et al. 2006; Tengg-Kobligk et al. 2007; Weber et al. 2009). Meist werden in der klinischen Praxis aber neben der axialen nur die sagittale und koronare Ebene zur Verfügung gestellt. Sind speziellere Schnittebenen erforderlich müssen diese extra angefordert werden, womit jedoch ein höherer Zeitaufwand verbunden ist.

Um den Gefäßverlauf der Aorta aber realistisch nachvollziehen zu können, reichen die drei Raumebenen alleine häufig nicht aus. Insbesondere wenn Teile der Aorta von Interesse sind, die sich im Bereich einer Krümmung, wie z.B. dem Aortenbogen, befinden. Hier kann der Gefäßdurchmesser durch einen schrägen Gefäßanschnitt fehlerhaft dimensioniert werden. Zum Beispiel kann bei alleiniger Messung in der axialen Ebene der Querschnitt zu groß oder zu klein berechnet werden (Greenberg et al. 2004; Luccichenti

et al. 2005; Rengier et al. 2009; Weber et al. 2009; Elefteriades & Farkas 2010; Rengier et al. 2011; Rudarakanjana et al. 2013).

Die relevanten Distanzen zur Abschätzung einer Aorten-Pathologie sind die Längen- und Querabmessungen. Diese spielen eine wichtige Rolle bei der Indikationsstellung zur Operation, sowie ebenfalls für die anschließende Vermessung einer passenden Gefäßprothese.

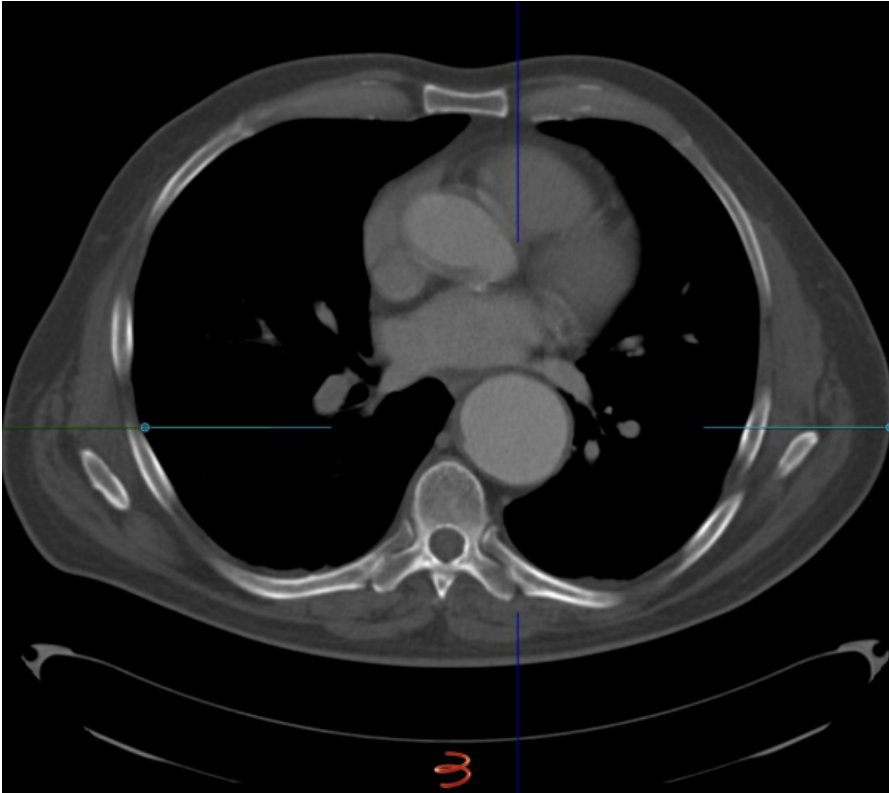
Längenabmessungen sollten entlang der Mittelachse des Gefäßverlaufes erfolgen. Querabmessungen, welche dem Gefäßdurchmesser entsprechen, sollten orthogonal, d.h. senkrecht zur Mittelachse durchgeführt werden.

Als allgemeiner Konsens gilt, dass in Fällen in denen der Durchmesser orthogonal zur Mittellinie des Gefäßes nicht ermittelt werden kann, weil z.B. weitere Raumebenen fehlen, zunächst der kleinste und größte Achsen-Durchmesser gemessen werden sollen. Der kleinere Achsen-Durchmesser gilt anschließend als der repräsentative Wert (Ouriel et al. 1992; Fillinger et al. 2010; Rengier et al. 2011). Wobei insbesondere asymmetrisch konfigurierte Aneurysmen was die Maximalausdehnung betrifft relevant unterschätzt werden können.

Bei der Verwendung von MPRs müssen insbesondere Längenabmessung aufgrund der Zweidimensionalität durch das aneinanderfügen von mehreren einzelnen Längsmessungen erfolgen. Dies ist zum einen zeitraubend und zum anderen birgt es die Gefahr fehlerhafter Messungen (Rengier et al. 2009).

Eine weitere Methode, welche im klinischen Alltag häufig verwendet wird um Längsmessungen vorzunehmen, ist die verschiedenen axialen CT-Schichten im Verlauf des Gefäßes zu addieren und anschließend mit der Schichtdicke des CTs zu multiplizieren. Dies ist aber eine zeitaufwendige und sehr ungenaue Methode, insbesondere bei gekrümmten Gefäßverläufen (Beebe et al. 1995; Beebe 1997; Shin et al. 2000; Diehm et al. 2004).

Bei der Auswahl der Prothesendimensionierungen bestehen herstellerspezifische Unterschiede. Einige Hersteller beziehen sich auf den Innendurchmesser als Referenz, andere auf den Außendurchmesser. Dies muss bei der Auswahl der Produkte berücksichtigt werden um über-/unterdimensionierungen zu vermeiden.



**Abb. 3a:** Axiale multiplanare Reformatierung (MPR).



**Abb. 3b:** sagittale multiplanare Reformatierung (MPR).



**Abb. 3c:** koronare multiplanare Reformatierung (MPR).

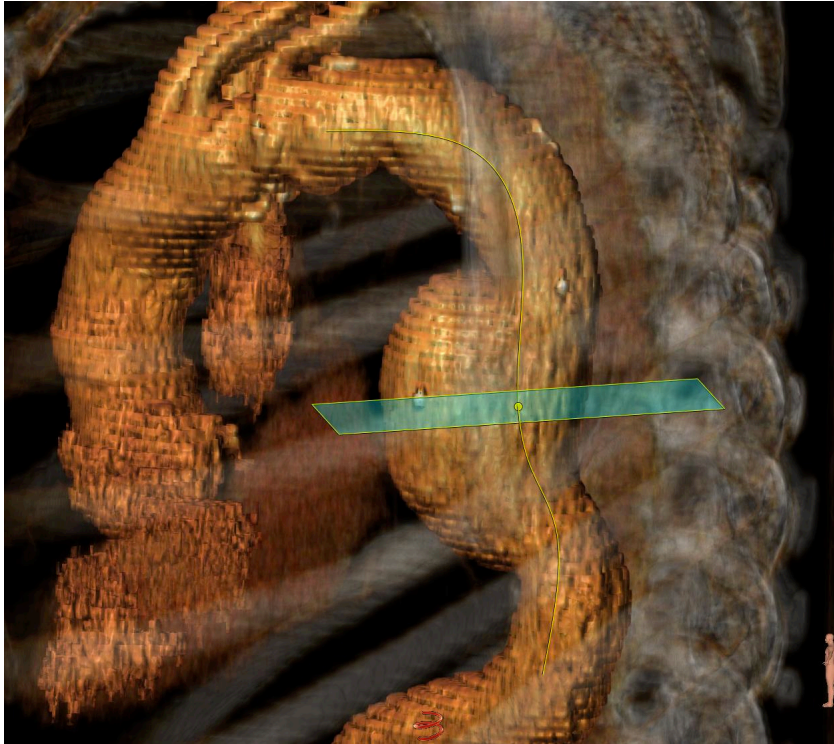
### **1.6.2. Messungen nach Image Postprocessing mit „Dreidimensionaler“ Darstellung**

Für dreidimensionale Darstellungen sind spezielle Softwareprogramme nötig, damit aus den CTA-Rohdaten beliebig im Raum liegende Ebenen berechnet werden können. Kommerziell sind eine Reihe verschiedener Programme erhältlich, welche zum einen von den Herstellern der CT-Geräte, aber auch von unabhängigen Software-Firmen angeboten werden.

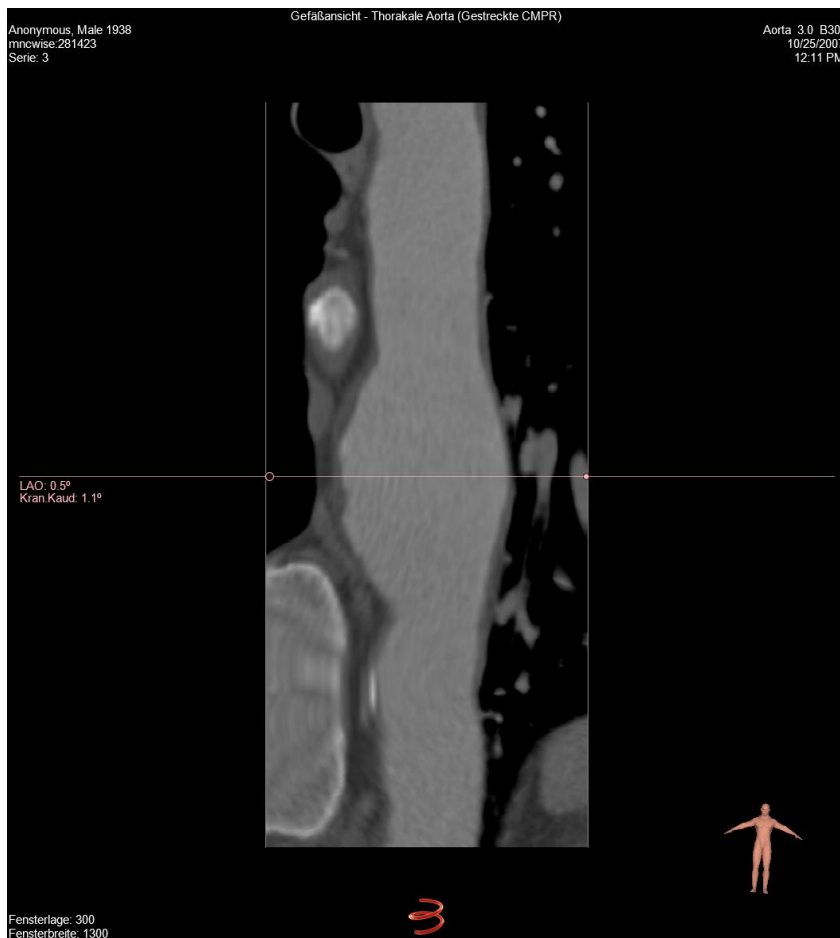
Eine Methode um detailliertere Messungen durchführen zu können ist die semiautomatische Centerline-Analyse, bei der mittels Computernachbearbeitung (Computer-Postprocessing) das Gefäßlumen halbautomatisch identifiziert und entlang einer berechneten Mittelachse in Segmente eingeteilt wird. Der große Vorteil dieser Technik ist, dass anschließend an beliebiger Stelle im Gefäßverlauf orthogonal zur berechneten Mittelachse Durchmesser manuell gemessen werden können. Daneben kann man entlang der sogenannten Centerline Längenmessungen vornehmen (Weber et al. 2009; Boskamp et al. 2004; Rengier et al. 2009; Rengier et al. 2011).

Nachdem die Centerline erstellt wurde (vgl. Abb. 4a) kann diese anschließend mittels einer anderen MPR-Form, der sogenannten "gekrümmten" ("curved") bzw. "gedehnten" (stretched") MPR (vgl. Abb. 4b) visualisiert werden. Der Vorteil der gekrümmten bzw. gedehnten MPR ist, dass komplexe anatomische Strukturen in einem Bild dargestellt werden können. Der Nachteil dieser Technik besteht darin, dass bedingt durch das manuelle setzen von mindestens einem Segmentierungspunkt zu Beginn, eine Benutzer Abhängigkeit entsteht (Tengg-Kobligk et al. 2007; Weber et al. 2009).



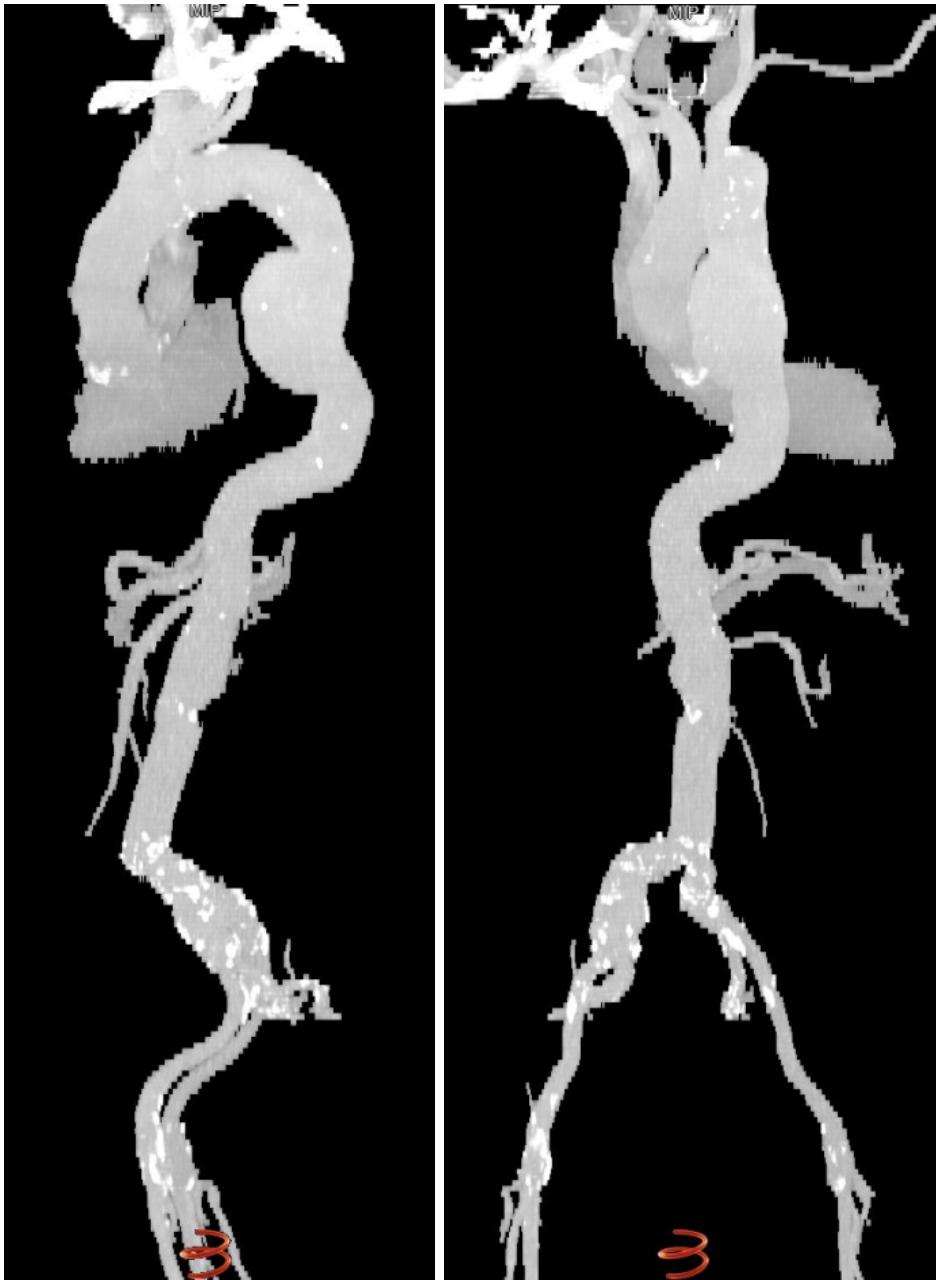


**Abb. 4a:** Centerline-Analyse

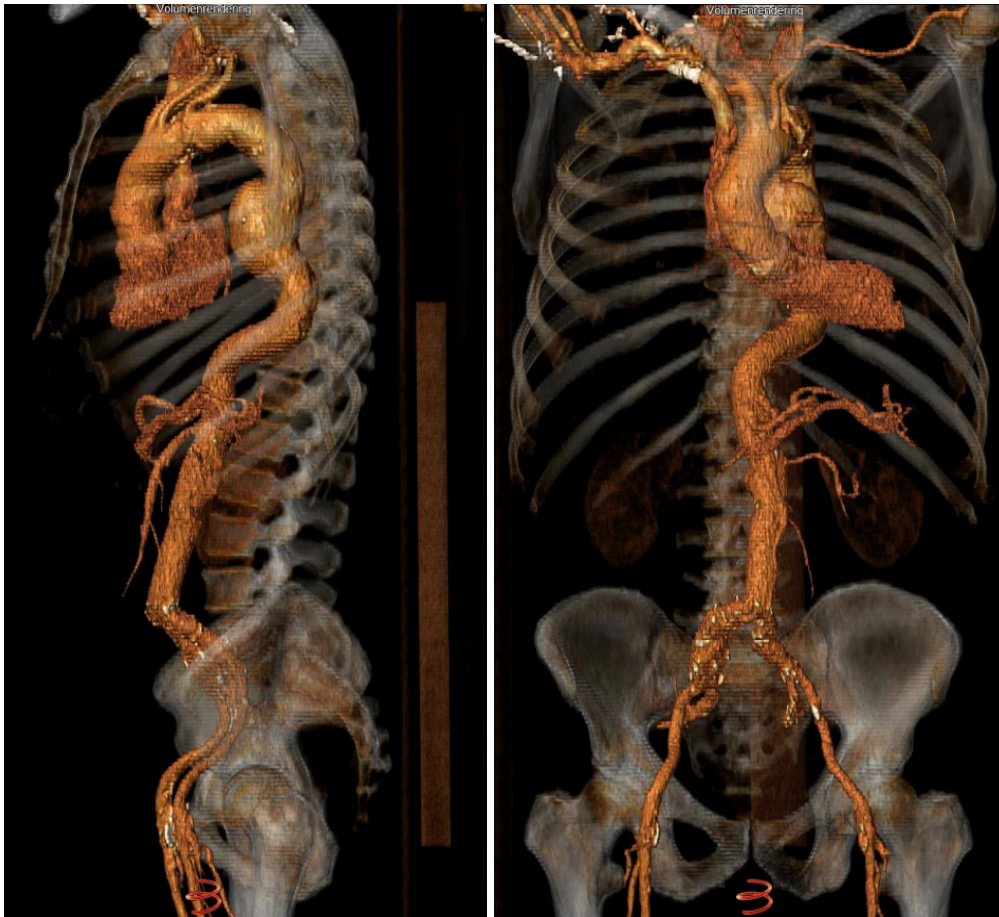


**Abb. 4b:** gedehnte MPR am Bsp. einer "Stretched Aorta"

Weitere dreidimensionale Image-Postprocessing Techniken sind die Maximum Intensity Projektion (MIP, vgl. Abb. 5) und die Volume Rendering Technik (VRT, vgl. Abb. 6). MIPs sind Darstellungen in denen nur diejenigen Bildinformationen eines ursprünglichen Datensatzes visualisiert werden, welche die höchsten Intensitäts- bzw. Dichtewerte besitzen (Schreiner et al. 1996; Tengg-Kobligk et al. 2007). Sie werden in der präoperativen Planung in der Regel nur für die Abschätzung der aortalen Kalklast verwendet.



**Abb. 5:** Maximum-Intensity-Projection (MIP)



**Abb. 6:** Volume-rendering-Technik (VRT)

Die durch Volume Rendering akquirierten Bilder haben den Vorteil dem Operateur optimale 3-D Bilder zur Verbesserung der morphologischen Visualisierung zur Verfügung zu stellen. Es kann ein übersichtliches Bild der Aorta erstellt werden, mit deren Hilfe die Pathologie und deren Bezug zu den abgehenden Gefäßen besser visualisiert wird. Zu beachten gilt hierbei, dass nur durchströmtes Lumen abgebildet wird, eine Abschätzung des Thrombusanteils kann durch die VRE nicht abgebildet werden (Tengg-Kobligk et al. 2007; Weber et al. 2009).

Im klinischen Alltag, in welchem die präoperativen Messungen zur Dimensionierung der aortalen Stentprothese in der Regel vom operierenden Gefäßchirurgen durchgeführt werden, wird eine einfach anzuwendende Software benötigt. Optimal wäre es wenn diese direkt auf die hausinternen DICOM-Daten zugreifen könnte, damit ein Zeitverlust vermieden wird. Aktuelle Software-Systeme wie 3surgery™ oder TeraRecon, sind jedoch in der Anschaffung teuer. Ein solches Investment lohnt sich nur dann, wenn mit einem solchen Hilfswerkzeug ein merklicher Benefit erzielt wird.

## 2. Aktuelle Datenlage und Fragestellung

Für eine endovaskuläre Aneurysma-Ausschaltung sind exakte präoperative Messungen essentiell. Kommerzielle dreidimensionale Bildnachverarbeitungsprogramme versuchen daher über eine bessere Visualisierung und 3D-Aufarbeitung (Image Postprocessing) eine höhere Messgenauigkeit bei unkomplizierter Anwendbarkeit zu erzielen.

Vorherige Studien welche einen Vergleich zweier unterschiedlicher Messmethoden in Hinblick auf eine Image Postprocessing Software zur Planung eines Aortenersatzes untersuchten beschränkten sich bisher vor allem auf die abdominelle Aorta.

Dillavou und Kollegen (Dillavou et al. 2003) untersuchten ob mittels 3D-Rekonstruktionen exaktere Durchmesser-Messungen erzielt werden können, als anhand von herkömmlichen axialen computertomographischen Bildern (2D). Sie kamen zu dem Ergebnis, dass Durchmesser Bestimmungen anhand von 2D Datensätzen für die Routine der präoperativen Operations-Planung der endovaskulären AAA Ausschaltung ausreichen. Im Falle von gekrümmten Aorten-Verläufen liefern jedoch die 3D Rekonstruktionen exaktere Ergebnisse und sollten daher für diese speziellen Fälle vorgehalten werden. Boll und Kollegen (Boll et al. 2004) konnten zeigen, dass präoperative Messungen mittels 3D-Rekonstruktionen mit einer signifikant niedrigeren intra- und interindividuelle Variabilität einhergehen als anhand von Messungen an axialen Quellbildern (2D). In einer weiteren Studie (Parker et al. 2005) wurde die Reproduzierbarkeit von Messungen und der Einfluss auf die Prothesenwahl anhand drei verschiedener Techniken (Messungen an Bildern konventioneller CT-Untersuchungen, kalibrierte DSA und 3D Rekonstruktionen aus den Quelldaten der konventionellen CT-Untersuchungen) prospektiv untersucht. Sie folgerten, dass mit allen drei Verfahren reproduzierbare und vergleichbare Ergebnisse erzielt werden können. Die beste Korrelation von Durchmesser- und Längenmessungen konnte aber anhand der 3D Rekonstruktionen erzielt werden. Diese würde aber nicht ausreichen um die Wahl der geeigneten Prothese zu beeinflussen. Diehm und Kollegen (Diehm et al. 2005) verglichen manuelle mit semi-automatischen Messungen anhand von 3D-Rekonstruktionen und konnten zeigen, dass mittels letzteren die Variabilität verringert werden kann. Sie empfehlen jedoch als verlässlicher Methode manuelle Messungen an den 3D Rekonstruktionen, da durch thrombotisches Material und Kalzifikationen fehler-

hafte Messergebnisse bei der angewendeten semi-automatischen Technik resultieren können.

Pitoulis und Kollegen 2011 (Pitoulis et al. 2011) untersuchten die intra- und interindividuelle Variabilität von 2D-CTA im Vergleich zur Centerline Analyse anhand von 3D-Rekonstruktionen bei der präoperativen Planung einer endovaskulären Aortenrekonstruktion bei AAA. Sie schlussfolgerten das die Centerline Analyse nach Image Postprocessing bessere intra- und interindividuelle Übereinstimmung liefert und daher für die Richtige Prothesenwahl besser geeignet sei.

Zusammengefasst konnte bisher in vorherigen Studien in Messungen (manuell oder semi-automatisch) nach Image Postprocessing im Vergleich zu herkömmlichen zweidimensionalen Messungen bei der abdominalen Aorta eine Reduktion in Bezug auf die Messvariabilität gezeigt werden. Dies gilt wie oben beschrieben insbesondere für gekrümmte Aortenpathologien (Dillavou et al. 2003). Es stellt sich daher die Frage, ob mit dieser Methode ebenfalls bei der thorakalen Aorta, welche bedingt durch den Aortenbogen schon einer natürlichen Krümmung unterliegt, exaktere Ergebnisse erzielt werden können.

Die klinische Bedeutung von 3D-Programmen für die Planung einer endovaskulären Stentversorgung im Bereich der thorakalen Aorta wurde bisher nur in einigen wenigen Studien untersucht. Aufgrund der engen Lagebeziehung zu den supraaortalen Ästen und der Krümmung durch den Aortenbogen werden die Messungen in diesem Abschnitt im Vergleich zur infrarenalen Aorta zusätzlich erschwert.

Bei Rengier und Kollegen (2011) wurde von einem vaskulären Experten und drei Laien jeweils 30 Datensätze thorakaler CT-Angiographien mittels semiautomatischer Centerline-Analyse, sowie manuell anhand von MPRs und axialen Schichten vermessen. Die gewonnen Ergebnisse wurden anschließend miteinander verglichen. Als Ergebnis konnte gezeigt werden, dass bei nicht fachkundigen Untersuchern mittels der semi-automatischen Centerline-Analyse geringere interindividuelle Unterschiede auftraten und es sich daher um eine zuverlässige Untersuchungsmethode für Laien handele. Sie empfehlen, dass manuelle Messungen mittels MPRs nur von Experten durchgeführt werden sollten.

In einer weiteren Studie konnte die gleiche Arbeitsgruppe zeigen, dass mit Hilfe der semi-automatischen Centerline-Analyse Längenvermessungen für TEVARs mit einer geringeren Variabilität und Durchmesser-Messungen schneller durchgeführt werden können, als im Vergleich zu Messungen an MPRs. Bedingung hierfür war jedoch, dass die Mes-

sungen durch vaskuläre Experten durchgeführt werden (Müller-Eschner et al. 2013). Die bis dato letzte Studie, die sich mit einem Messmethodenvergleich in Bezug auf die Aorta thoracica, Pars descendens beschäftigt wurde 2013 von Rudarakanchana und Kollegen publiziert (Rudarakanchana et al. 2013). Sie untersuchten in wie weit sich der maximale Durchmesser unterscheidet, wenn er von verschiedenen Untersuchern wiederholt mit zwei verschiedenen Techniken bestimmt wird. Zum einen wurden der maximale Durchmesser an den axialen Quelldaten (2D) bestimmt und zum anderen nach Image Postprocessing orthogonal zur Centerline (3D). Es konnte gezeigt werden, dass der maximale Durchmesser in den 3D Messungen im Schnitt kleinere Distanzen aufwies und mit einer höheren Zuverlässigkeit, sowie mit kleinerer interindividueller Variabilität bestimmt werden konnte, als in den herkömmlichen axialen Messungen. Daher wurde als zukünftiger Standard empfohlen zur Indikationsstellung den maximalen Durchmesser von Aneurysmen der Aorta descendens korrigiert nach Image Postprocessing von der äußeren zur äußeren Wand zu bestimmen.

Insgesamt unterschieden sich die bisher publizierten Studien in ihren Messprotokollen, der Erfahrungen der Untersucher, der angewendeten Statistik, der benutzten Computersoftware, uneinheitliche Anzahl von Messungen und verschiedenen Patientenkollektiven deutlich voneinander.

Nach Sichtung der aktuellen Literatur wurde bis dato kein Messmethodenvergleich durchgeführt, bei welchem intra- und interindividuelle Unterschiede zwischen Experten verschiedener Fachdisziplinen (Gefäßchirurgie, Radiologie), sowie zwischen Experten und einem Laien im Bereich der thorakalen Aorta zur Planung einer endovaskulären Aneurysma-Ausschaltung anhand des konventionellen Messverfahren (standardisierte Rekonstruktionen "2D") gegenüber Messungen nach Image Postprocessing ("3D") untersucht wurden. Insbesondere wurde bisher keine intermodale Gegenüberstellung der Verfahren bei thorakalen Aortenaneurysmen durchgeführt. Ziel der vorgelegten Arbeit ist daher die Beurteilung einer kommerziell erhältlichen Image Postprocessing Software (3 Mensio®; semi-automatische Centerline-Analyse) im Vergleich zu konventionell evaluierten CTA-Rekonstruktionen (MPRs) anhand von präoperativen CTAs thorakaler Aortenaneurysmen in Bezug auf die Prüfung der Reproduzierbarkeit und Bestimmung der intermodalen Unterschiede.

Folgende Fragen sollen im Einzelnen geklärt werden:

1. Besteht eine Übereinstimmung zwischen den zwei Messmethoden, d.h. sind die Ergebnisse, welche anhand der Messungen nach Image Postprocessing erzielt werden den Messungen an MPRs vergleichbar? Dies soll anhand folgender Fragen geklärt werden:
  - a. Wie groß sind die intraindividuellen Unterschiede in den zwei Verfahren im Vergleich (zeitliche Reproduzierbarkeit)?
  - b. Wie groß sind die interindividuellen Unterschiede im Vergleich (untersucherabhängige Reproduzierbarkeit)?
2. Können die Abweichungen der Messergebnisse im Falle einer direkten Gegenüberstellung quantifiziert werden (Intermodalen Unterschiede)?

## **3. Patienten und Methoden**

### **3.1. Studiendesign**

Es handelte sich um eine klinische, monozentrische Studie zum Vergleich von Messmethoden. Ziel der Studie war es anhand von präoperativen CT-Angiographien von Patienten, bei denen ein behandlungsbedürftiges thorakales Aortenaneurysma vorlag, zwei verschiedene Vermessungs-Methoden zur präoperativen Dimensionierung von Stent-Prothesen in Bezug auf intraindividuelle und interindividuelle Unterschiede zu vergleichen.

### **3.2. Patientenpopulation**

Für die Studie wurden die Datensätze von präoperativ durchgeführten CT-Angiographien von Patienten verwendet, welche im Rahmen eines TAA's im Bereich der Aorta descendens (Pars III) in der Klinik und Poliklinik für Vaskuläre und Endovaskuläre Chirurgie, Klinikum rechts der Isar in München, behandelt wurden. Der Zeitraum der Bild-Datenerhebung umfasst die Jahre 2004 bis 2010.

### **3.3. Ein- und Ausschlusskriterien**

In die Studie eingeschlossen wurden Patienten bei denen ein TAA diagnostiziert wurde. Die Lokalisation der Aortenpathologie durfte sich hierbei ausschließlich im Bereich der Aorta descendens (Pars III) befinden. Aneurysmen die den Aortenbogen mit einschlossen oder bei denen keine adäquate proximale Landezone für eine Endoprothese (mindestens 20 mm) gegeben war, wurden ausgeschlossen.

Die CT-Angiographien mussten mindestens eine Schichtdicke von  $\leq 5$ mm aufweisen.

### **3.4. Daten- Akquisition**

Die CT-Datensätze stammten von Patienten, die im Rahmen eines thorakalen Aorten-Aneurysmas in der Klinik und Poliklinik für Vaskuläre und Endovaskuläre Chirurgie im Klinikum rechts der Isar behandelt wurden. Bei der Akquirierung der CT-Datensätze wurde auf extern und intern angefertigte Bilder zurückgegriffen, wobei unterschiedliche Computertomographie-Geräte für die Untersuchungen verwendet wurden. Die überwiegende Mehrheit aller CT-Angiographien (18 von 28) wurden auf demselben Computer-



tomographen in der Abteilung für Radiologie des Klinikums rechts der Isar angefertigt. Es handelt sich um ein Multidetektor CT Somatom Sensation Cardiac 64 des Herstellers Siemens Medical Systems, Erlangen. Es wurde das Standardprotokoll für CTAs mit 120kV, 120mAs und Röhrenstrommodulation eingesetzt. Die Schichtdicken betragen 0,7 mm und wurden axial auf 3 mm rekonstruiert. Bei dem verwendeten Kontrastmittel handelt es sich um 80 ml Imeron 400 mit einem 30 ml NaCl Bolus (Injektionsrate 4 ml/sec). Die übrigen zehn CTAs stammen aus externen Kliniken und waren axial auf Schichtdicken von 3-5 mm rekonstruiert. Weitere Daten hierzu lagen nicht vor. Aufgrund ausreichend guter Qualität zur präoperativen Planung und aus strahlenschutztechnischen Gründen wurde bei diesen Patienten auf die erneute Durchführung einer internen CTA verzichtet.

### **3.5. Software und Hardware**

#### **3.5.1. Software**

Als Computerprogramm für die professionelle Bildnachverarbeitung wurde die Software 3surgery™ - Version 4.0 der Firma 3mensio Medical Imaging BV aus Bilthoven, Niederlande verwendet. Dieses Programm bietet die Möglichkeit CT-Datensätze sowohl zweidimensional (MPRs), als auch dreidimensional (gekrümmte/stretched MPR) darzustellen und anhand der Rekonstruktionen exakte Messungen vorzunehmen.

Als Betriebssystem wurde Microsoft Windows® XP der Version 2002 mit dem Service Packet 2 verwendet.

#### **3.5.2. Hardware**

Als „Workstation“ wurde ein Laptop der Firma Dell™, mit der Typen-Bezeichnung XPS M1710 verwendet. Bei dem Prozessor handelte es sich um einen Intel®-Centrino (Intel® Core™ 2 CPU) mit 2.16 GHz, 994 MHz, 2,00 Gigabyte RAM Arbeitsspeicher (vgl. Abb. 7).



**Abb. 7:** Workstation Dell™ XPS M171

## **3.6. Daten-Vorbereitung**

### **3.6.1. Einlesen der Daten**

Die Daten der Patienten wurden von einer unabhängigen Person, welche nicht an den Messungen beteiligt war wie folgt für die Untersuchung vorbereitet: Zunächst wurden die Datensätze der CT-Angiographien die auf CD-ROM anonymisiert gespeichert Vorlagen mittels des „Import Wizards“ auf die Workstation überspielt.

1. Als erstes wird die CD-ROM ins Laufwerk eingelegt. Es öffnet sich ein Fenster in welchem beschrieben steht das „DICOMDIR (data)“ gefunden wurde. Sollte die CD-ROM mit einer automatischen Darstellungs-Software ausgestattet sein, besteht die Möglichkeit, dass auch diese sich öffnet. Beide Fenster müssen geschlossen werden.
2. Nun klickt man auf dem Desktop des Windows-Computers die Icon „DICOM IMPORT WIZARD“ an (DICOM = Digital Imaging and Communications in Medicine). Daraufhin öffnet sich ein Fenster in welchem man „SELECT SOURCE“ auswählen sollte.
3. Im nächsten Schritt klickt man „SELECT A DEVICE FROM THE LIST“ an und wählt das Laufwerk aus in welchem sich die CD-ROM befindet.

4. Nun klickt man „NEXT“ und es wird einem im nächsten Schritt unter „SELECT DATA“ diejenigen Untersuchungen gezeigt welche sich auf der einzulesenden CD-ROM befinden.
5. Es werden diejenigen Untersuchungen ausgewählt die für die Studie von Interesse sind: Axiale Rohdaten mit einer Schichtdicke von drei bzw. fünf Millimetern. Anschließend muss der Button „NEXT“ geklickt werden.
6. Nun schreitet die Import-Software zum nächsten Schritt fort und es öffnet sich das Import-Fenster in welchem der Verlauf des Vorganges nach Bestätigung durch anklicken des „IMPORT“-Buttons verfolgt werden kann. Am Ende dieses Prozesses muss dieses Fenster durch klicken des „CLOSE“-Buttons geschlossen werden. Sollten die Daten auf der CD-ROM noch nicht anonymisiert vorliegen können in diesem Schritt die Daten noch durch die von den Messungen unabhängige Person nachträglich anonymisiert werden, indem unter dem Button „ADVANCED“ die Möglichkeit „ANONYMIZE PATIENT DEMOGRAPHICS WHILE IMPORTING“ gewählt wird.
7. Am Ende dieses Vorgangs befinden sich der anonymisierte Datensatz in gespeicherter Form unter dem verblindeten Code (siehe Abschnitt "Verblindung") im DICOM-Archive und werden in der 3mensio®-Software in der Patientenliste angezeigt.

### **3.6.2. Verblindung**

Die Verblindung erfolgte durch Zuordnung eines pseudoanonymisierten Codes zu jedem einzelnen Patienten. Die erste Ziffer des Codes beschrieb das Geschlecht des jeweiligen Patienten. Ein „m“ für männlich und eine „w“ für weiblich. Anschließend wurde das Geburtsjahr des jeweiligen Patienten verwendet (z.B. 1938) und für die letzten zwei Ziffern des Codes wurde das Jahr der präoperativen CT-Angiographie eingesetzt (z.B. 07 für das Jahr 2007). Im Beispiel handelt es sich bei dem verblindeten Code „m193807“ um einen männlichen Patienten der im Jahre 1938 geboren und die präoperative CT-Angiographie im Jahre 2007 durchgeführt wurde.

### **3.6.3. Randomisierung und Verteilung der Messtage**

Da von drei verschiedenen Untersuchern die 30 TAA's je dreimal pro Untersuchungsverfahren gemessen werden sollten, woraus je 90 Datensätze pro Untersucher pro Messverfahren resultieren (180 Datensätze pro Untersucher für beide Messverfahren), wurde um einen Wiedererkennungs-Bias zu verhindern eine Randomisierung der zu vermessenden Datensätze wie folgt durchgeführt:

Um einen Lerneffekt, sowie fehlerhafte Messungen durch Ermüdungserscheinungen zu verhindern, sollten pro Messtag nicht mehr als zehn TAA's pro Untersucher mit einer der beiden Messmethoden analysiert werden.

Daher erstellte dieselbe von den Messungen unabhängige Person, welche schon die Verblindung vorgenommen hatte, für jeden Untersucher pro Messtag eine Randomisierungs-Liste (Excelliste) mit zehn TAA's, die er an diesem Tag vermessen sollte. Diese wurde auf der Workstation gespeichert und am Ende der Messungen von der oben genannten unabhängigen Person gesichert und wieder entfernt.

Somit ergaben sich pro Untersucher 18 Messtage (neun pro Untersuchungsverfahren). Um einen Wiedererkennungs-Bias zu vermeiden musste ein zeitlicher Abstand von einer Woche zwischen den einzelnen Messtagen liegen.

### **3.6.4. Sicherung der Ergebnisse**

Jeder Untersucher sicherte seine an jedem einzelnen Messtag gewonnen Messergebnisse in der zuvor erwähnten Excelliste welche anschließend von einer unabhängigen Person in eine endgültige Exceldatei mit den gesammelten Ergebnissen übertragen wurde. Die auf der Workstation gespeicherten Messdaten wurden nach jedem einzelnen Messtag entfernt, damit die anderen Untersucher und der jeweilige Untersucher selbst keinen Zugriff mehr auf die Daten aus der letzten Messung hatten.

## **3.7. Untersucher**

Die Messungen wurden von drei unabhängigen Untersuchern mit unterschiedlicher Erfahrung bei der Vermessung von Aortenpathologien durchgeführt

Bei den drei Untersuchern handelte es sich zum Zeitpunkt der Studie um zwei wissenschaftliche Mitarbeiter des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München. Zum einen um einen Facharzt für Gefäßchirurgie mit einer Erfahrung in der präoperativen Planung von endovaskulären Prozeduren anhand von radiologischem Bildmaterial von 10 Jahren, sowie einem Arzt in Weiterbildung zum Facharzt für Radiologie mit einer 5 jährigen Erfahrung in der Vermessung von Aortenpathologien. Der dritte Untersucher war zum Zeitpunkt der Datenerhebung Student im klinischen Abschnitt des Human-Medizinstudiums an der Technischen Universität München (Doktorand). Bezüglich der präoperativen Analyse von aortalen Pathologien lagen keine Erfahrungen vor. Es erfolgte eine Einweisung anhand von zwei Pilot-Patienten, welche nicht in die Studie eingeschlossen wurden.

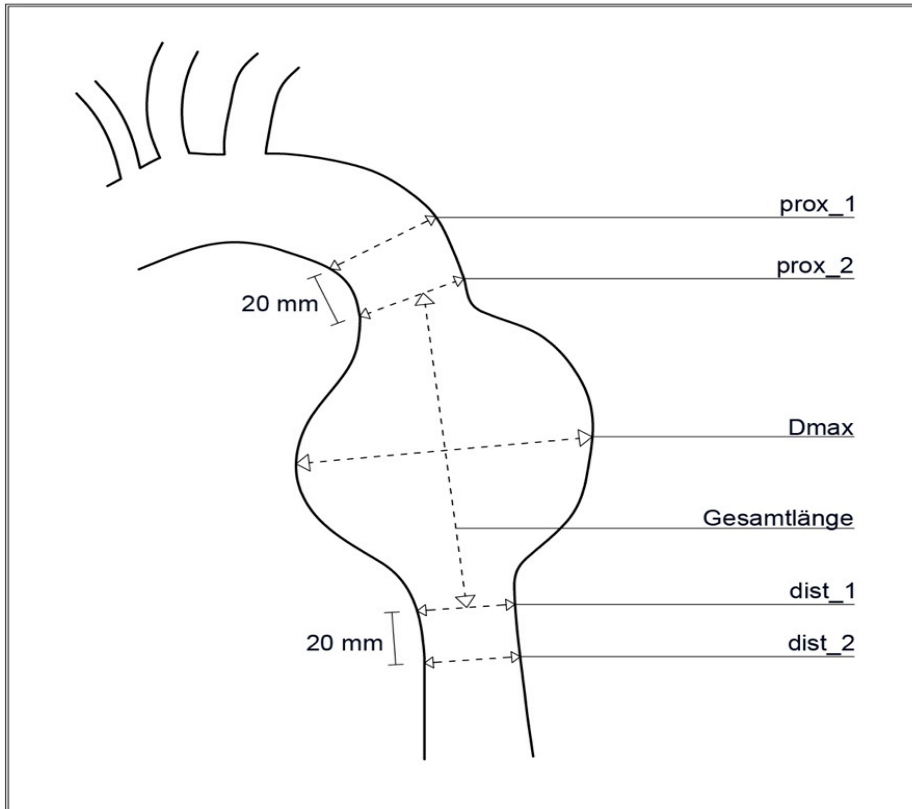
### **3.8. Messungen**

#### **3.8.1. Definition der Messpunkte**

Es wurden sechs Streckenmesspunkte definiert (vgl. Abb. 8). Zwei welche die proximale Landezone (Proximal 1 und Proximal 2) und zwei welche die distale Landezone (Distal 1 und Distal 2) charakterisieren. Der Abstand zwischen Proximal 1 und Proximal 2, sowie Distal 1 und Distal 2 sollte per definitionem mindestens 20 mm betragen. Optimaler Weise haben die Landezonen eine zylindrische Form. Eine konische Form sollte vermieden werden.

Ein weiterer Streckenmesspunkt ist der maximale Durchmesser des Aortenaneurysmas. Bei der Messung des Querdurchmessers sollte der Außendurchmesser ermittelt werden.

Die Gesamtlänge sollte von Höhe Proximal 2 bis Höhe Distal 1 im Verlauf der Mittelachse gemessen werden. Alle Distanzmessungen werden in der Einheit Millimeter [mm] und bis auf eine Dezimalstelle nach dem Komma angegeben.

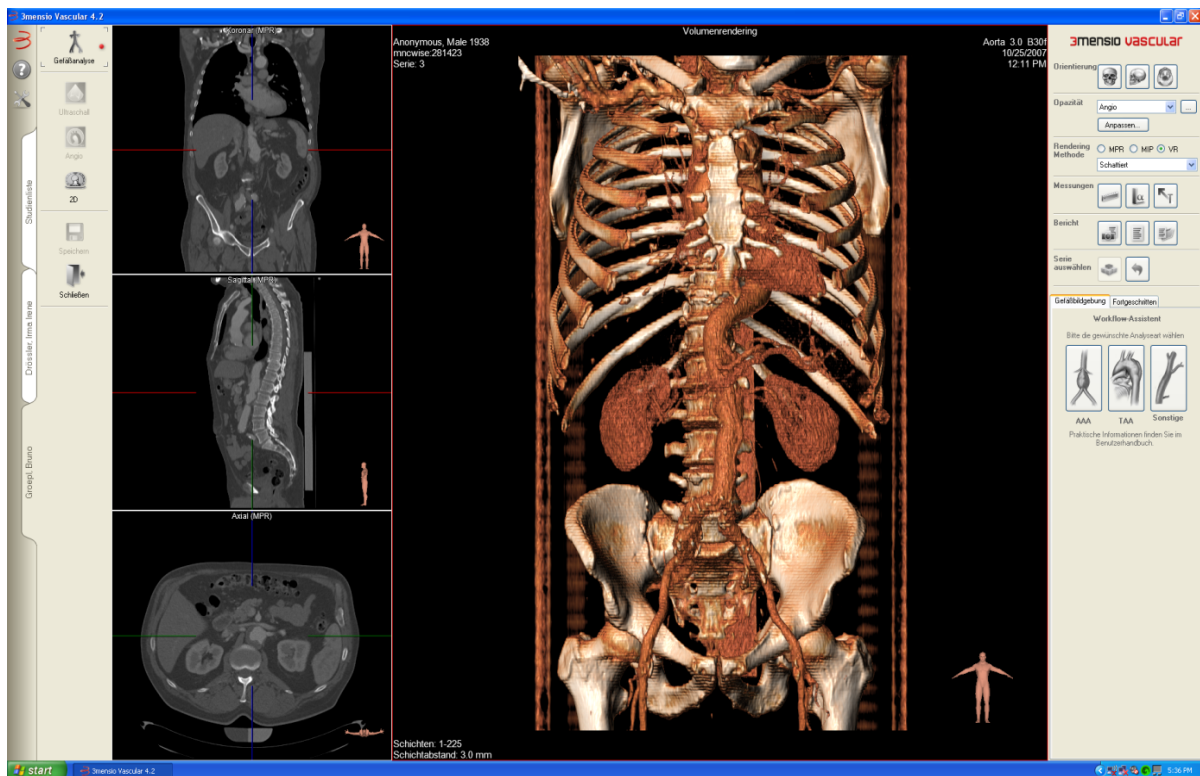


**Abb. 8:** Definition der Messpunkte

### 3.8.2. Konventionelles Messverfahren anhand standardisierter Rekonstruktionen ("2D")

Die Messung erfolgt anhand von multiplanaren Reformatierungen (MPR) welche von der 3mensio® Software automatisch aus den axialen Rohdaten erstellt werden. Im Folgenden wird zur Vereinfachung das konventionelle Messverfahren zum besseren bildlichen Verständnis oftmals als zweidimensionales (2D) Verfahren bezeichnet.

Zunächst werden die Patientendaten des zu vermessenden Patienten in der Patientenliste ausgewählt. Diese erscheint automatisch sobald das Programm geöffnet wird. Durch Doppel-Klick werden die Daten geladen und es wird automatisch eine neue Bilder-Serie berechnet die im Navigationsfenster der Software dargestellt wird. Die Voreinstellungen sind vom Hersteller so gewählt, dass die dreidimensionale Darstellung gezeigt wird (vgl. Abb. 9).



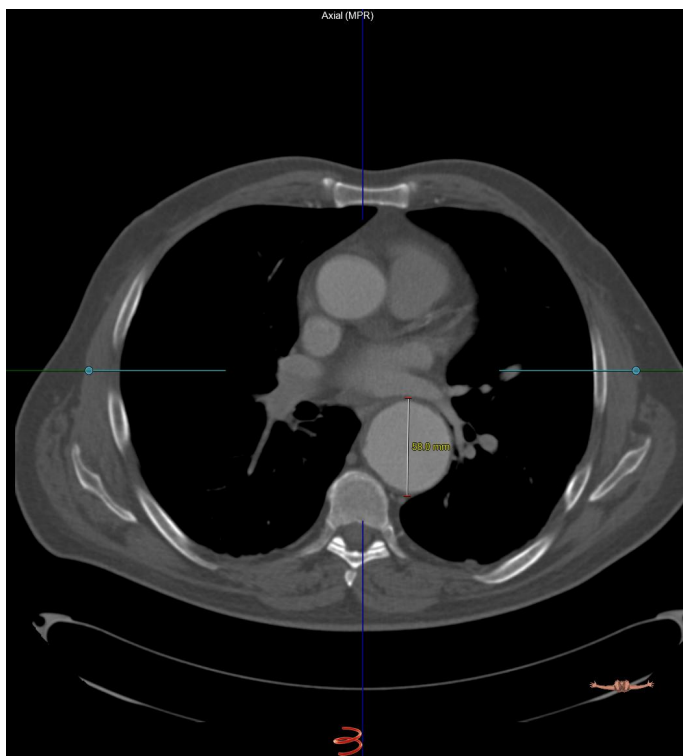
**Abb. 9:** Patient m193807 3mensio® Arbeitsansicht (Wenn man den Datensatz eines Patienten erstmals öffnet, zeigt sich automatisch eine 3D Ansicht.)

Um nun zur zweidimensionalen Ansicht zu wechseln muss der Button "2D PRESENTATION" angeklickt werden.

Um nun die Messungen vorzunehmen empfiehlt es sich die Längenmessung in der sagittalen Ansicht (vgl. Abb. 10) und die der Durchmesser in der axialen Ansicht durchzuführen (vgl. Abb. 11). Die Längenmessung sollten zentral im Gefäß entlang der gedachten "Centerline" vorgenommen werden. Beim Durchmesser sollte aufgrund von Anschnittphänomen der kleinste der gemessenen Werte als der gültige Wert gewertet werden. Die gesamte Gefäßwand soll in die Messung mit einbezogen werden (3mensio Medical Imaging BV, Bilthoven, The Netherlands, 2008).



**Abb. 10:** Patient m193807 Messung der definierten Streckenpunkte in der zweidimensionalen MPR (Sagittale Schicht)



**Abb. 11:** Patient m193807 Messung der definierten Streckenmesspunkte in der zweidimensionalen MPR (Axiale Schicht)

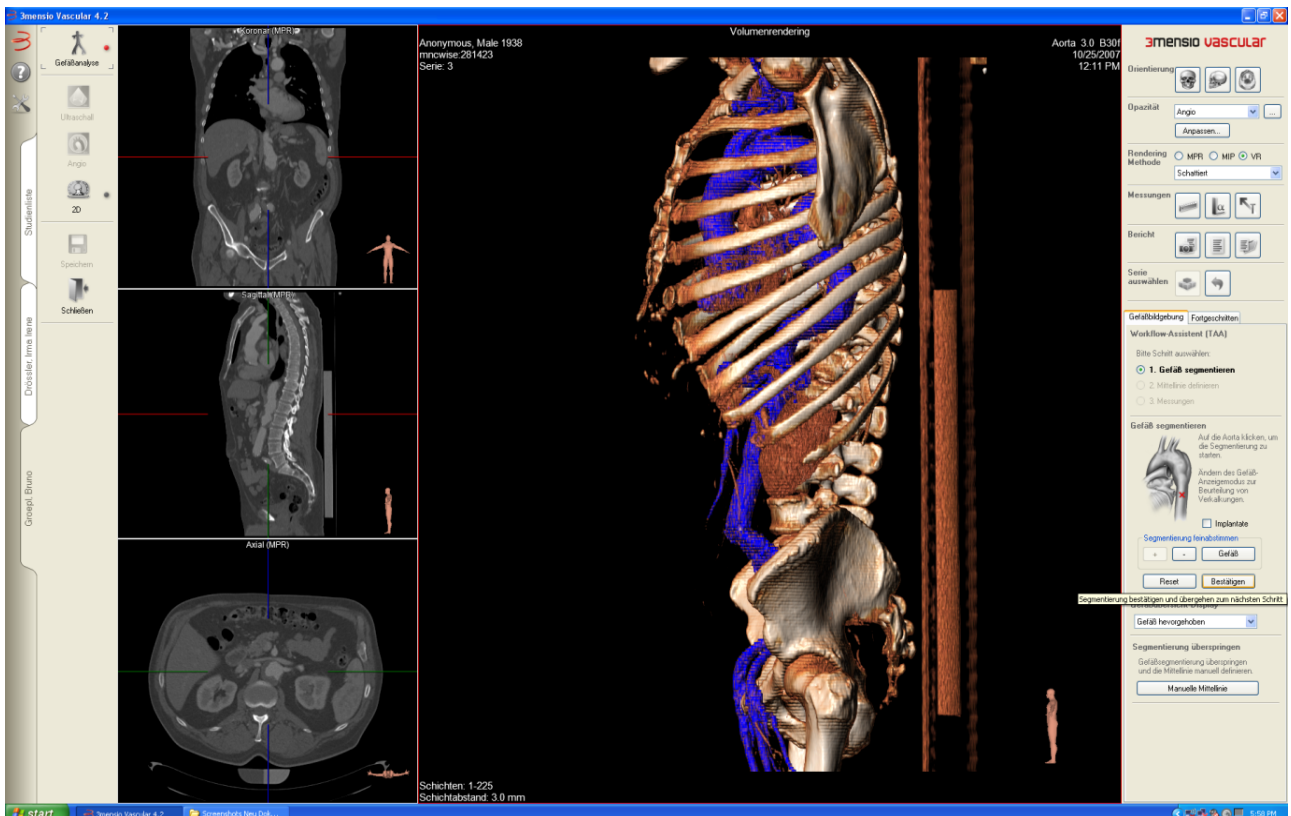


### 3.8.3. Messungen nach Image Postprocessing ("3D")

Die Auswahl und Vorbereitung der Patientendaten des zu vermessenden Patienten erfolgt analog wie beim konventionellen Messverfahren. Zur Vereinfachung und besserem bildlichen Verständnis werden die Messungen nach Image Postprocessing im folgenden des Öfftern als dreidimensionales (3D) Verfahren bezeichnet.

Um nun die Messungen vorzunehmen wird auf der rechten Seite des Navigations-Fensters im mittleren Drittel des Bildschirms der Button "TAA MESSUNG" ausgewählt und in dem sich als nächstes öffnendem Navigationsfenster „Click Aorta“ ausgewählt.

Es folgt das Setzen eines Segmentpunktes im Bereich der thorakalen Aorta in der dargestellten dreidimensionalen Aorta. Die Software berechnet jetzt automatisch anhand der Dichtewerte die Ausdehnung der Aorta und stellt diese blau markiert dar (Vgl. Abb. 12). Der Untersucher prüft ob es sich um die richtige Auswahl handelt und bestätigt dies durch anklicken des Buttons "CONFIRM".



**Abb. 13:** Patient m193807 Semiautomatische Centerline Bestimmung: Nach Defintion eine Segmentationspunktes wird automatisch die Aorta markiert.

Im nächsten Schritt sollen mittels der Tastenkombination „Alt“ und klicken der linken Maustaste drei Segmentationspunkte ausgewählt werden. Der Erste im Bereich des Aortenbogens, der Zweite circa auf Höhe des ehemaligen Ductus arteriosus und der letzte im thorakoabdominellen Übergang. Die Auswahl wird durch klicken des Buttons "NEXT" bestätigt.

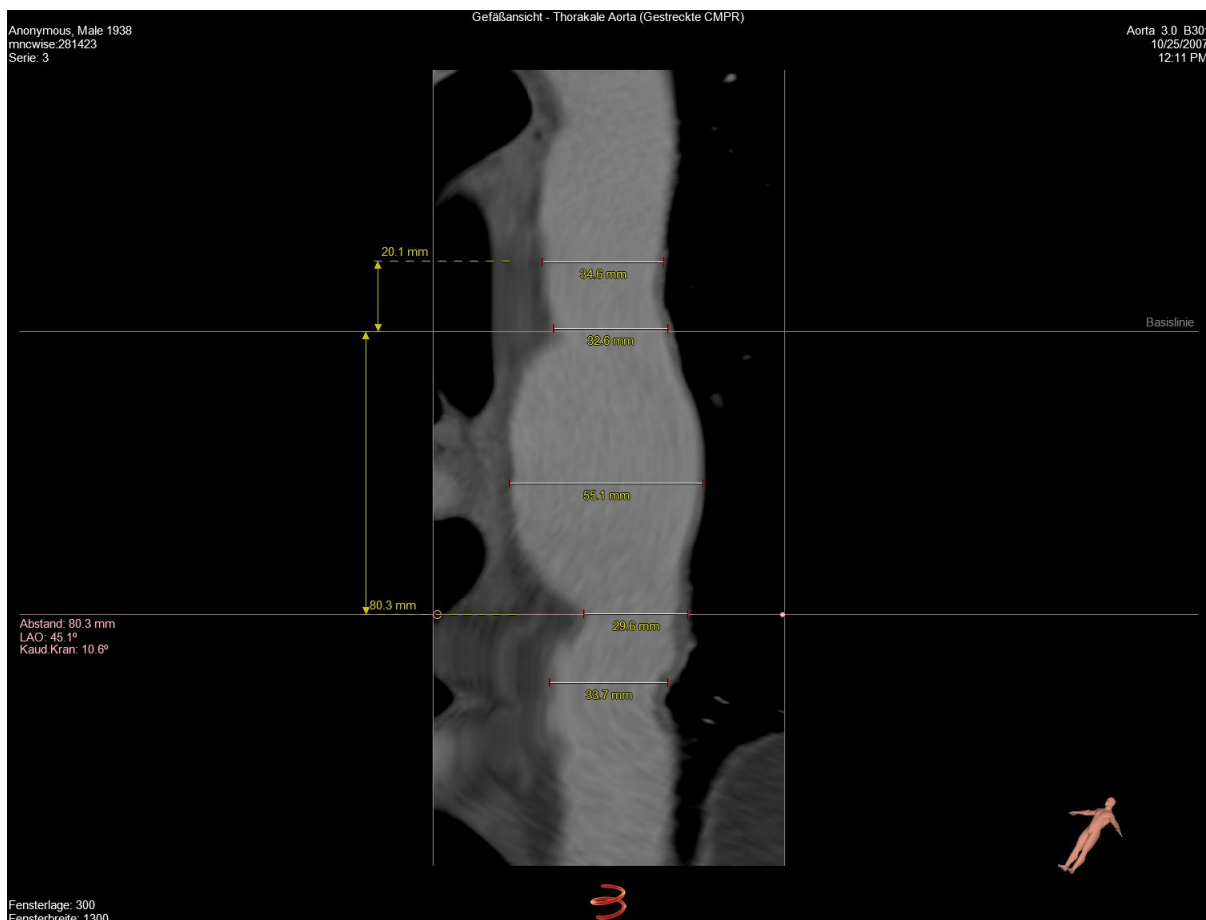
Im folgenden Fenster wird dem Untersucher eine berechnete "Centerline" angeboten welche aus einer Vielzahl von Segmentationspunkten besteht. Es sollte jeder einzelne Segmenationspunkt in allen drei Raumrichtungen überprüft werden. Er sollte sich jeweils in der Mitte des Gefäßes befinden. Falls Abweichungen vorliegen können diese manuell korrigiert werden in dem der Punkt mit der Maus in die richtige Position verschoben wird. Am Ende der Feinabstimmung muss dies mit Betätigung des Buttons "NEXT" bestätigt werden.



**Abb. 14:** Patient m193807 Semiautomatische Centerline Bestimmung: Endgültige Centerline in der Volumenrendering-Darstellung

Im nächsten Fenster wird einem die endgültige "Centerline" angezeigt (Vgl. Abb. 14) die durch anklicken von "CONFIRM" verifiziert wird.

Es öffnet sich ein neues Fenster in dem die "stretched Aorta" (= „curved“ oder „gekrümmte“ MPR) dargestellt ist (Vgl. Abb. 15). An dieser werden die eigentlichen Messungen anhand der definierten Messpunkte vorgenommen. Das Messinstrument öffnet man indem nach "Rechts-Klick" "MEASUREMENT" und dann "DISTANCE" ausgewählt wird (3mensio Medical Imaging BV, Bilthoven, The Netherlands, 2008).



**Abb. 15:** Patient m193807 Semiautomatische Centerline Bestimmung: Messung der definierten Streckenmesspunkte in der gekrümmten MPR

#### **3.8.4. Definition Intra- und interindividuelle Messunterschiede**

In dieser Studie sollen die Messmethoden anhand der intra- und interindividuellen Messunterschiede in den jeweiligen Untersuchungsverfahren auf ihre Reproduzierbarkeit untersucht werden.

Intraindividuelle Unterschiede entstehen, wenn wiederholt Messungen vom gleichen Untersucher am gleichen Patienten zu unterschiedlichen Zeiten durchgeführt und anschließend miteinander verglichen werden. Inwieweit die Messungen im Einzelnen voneinander abweichen kann als Maß für die zeitliche Untersucherabhängigkeit der Messmethode gesehen werden. Diese müssen dann im Ergebnis als nicht zu kontrollierende Messfehler berücksichtigt werden. In dieser Arbeit wurden die Messungen von jedem Beurteiler für jeden Messpunkt dreimal pro Patient und Untersuchungsverfahren durchgeführt und anschließend miteinander verglichen.

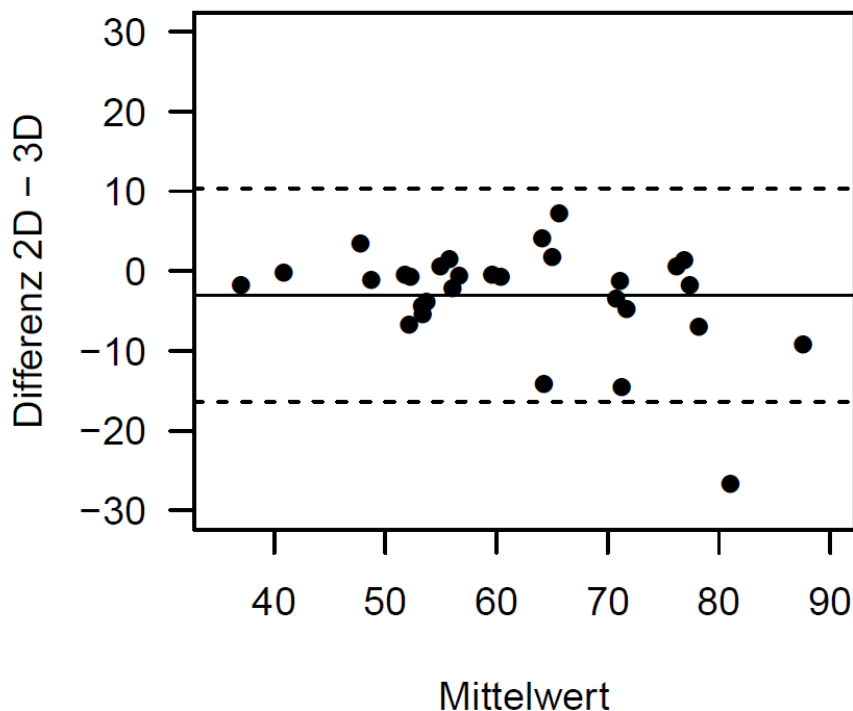
Interindividuelle Messunterschiede andererseits resultieren daraus, dass bei Messungen, die von verschiedenen Beurteilern am gleichen Patienten durchgeführt wurden, unterschiedliche Ergebnisse gemessen werden. Hieraus lassen sich Rückschlüsse ziehen in welchem Maß die Ergebnisse einer Messung und auch die Methode an sich von dem Untersucher abhängen, der diese durchführt. Eine größere Erfahrung in Anwendung der Messmethode könnte ggf. ein Grund für eine solche Beurteiler-Abhängigkeit sein.

#### **3.9. Statistische Methoden**

Die statistische Datenanalyse wurde unter Verwendung von Microsoft Excel® 2008 für Apple Macintosh (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA, Version 12.3.2) und SPSS (Statistical Package for Social Science Chicago, Illinois, USA, Version 20) durchgeführt.

Die Studie beruht auf dem Vergleich zweier Messmethoden. Um zwei Messverfahren miteinander verglichen zu können, wird ein Referenzwert benötigt. Da die Aorta biologischen sowie physiologischen Konformationsänderungen unterliegt und kein statisches Objekt ist, kann ein Referenzwert nicht ermittelt werden. Es wurde daher die Methode nach Bland und Altman angewendet um die intra- und interindividuellen Messunterschiede, sowie die Messmethoden miteinander zu vergleichen (Bland & Altman 1986). Hierbei wird die Differenz zweier Messungen ( $A - B$ ) gegen deren Mittelwert ( $(A+B)/2$ ) aufgetra-

gen. Der Mittelwert gilt dabei als bester Schätzer für den „wahren“ Wert der zu messenden Aorta.



**Abb. 16:** Beispiel eines Bland-Altman Plots

Als Beispiel für die Bland-Altman-Methode ist in Abbildung 16 für jeden untersuchten Patienten die Differenz ( $2D - 3D$ ) gegen den berechneten Durchschnitt dieser beiden Mittelwerte ( $(2D+3D)/2$ ) aufgetragen. Die durchgezogene Linie gibt die mittlere Differenz zwischen den beiden Methoden an und beschreibt den geschätzten systematischen Unterschied der Messverfahren. Liegt diese nahe bei Null besteht im Bereich der mittleren Differenz kein Unterschied zwischen den beiden Messverfahren. Im Beispiel Abb. 16 weicht die mittlere Differenz jedoch ins Negative ab und liefert somit einen Hinweis auf einen systematischen Unterschied. In diesem Fall bedeutet dies, dass in den 3D Messung längere Distanzen gemessen wurde. Die gestrichelten Linien geben die 95% Übereinstimmungsgrenzen (sogenannten „limits of agreement“) an, d.h. es wird erwartet, dass 95% der Differenzen (Mittlere Differenz  $\pm$  1,96 fache Standardabweichung der Differenzen) in diesen Bereich fallen (Bland & Altman 1986). Im Beispiel Abb. 16 bedeutet dies, dass im Vergleich der Messmethoden 2D und 3D in 95% der Fälle mittels der 2D Messung 16 mm kleiner (Mittelwert der Differenz  $- 1,96$  fache SD) bzw. 10 mm größer (Mittelwert der Differenz  $+ 1,96$  fache SD) gemessen wird als mit der 3D Methode (Grouven

et al. 2007). Je größer die limits of agreement von Null abweichen, desto größer ist die Streuung der Differenzen.

Beim Vergleich der Messmethoden ist darauf zu achten dass die Streuung und die mittlere Differenz gemeinsam betrachtet werden. Es liegt nämlich keine große Übereinstimmung der Messmethoden vor wenn die Streuung groß ist (eine große breite der limits of agreement), die mittlere Differenz aber nahe bei Null liegt oder umgekehrt. Je näher beide dem Wert Null entsprechen, desto größer ist folglich die Übereinstimmung.

Die Interpretation der berechneten „limits of agreement“ kann nur klinisch erfolgen, d.h. sind die Unterschiede die zwischen den Messmethoden gezeigt werden von klinischer Relevanz (Bland & Altman 1999; Grouven et al. 2007).

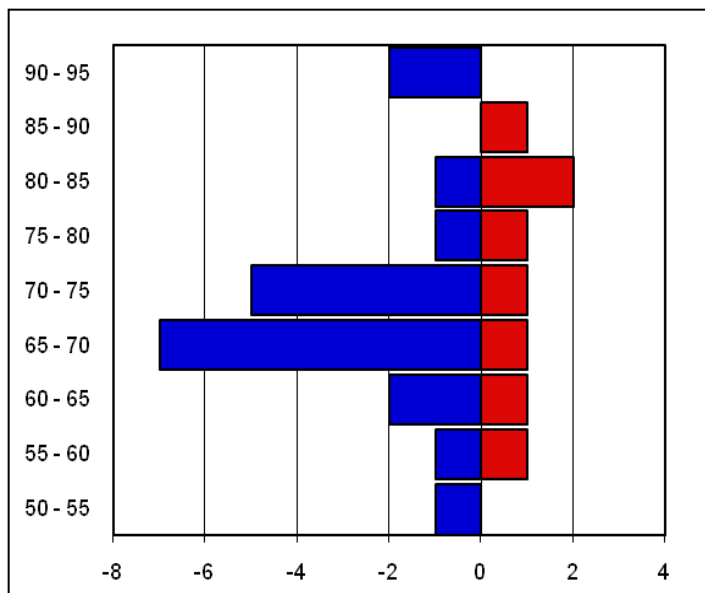
Zusätzlich wurden beim direkten Vergleich der Messmethoden die Mittelwerte für jeden der Untersucher aus den drei Messungen einer Messmethode gebildet und mittels des zweiseitigen t-Tests für gepaarte Stichproben miteinander verglichen. Ein p-Wert von  $<0,05$  wurde als statistisch signifikant gewertet. Weiterhin wurde ein gemischtes Regressionsmodell verwendet um die Korrelationsstruktur zwischen den wiederholten Messungen der verschiedenen Untersucher bei den gleichen Patienten zu berücksichtigen. Hierbei wurde ein 95%-Konfidenzintervall für den mittleren Unterschied bestimmt. Ist die Null im Intervall nicht enthalten ist die Differenz signifikant von Null unterschiedlich (p-Wert in diesen Fällen auch kleiner  $0,05$ ). In diesen Fällen kann auf eine systematische Abweichung geschlossen werden.

Um zu ermitteln in wie vielen Fällen die Messdifferenz im intra-, interindividuellen Vergleich und beim direkten Methodenvergleich  $< 2\text{mm}$ ,  $<5\text{mm}$ ,  $<10\text{mm}$ ,  $>10\text{mm}$ ,  $>20\text{mm}$  und  $> 50\text{mm}$  sind, wurden die relativen Häufigkeiten bestimmt. Bei der Interpretation dieser Tabellen ist zu beachten, dass es sich um kumulative Häufigkeiten handelt, so dass z.B. in der Spalte  $\leq 5\text{ mm}$  erneut diejenigen mit einberechnet wurden, die bereits in der Spalte  $\leq 2\text{ mm}$  dargestellt sind.

## 4. Ergebnisse

### 4.1. Alter- und Geschlechtsverteilung

Von 2004 bis 2010 wurden in der Klinik und Poliklinik für Vaskuläre und Endovaskuläre Chirurgie im Klinikum rechts der Isar 40 Patienten an einem thorakalen Aortenaneurysma behandelt. Hiervon konnten insgesamt 28 Patienten mit  $n = 30$  Aneurysmen der Aorta thoracica, Pars descendens in die Studie eingeschlossen werden. Es handelte sich um 20 Männer und acht Frauen. Zwei Patienten wiesen im Bereich der Aorta descendens zwei voneinander unabhängige Aneurysmen auf, welche als eigenständige Aneurysmen angesehen und daher getrennt voneinander vermessen wurden. Bei diesen beiden Patienten handelte es sich um Frauen.



**Abb. 17:** Altersverteilung (blau = Männer, rot = Frauen)

Das Durchschnittsalter betrug 71,4 Jahre, bei einer Altersspanne von 53 bis 95 Jahren. Betrachtet man das Durchschnittsalter für beide Geschlechter getrennt, betrug dieses für die Frauen 72,9 und für die Männer 70,8 Jahre. Damit waren die Frauen im Schnitt zwei Jahre älter als die Männer, wobei es sich bei den einzigen beiden Patienten, welche älter als 90 Jahre alt waren, um Männer handelte (Altersverteilung siehe Abb. 17).

Alle CTA-Datensätze der 30 TAAs waren von guter diagnostischer Qualität und die Messungen konnten regelhaft mittels der Workstation vorgenommen werden.

## 4.2. Intraindividuellen Unterschiede

Um die intraindividuellen Messunterschiede der Messverfahren zu untersuchen wurde jede Messung pro Messverfahren von allen drei Untersuchern anhand der 30 thorakalen Aneurysmen dreimal durchgeführt. Hieraus resultierten pro Beurteiler 540 Messergebnisse pro Untersuchungsverfahren und Messpunkt. Das entspricht insgesamt 3240 Untersuchungsergebnissen.

Im ersten Schritt wurden dann alle 30 Messergebnisse eines Untersuchers pro Messpunkt und Messverfahren von den anlogenen Ergebnissen der folgenden der wiederholten Messung subtrahiert (d.h. Messung I - Messung II; Messung I - Messung III; Messung II - Messung III). Hieraus resultierten 90 Messpaare pro Untersucher, Messverfahren und Messpunkt.

Anschließend wurde aus den Ergebnissen die mittlere Differenz und anhand der Standardabweichung die "limits of agreement" für jeden Messpunkt nach der Bland-Altman-Methode (Bland & Altman 1986) berechnet und miteinander verglichen.

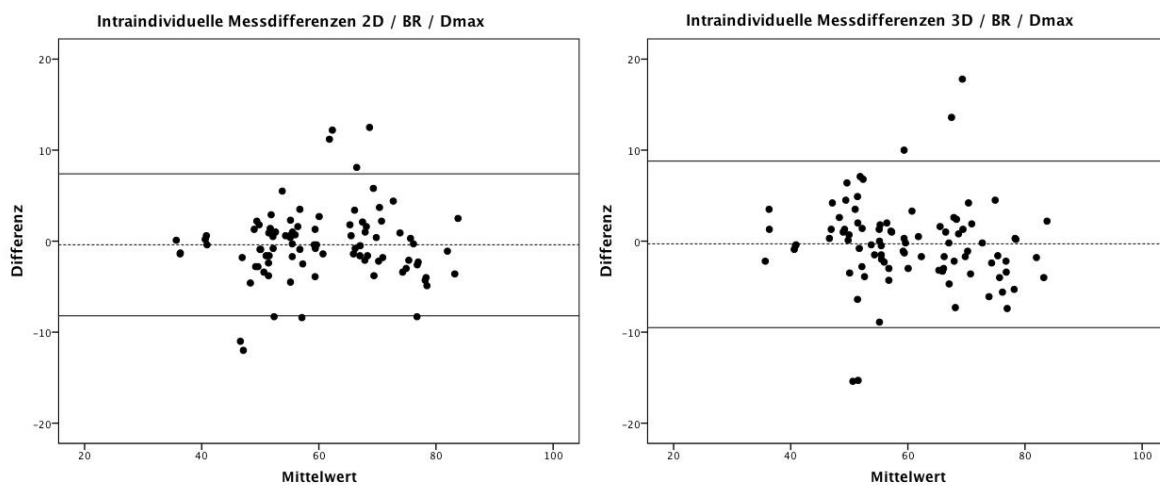
Zusätzlich wurde die relative Häufigkeit der absoluten Messdifferenzen der einzelnen Untersucher ermittelt.

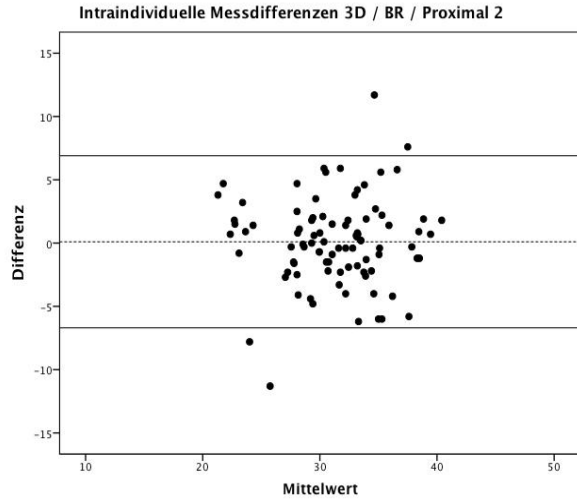
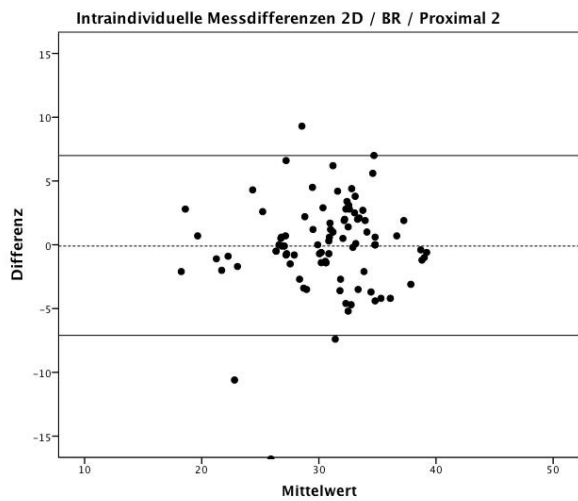
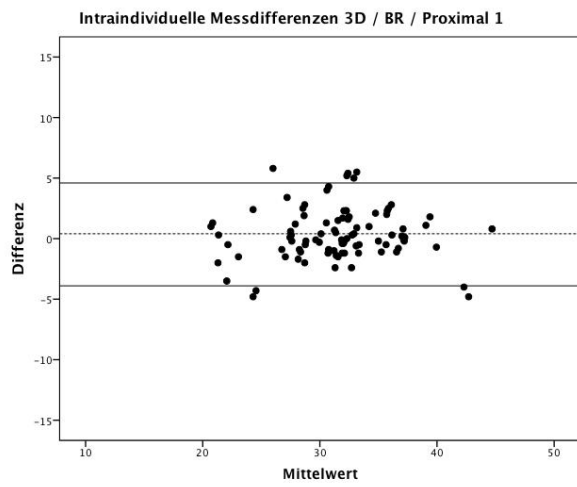
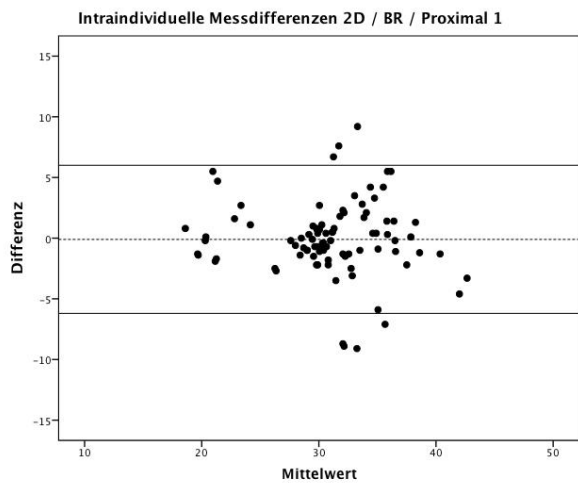
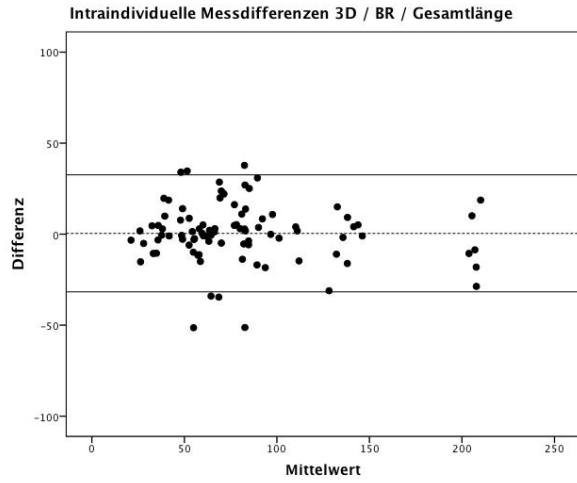
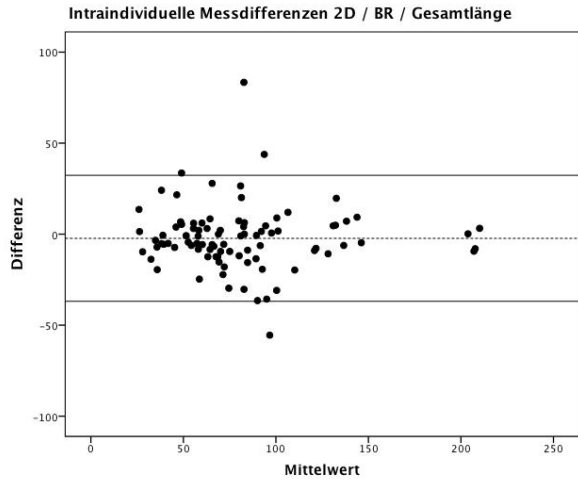
Im intraindividuellen Vergleich zeigt Beurteiler 1 (vgl. Tab. 1 und Bland-Altman-Diagramme Abb. 18) mit der Methode nach Image Postprocessing (3D) eine geringere Streuung als mit der konventionellen Methode (2D) in der Mehrzahl der Messpunkte (Gesamtlänge, Proximal 1, Proximal 2 und Distal 2). Bei Distal 1 war kein Unterschied ersichtlich. Lediglich beim maximalen Durchmesser fiel die Streuung anhand der 3D-Messung größer aus. Die mittlere Differenz der wiederholten Messungen zeigte bis auf die Gesamtlänge und Distal 2 eine maximale Abweichung von 0,9 mm in beiden Untersuchungsmethoden. Bei der Gesamtlänge wurde jedoch bei der konventionellen Messung 2,3 mm und bei Distal 2 1,4 mm abgewichen. In den Untersuchungen anhand der gekrümmten MPRs (3D) fielen diese mit 0,4 mm bzw. 0,9 mm geringer aus.

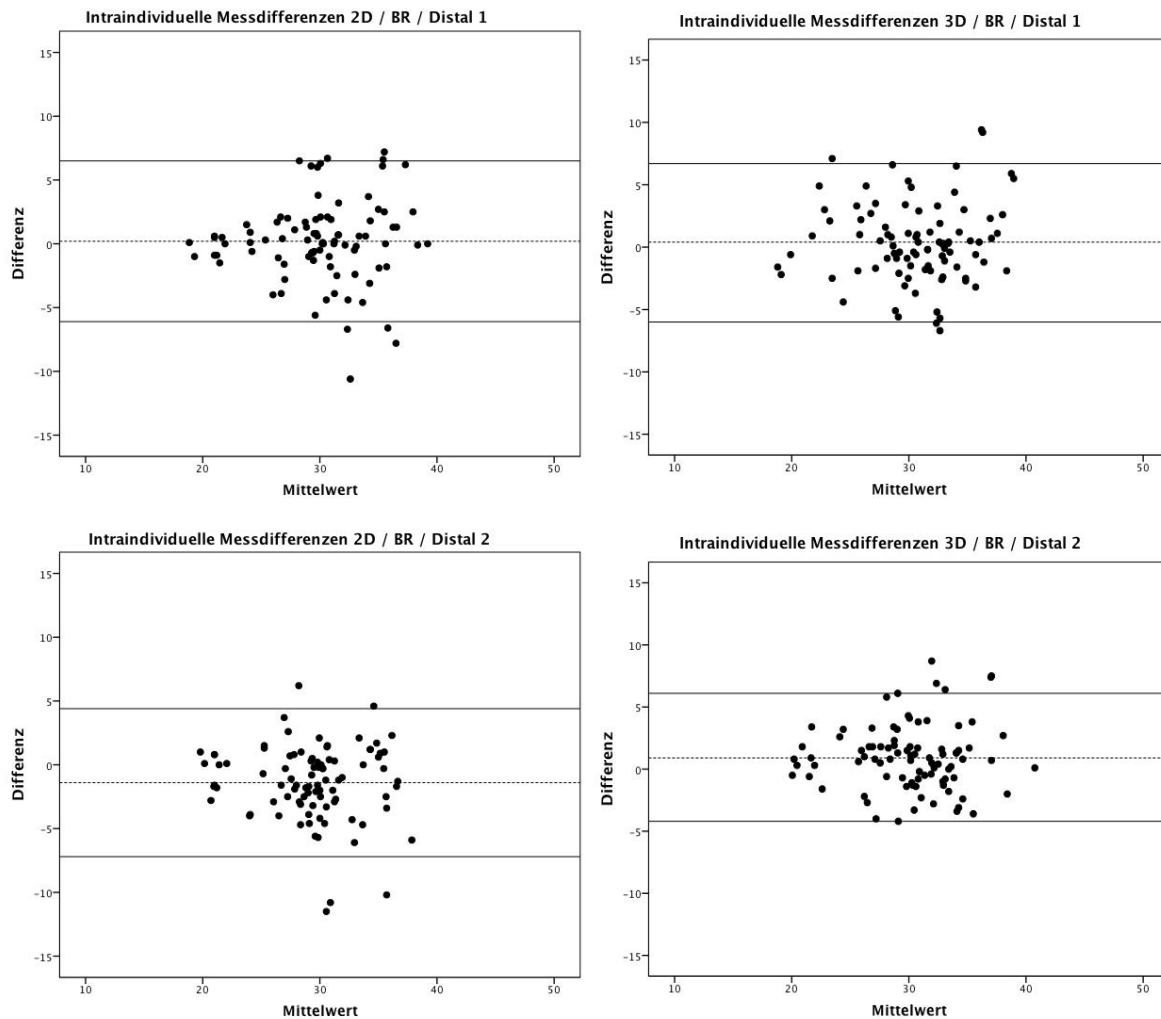


Strecke	Methode	Mittlere Differenz ± SD	Referenzbereich	
			Unten -1,96xSD	Oben +1,96xSD
Maximaler Durchmesser	2D	-0,4 ± 4,0	-8,2	7,4
	3D	-0,3 ± 4,7	-9,5	8,8
Gesamtlänge	2D	-2,3 ± 17,7	-36,9	32,3
	3D	0,4 ± 16,4	-31,7	32,6
Proximal 1	2D	-0,1 ± 3,1	-6,2	6,0
	3D	0,4 ± 2,2	-3,9	4,6
Proximal 2	2D	-0,1 ± 3,6	-7,1	7,0
	3D	0,1 ± 3,5	-6,7	6,9
Distal 1	2D	0,2 ± 3,2	-6,1	6,5
	3D	0,4 ± 3,2	-6,0	6,7
Distal 2	2D	-1,4 ± 2,9	-7,2	4,4
	3D	0,9 ± 2,6	-4,2	6,1

**Tab. 1:** Beurteiler 1 (BR) Gegenüberstellung der intraindividuelle Messdifferenzen der verschiedenen Messmethoden [mm]







**Abb. 18:** Gegenüberstellung der Bland-Altman-Diagramme der intraindividuellen Messdifferenzen innerhalb der verschiedenen Messmethoden von Beurteiler 1 (BR) [mm]

Bei Betrachtung der relativen Häufigkeit der absoluten Messdifferenzen (vgl. Tab. 2) zeigte sich für Beurteiler BR im intraindividuellen Vergleich in den zwei Methoden ähnliche Verhältnisse. Beim maximalen Durchmesser konnte in über 80% der Fälle eine Abweichung  $\leq 5$  mm (87,5% bei 2D vs. 83,3% bei 3D) und bei deutlich über 90%  $\leq 10$  mm (94,4% bei 2D vs. 95,6% bei 3D) festgestellt werden. Bei Bestimmung der Gesamtlänge fielen die absoluten Differenzen im Vergleich zu den anderen Messpunkten in beiden Techniken deutlich größer aus. So beliefen sich diese bei 3D bei 55,6% und bei 2D bei 64,4% der Fälle auf  $\leq 10$  mm. In 17,8% (2D) und 16,7% (3D) sogar auf größer 20 mm. Ein Unterschied von mehr als 50 mm konnte bei beiden in zwei Fällen nachgewiesen werden. Im Bereich der proximalen und distalen Landungszonen fiel die Abweichung mittels der 3D Methode mit  $\leq 2$  mm in deutlich mehr als der Hälfte und  $\leq 5$  mm in 80-90% der Fälle geringfügig niedriger aus als anhand der konventionellen Messungen.

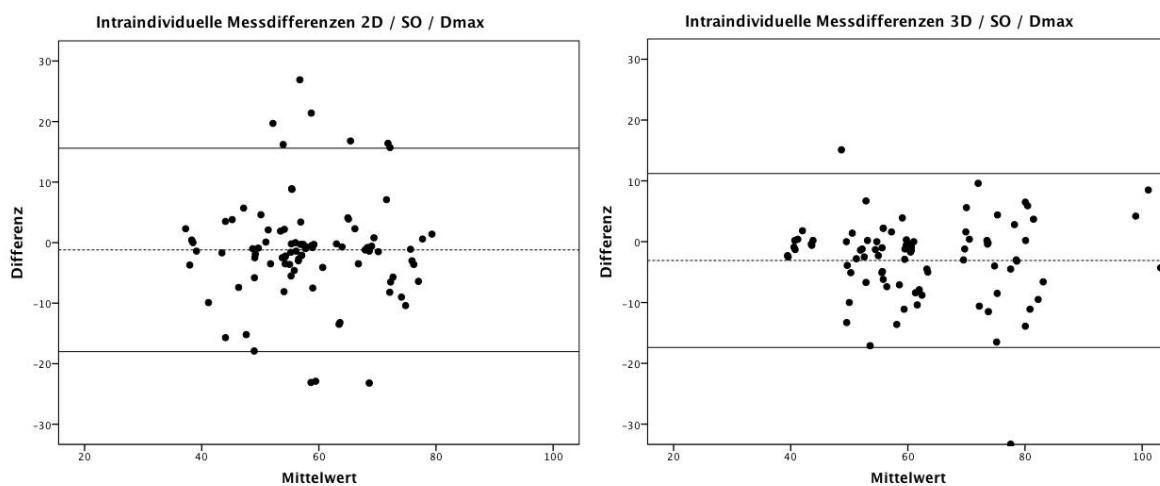
<b>Messpunkte/ Methode</b>	<b>≤ 2mm</b>	<b>≤ 5mm</b>	<b>≤ 10mm</b>	<b>&gt;10mm</b>	<b>≥ 20mm</b>	<b>≥ 50mm</b>
Dmax 2D	52,2 (47)	87,8 (79)	94,4 (85)	5,6 (5)	0 (0)	0 (0)
Dmax 3D	48,9 (44)	83,3 (75)	95,6 (86)	4,4 (4)	0 (0)	0 (0)
Gesamtlänge 2D	13,3 (12)	27,8 (25)	64,4 (58)	35,6 (32)	17,8 (16)	2,2 (2)
Gesamtlänge 3D	16,7 (15)	40 (36)	55,6 (50)	44,4 (40)	16,7 (15)	2,2 (2)
Proximal 1 2D	63,3 (57)	87,8 (79)	100 (90)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Proximal 1 3D	72,2 (65)	95,6 (86)	100 (90)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Proximal 2 2D	54,4 (49)	90 (81)	97,8 (88)	2,2 (2)	0 (0)	0 (0)
Proximal 2 3D	55,6 (50)	85,6 (77)	97,8 (88)	2,2 (2)	0 (0)	0 (0)
Distal 1 2D	63,3 (57)	84,4 (76)	98,9 (89)	1,1 (1)	0 (0)	0 (0)
Distal 1 3D	53,3 (48)	84,4 (76)	100 (90)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 2 2D	56,7 (51)	91,1 (82)	96,7 (87)	3,3 (3)	0 (0)	0 (0)
Distal 2 3D	64,4 (58)	92,2 (83)	100 (90)	0 (0)	0 (0)	0 (0)

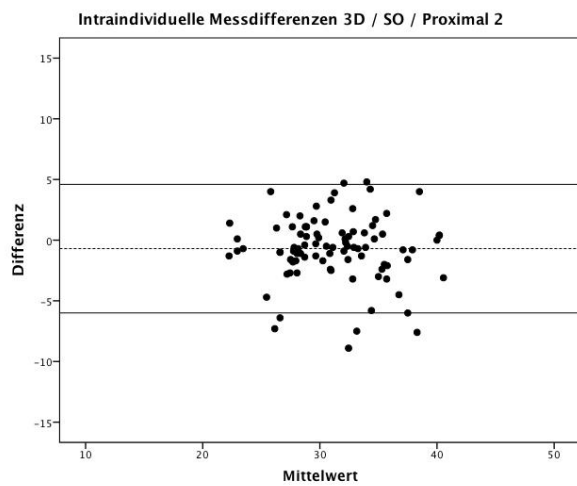
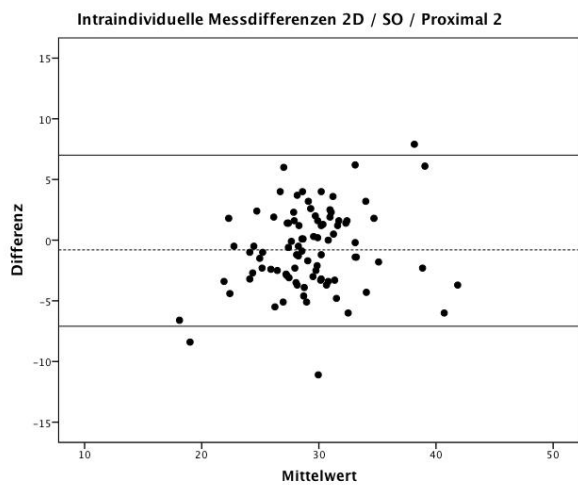
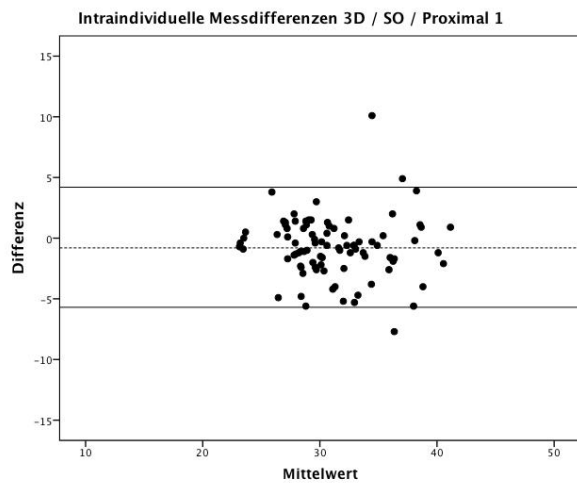
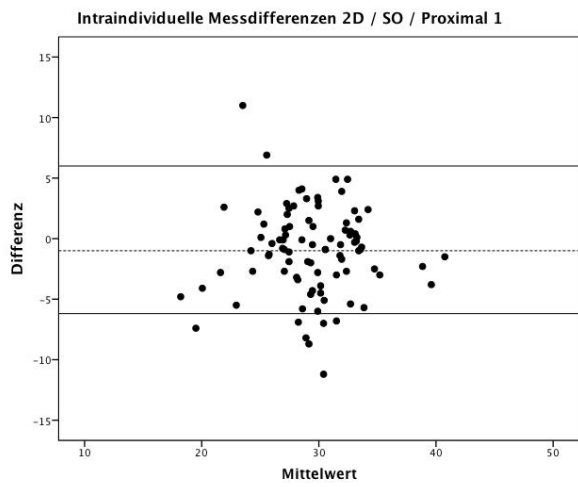
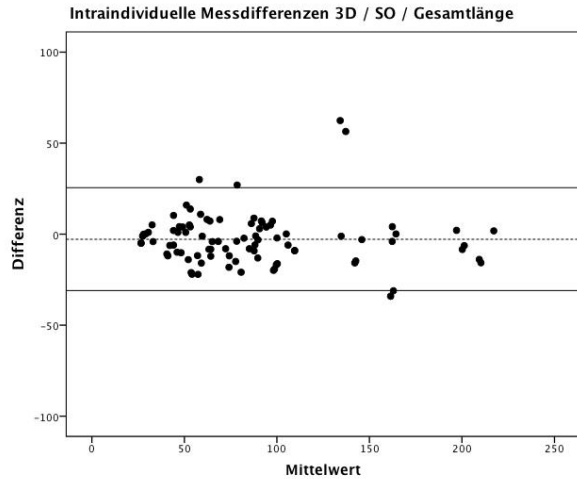
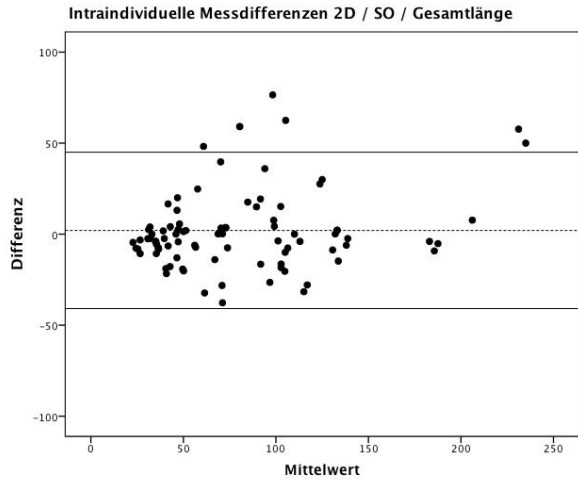
**Tab. 2:** Beurteiler 1 (BR) Gegenüberstellung der relativen Häufigkeit der absoluten Messdifferenzen der zwei Messmethoden [% (n)]

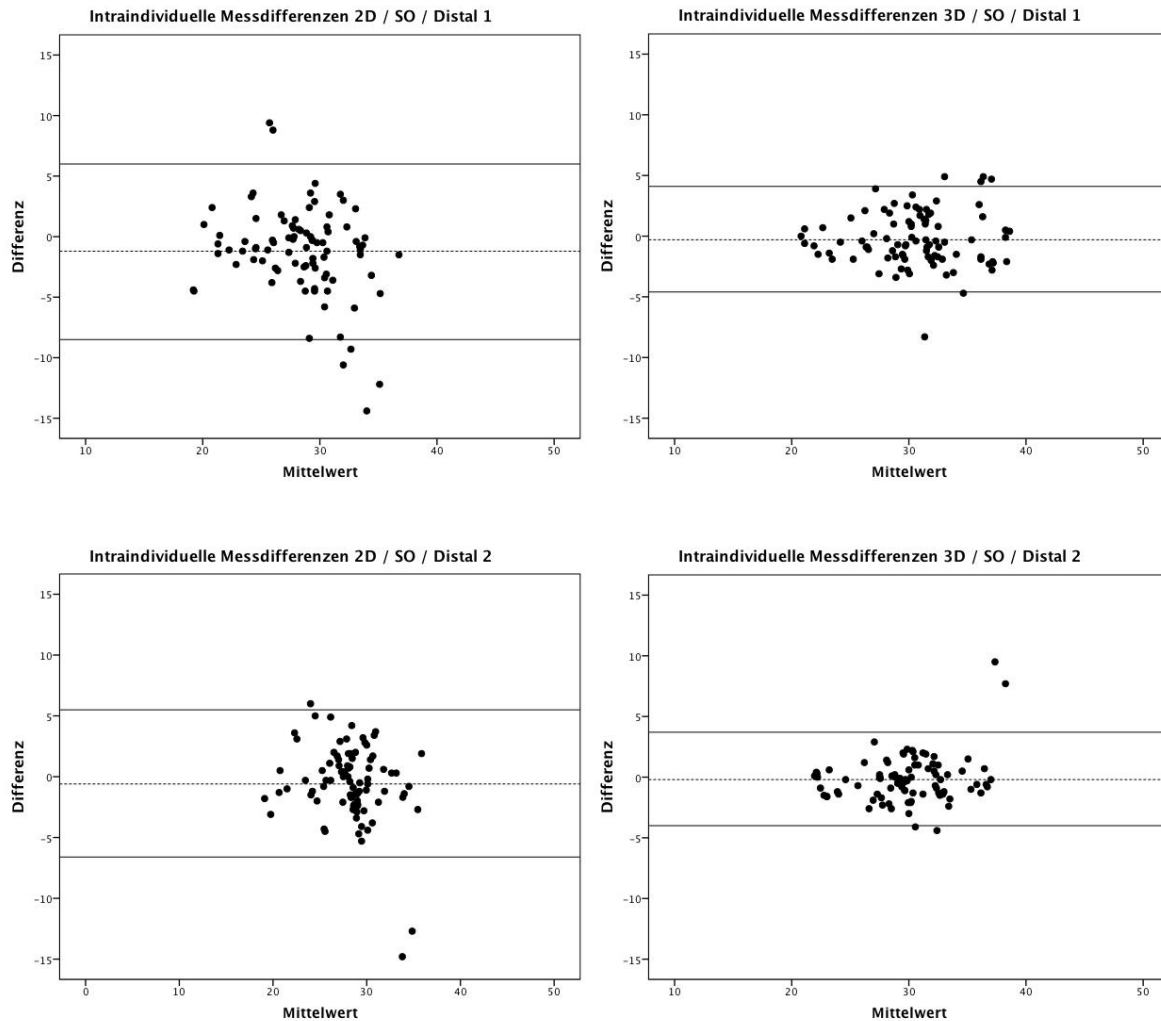
Beurteiler 2 (SO) (vgl. Tab. 3 und Bland-Altman-Diagramme Abb. 19) weist in allen Messpunkten mit der Methode nach Image Postprocessing (3D) intraindividuell eine geringere Streuung auf. Im Vergleich zu Beurteiler 1 und 3 ist bei SO im Bereich der Messpunkte maximaler Durchmesser und der Gesamtlänge, insbesondere bei den konventionellen Messungen eine zum Teil doppelte so große Streuung zu beobachten. Die mittlere Differenz der Messungen fällt in den Landungszonen ebenfalls mit der 3D-Untersuchung kleiner aus. Im Bereich des maximalen Durchmessers (Dmax) und der Gesamtlänge zeigen sich jedoch mit der herkömmlichen Messmethode kleinere intraindividuelle Unterschiede mit Abweichung von 1,2 mm bzw. 2,0 mm (statt 3,1 mm bzw. 2,8 mm bei 3D).

Strecke	Methode	Mittlere Differenz ± SD	Referenzbereich	
			Unten -1,96xSD	Oben +1,96xSD
Maximaler Durchmesser	2D	-1,2 ± 8,6	-18,0	15,6
	3D	-3,1 ± 7,3	-17,4	11,2
Gesamtlänge	2D	2,0 ± 21,9	-40,9	45,0
	3D	-2,8 ± 14,4	-31,0	25,5
Proximal 1	2D	-1,0 ± 3,6	-6,2	6,0
	3D	-0,8 ± 2,5	-5,7	4,2
Proximal 2	2D	-0,8 ± 3,3	-7,1	7,0
	3D	-0,7 ± 2,7	-6,0	4,6
Distal 1	2D	-1,2 ± 3,7	-8,5	6,0
	3D	-0,3 ± 2,2	-4,6	4,1
Distal 2	2D	-0,6 ± 3,1	-6,6	5,5
	3D	-0,2 ± 1,9	-4,0	3,7

**Tab. 3:** Beurteiler 2 (SO) Gegenüberstellung der intraindividuelle Messdifferenzen der verschiedenen Messmethoden [mm]







**Abb. 19:** Gegenüberstellung der Bland-Altman-Diagramme der intraindividuellen Messdifferenzen innerhalb der verschiedenen Messmethoden von Beurteiler 2 (SO) [mm]

In Bezug auf die relative Häufigkeit der absoluten Messdifferenzen (vgl. Tab. 4) kann bei Untersucher SO im intraindividuellen Vergleich in nahezu allen Feldern eine Tendenz zu kleineren Messunterschieden mittels der Messmethode nach Image Postprocessing festgestellt werden. Vor allem bei den Landungszonen bestehen mit diesem Verfahren in mehr als 2/3 der Vergleiche geringfügige Unterschiede von  $\leq 2$  mm. Bei den konventionellen Messungen wurde hingegen zum Teil nur in knapp der Hälfte der Fälle um 2 mm oder kleiner abgewichen.

Im Vergleich zu den anderen zwei Untersuchern fallen die Differenzen im Bereich maximaler Durchmesser und Gesamtlänge mit beiden Techniken größer aus und gleichen sich erst im Bereich  $\leq 10$  mm wieder an. Wie bei BR und JM können bei der Gesamtlänge sowohl mit der 2D als auch mit der 3D Methode größere Differenzen im Vergleich zu den anderen Messpunkten beobachtet werden (mit nur knapp über 60%  $\leq 10$  mm). In

24,4% (2D) und 11,1% (3D) fallen diese sogar größer 20 mm aus. Eine Abweichung von mehr als 50 mm konnte nur in zwei Fällen bei der 3D Messung nachgewiesen werden.

<b>Messpunkte/ Methode</b>	<b>≤ 2mm</b>	<b>≤ 5mm</b>	<b>≤ 10mm</b>	<b>&gt;10mm</b>	<b>≥ 20mm</b>	<b>≥ 50mm</b>
Dmax 2D	35,6 (32)	65,6 (59)	82,2 (74)	17,8 (16)	5,6 (5)	0 (0)
Dmax 3D	38,9 (35)	63,3 (57)	85,6 (77)	14,4 (13)	2,2 (2)	0 (0)
Gesamtlänge 2D	10 (9)	36,7 (33)	64,4 (51)	43,3 (39)	24,4 (22)	0 (0)
Gesamtlänge 3D	15,6 (14)	37,8 (34)	63,3 (57)	36,7 (33)	11,1 (10)	2,2 (2)
Proximal 1 2D	45,6 (41)	83,3 (75)	97,8 (88)	2,2 (2)	0 (0)	0 (0)
Proximal 1 3D	70 (63)	93,3 (84)	98,9 (89)	1,1 (1)	0 (0)	0 (0)
Proximal 2 2D	43,3 (39)	86,7 (78)	98,9 (89)	1,1 (1)	0 (0)	0 (0)
Proximal 2 3D	65,6 (59)	92,2 (83)	100 (90)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 1 2D	54,4 (49)	88,9 (80)	96,7 (87)	3,3 (3)	0 (0)	0 (0)
Distal 1 3D	66,7 (60)	98,9 (89)	100 (90)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 2 2D	61,1 (55)	95,6 (86)	97,8 (88)	2,2 (2)	0 (0)	0 (0)
Distal 2 3D	82,2 (74)	97,8 (88)	100 (90)	0 (0)	0 (0)	0 (0)

**Tab. 4:** Beurteiler 2 (SO) Gegenüberstellung der relativen Häufigkeit der absoluten Messdifferenzen der zwei Messmethoden [%(n)]

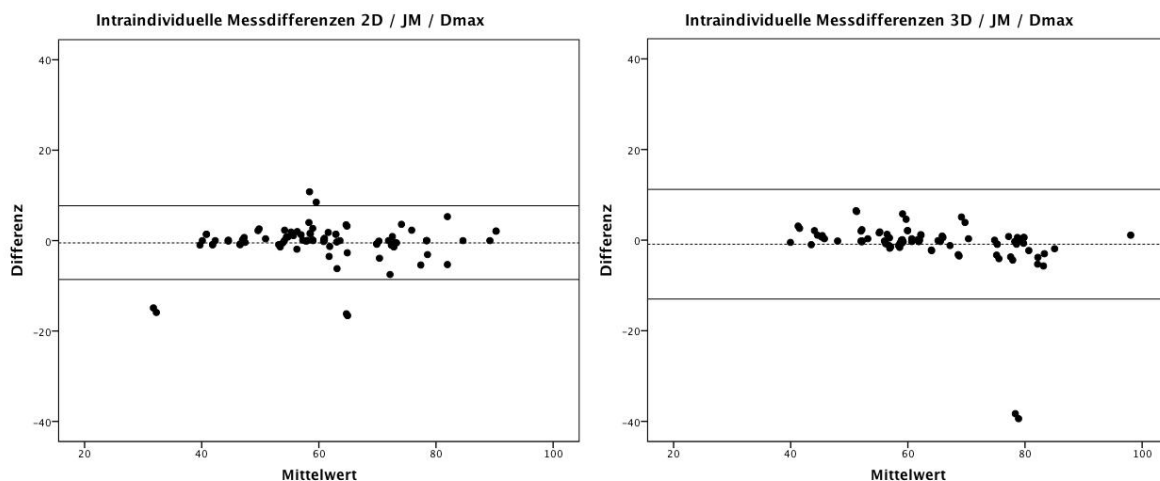
Bei Beurteiler 3 (JM) kann in den Messpunkten Gesamtlänge, Proximal 1, Distal 1 und 2 intraindividuell mit der Postprocessing Technik eine Verringerung der Streuung beobachtet werden (vgl. Tab. 5 und Bland-Altman-Diagramme Abb. 20). Im Messpunkt Proximal 2 verhalten sich die beiden Messpunkte in Bezug auf die Streuung ähnlich, die mittlere Differenz der wiederholten Messung ist jedoch mit 1,9 mm vs. 0,9 mm deutlich größer mit der 2D Methode. Wenn man nur den Referenzbereich beim maximalen Durchmesser betrachten würde erscheint einem die Streuung bei den 3D Messungen größer (vgl. Tab. 5). Betrachtet man aber zusätzlich das dazugehörige Bland-Altman-Diagramm (vgl. Abb. 20) ist ersichtlich, dass insgesamt die Streuung auch in diesem Messpunkt mit der 3D-Methode abnimmt. Die Werte erscheinen aufgrund einiger weniger Ausreißer nur größer. Die Gesamtlänge die wie bei den anderen zwei Untersuchern bei beiden Verfahren eine größere Streuung und Abweichung in der mittleren Differenz aufweist als in den anderen Messpunkten zeigt im intraindividuellen Vergleich bei JM mittels der Messung nach

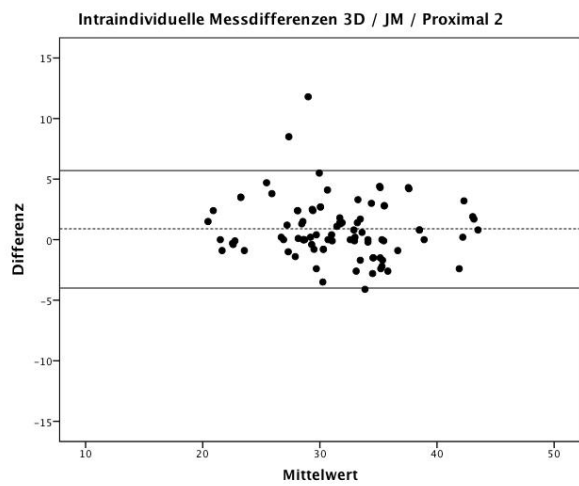
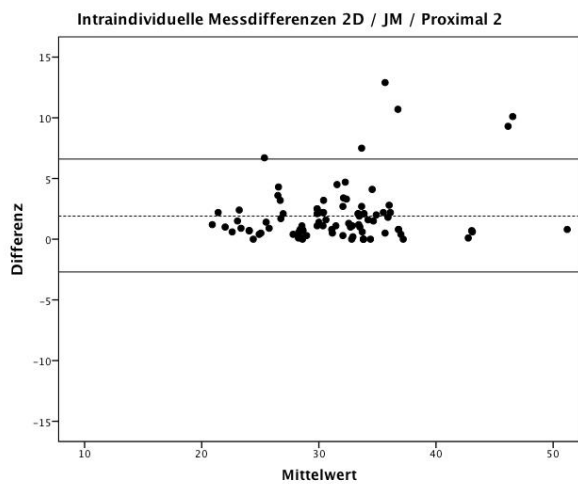
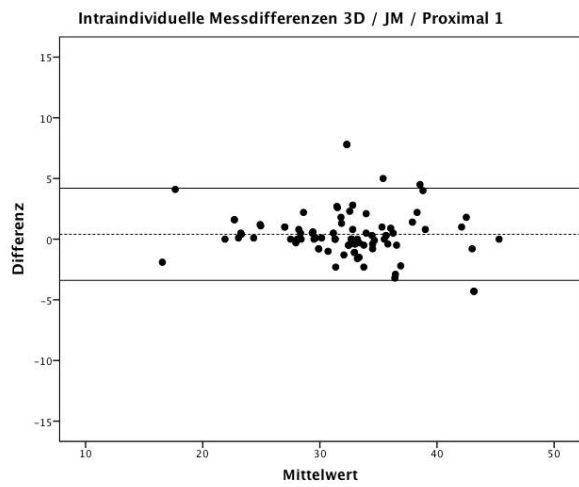
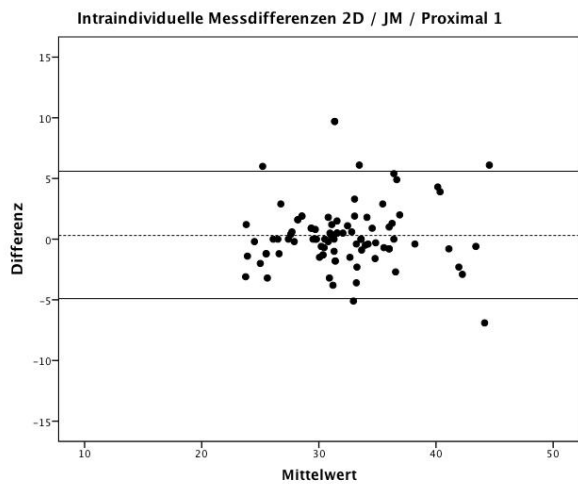
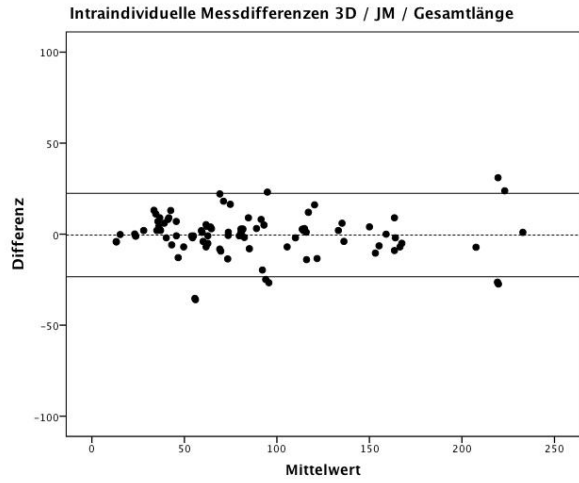
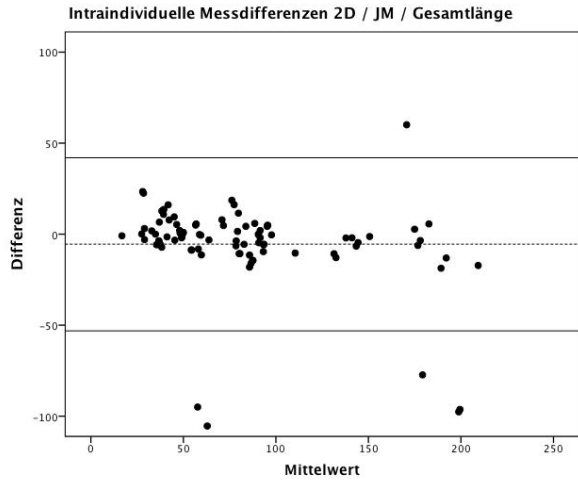


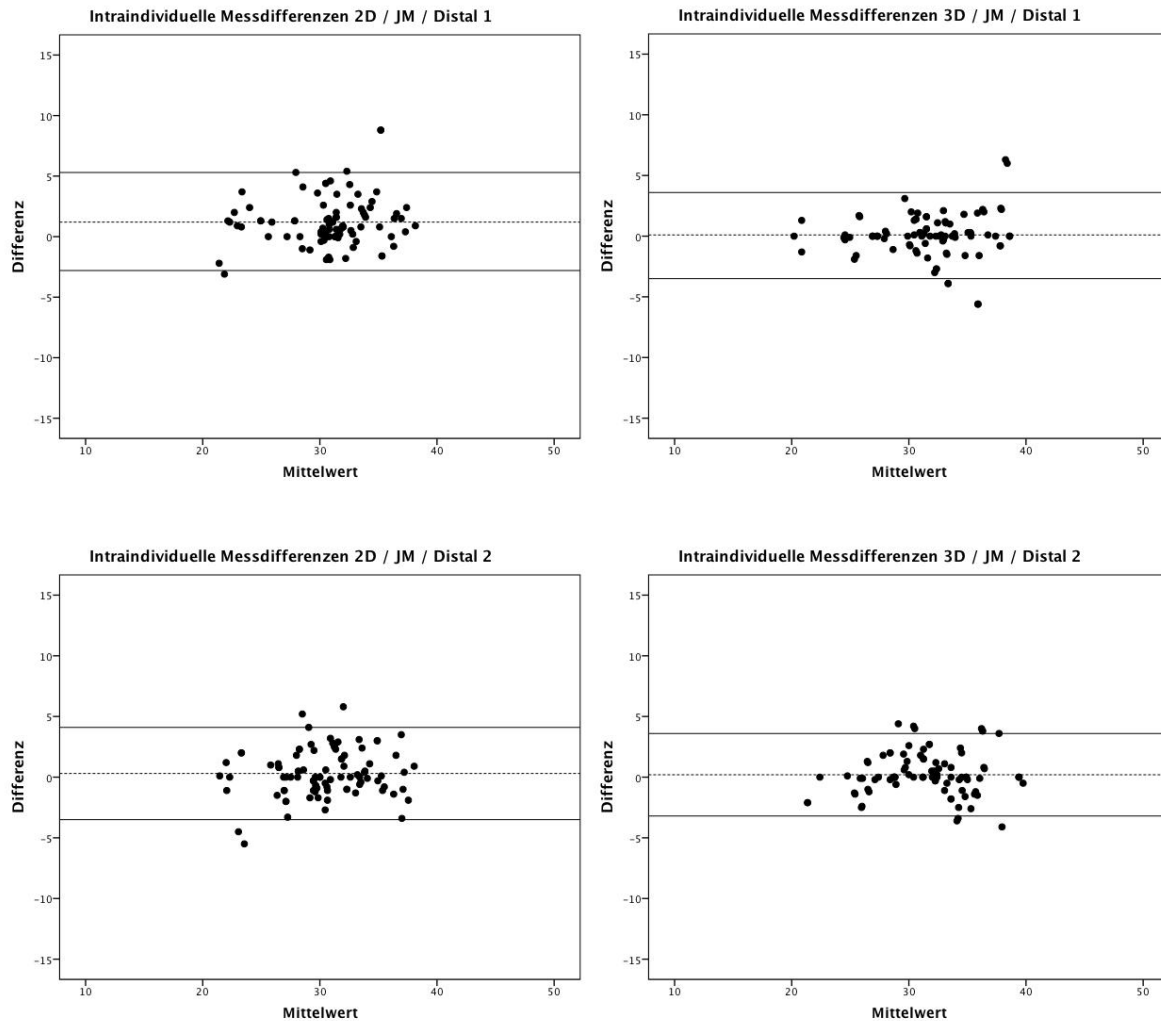
Image Postprocessing eine deutliche Verringerung der mittleren Differenz von 5,5 mm (2D) auf 0,5 mm, sowie fast eine Halbierung der Streuung (Referenzbereich von -53,1 bis 42,0mm bei 2D auf -23,4 bis 22,4mm bei 3D).

Strecke	Methode	Mittlere Differenz $\pm$ SD	Referenzbereich	
			Unten $-1,96 \times \text{SD}$	Oben $+1,96 \times \text{SD}$
Maximaler Durchmesser	2D	$-0,5 \pm 4,2$	-8,6	7,7
	3D	$-0,9 \pm 6,2$	-13,0	11,2
Gesamtlänge	2D	$-5,5 \pm 24,3$	-53,1	42,0
	3D	$-0,5 \pm 11,7$	-23,4	22,4
Proximal 1	2D	$0,3 \pm 2,7$	-4,9	5,6
	3D	$0,4 \pm 2,0$	-3,4	4,2
Proximal 2	2D	$1,9 \pm 2,4$	-2,7	6,6
	3D	$0,9 \pm 2,5$	-4,0	5,7
Distal 1	2D	$1,2 \pm 2,1$	-2,8	5,3
	3D	$0,1 \pm 1,8$	-3,5	3,6
Distal 2	2D	$0,3 \pm 1,9$	-3,5	4,1
	3D	$0,2 \pm 1,7$	-3,2	3,6

**Tab. 5:** Beurteiler 3 (JM) Gegenüberstellung der intraindividuelle Messdifferenzen der verschiedenen Messmethoden [mm]







**Abb. 20:** Gegenüberstellung der Bland-Altman-Diagramme der intraindividuellen Messdifferenzen innerhalb der verschiedenen Messmethoden von Beurteiler 3 (JM) [mm]

Beim Vergleich der relativen Häufigkeit der absoluten Messdifferenzen (vgl. Tab. 6) der verschiedenen Messtechniken bei Untersucher JM zeigt sich ebenfalls wie bei SO eine Tendenz zu kleineren Messunterschieden mittels der Technik nach Image Postprocessing. Bis auf die Gesamtlänge, welche wie schon bei den anderen Beurteilern mit beiden Verfahren deutlich differiert, befinden sich die restlichen Messpunkt mit einer relativen Häufigkeit von 63,3% bis 84,4% im Bereich  $\leq 2$  mm und mit mehr als 90% im Bereich  $\leq 5$  mm (3D). Dies entspricht im Bereich  $\leq 2$  mm einer um bis zu 10% geringeren Abweichung als innerhalb der konventionellen Messungen. Beurteiler JM zeigt bei der Bestimmung der Gesamtlänge im Vergleich zu den anderen Untersuchern innerhalb beider Methode geringere intraindividuelle Messdifferenzen, wobei analog zu BR und SO die absoluten Differenzen mit der 3D Methode geringer ausfallen. So lassen sich nach Image

Postprocessing im Bereich  $\geq 50\text{mm}$  nur zwei Fälle beobachten, jedoch bei den konventionellen Messungen sogar sechs (2,2% vs. 6,7%).

<b>Messpunkte/ Methode</b>	<b><math>\leq 2\text{mm}</math></b>	<b><math>\leq 5\text{mm}</math></b>	<b><math>\leq 10\text{mm}</math></b>	<b><math>&gt;10\text{mm}</math></b>	<b><math>\geq 20\text{mm}</math></b>	<b><math>\geq 50\text{mm}</math></b>
Dmax 2D	71,1 (64)	87,8 (79)	94,4 (85)	5,6 (5)	0 (0)	0 (0)
Dmax 3D	70 (63)	91,1 (82)	97,8 (88)	2,2 (2)	2,2 (2)	0 (0)
Gesamtlänge 2D	24,4 (22)	44,4 (40)	67,8 (61)	32,2 (29)	8,9 (8)	6,7 (6)
Gesamtlänge 3D	30 (27)	48,9 (44)	74,4 (67)	25,6 (23)	11,1 (10)	2,2 (2)
Proximal 1 2D	74,4 (67)	91,1 (82)	100 (90)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Proximal 1 3D	77,8 (70)	97,8 (88)	100 (90)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Proximal 2 2D	64,4 (58)	93,3 (84)	96,7 (87)	3,3 (3)	0 (0)	0 (0)
Proximal 2 3D	63,3 (57)	96,7 (87)	98,9 (89)	1,1 (1)	0 (0)	0 (0)
Distal 1 2D	74,4 (67)	95,6 (86)	100 (90)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 1 3D	84,4 (76)	95,6 (86)	100 (90)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 2 2D	74,4 (67)	96,7 (87)	100 (90)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 2 3D	82,2 (74)	100 (90)	100 (90)	0 (0)	0 (0)	0 (0)

**Tab. 6:** Beurteiler 3 (JM) Gegenüberstellung der relativen Häufigkeit der absoluten Messdifferenzen der zwei Messmethoden [%(n)]

### 4.3. Interindividuellen Unterschiede

Um die Reproduzierbarkeit der verschiedenen Verfahren im interindividuellen Vergleich abschätzen zu können, wurden zunächst für jeden Untersucher die Mittelwerte aus den wiederholten Messungen für die einzelnen Messpunkte getrennt nach Untersuchungsverfahren berechnet (540 Ergebnisse pro Messverfahren).

Anschließend erfolgte die Gegenüberstellung der resultierenden Mittelwerte nach folgendem Schema: Untersucher BR vs. SO, BR vs. JM und SO vs. JM. Aus den 30 Messpaaren pro Vergleich (30x BR vs. SO, 30x BR vs. JM und 30x SO vs. JM), Messpunkt und -verfahren wurde die mittlere Differenz und mit Hilfe der Standardabweichung die "limits of agreement" nach der Bland-Altman-Methode (Bland & Altman, 1986) ermittelt.

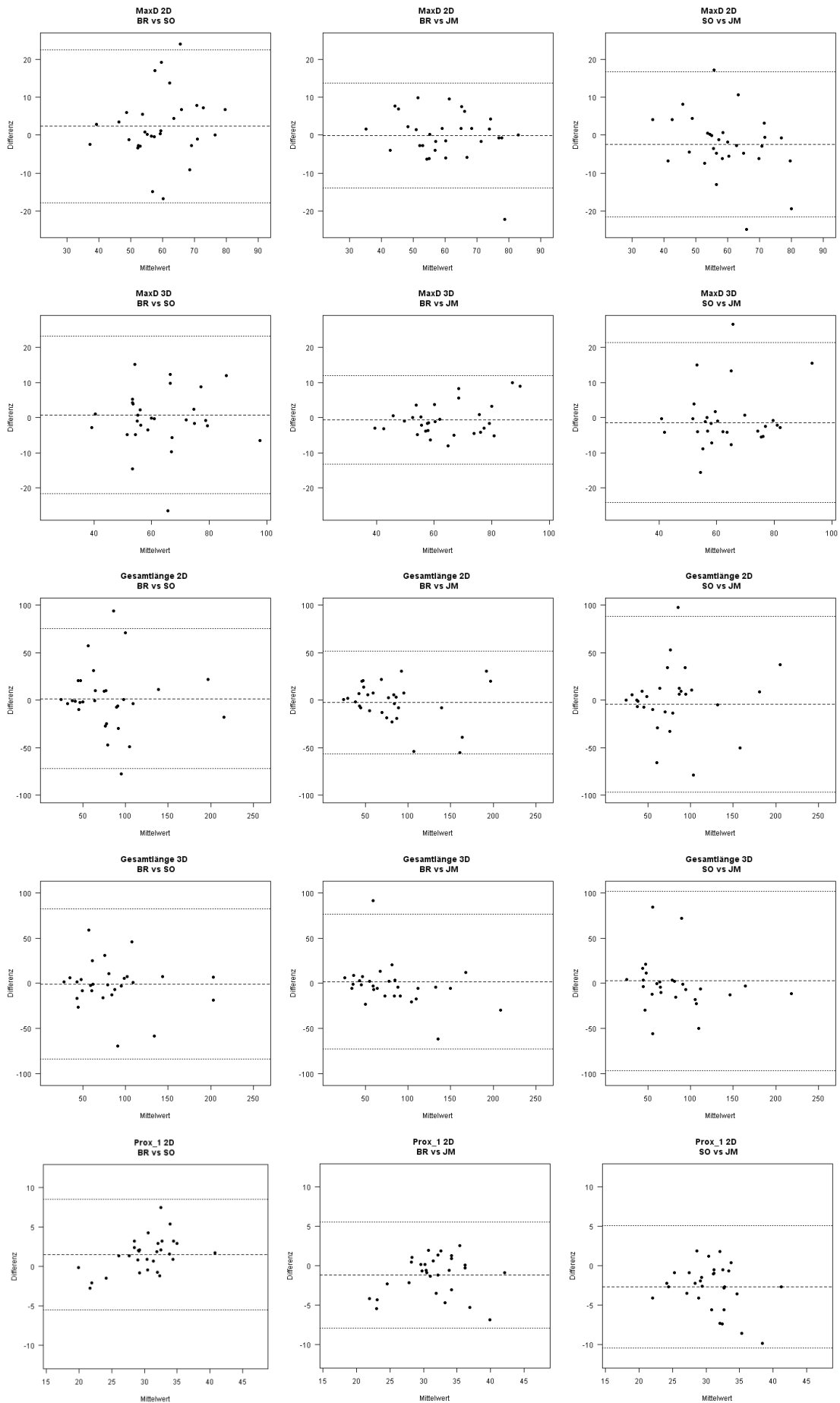
Abschließend erfolgte anhand der gewonnenen Ergebnisse und der zusätzlich berechneten relativen Häufigkeit der absoluten Messdifferenzen eine Gegenüberstellung der zwei Messtechniken.

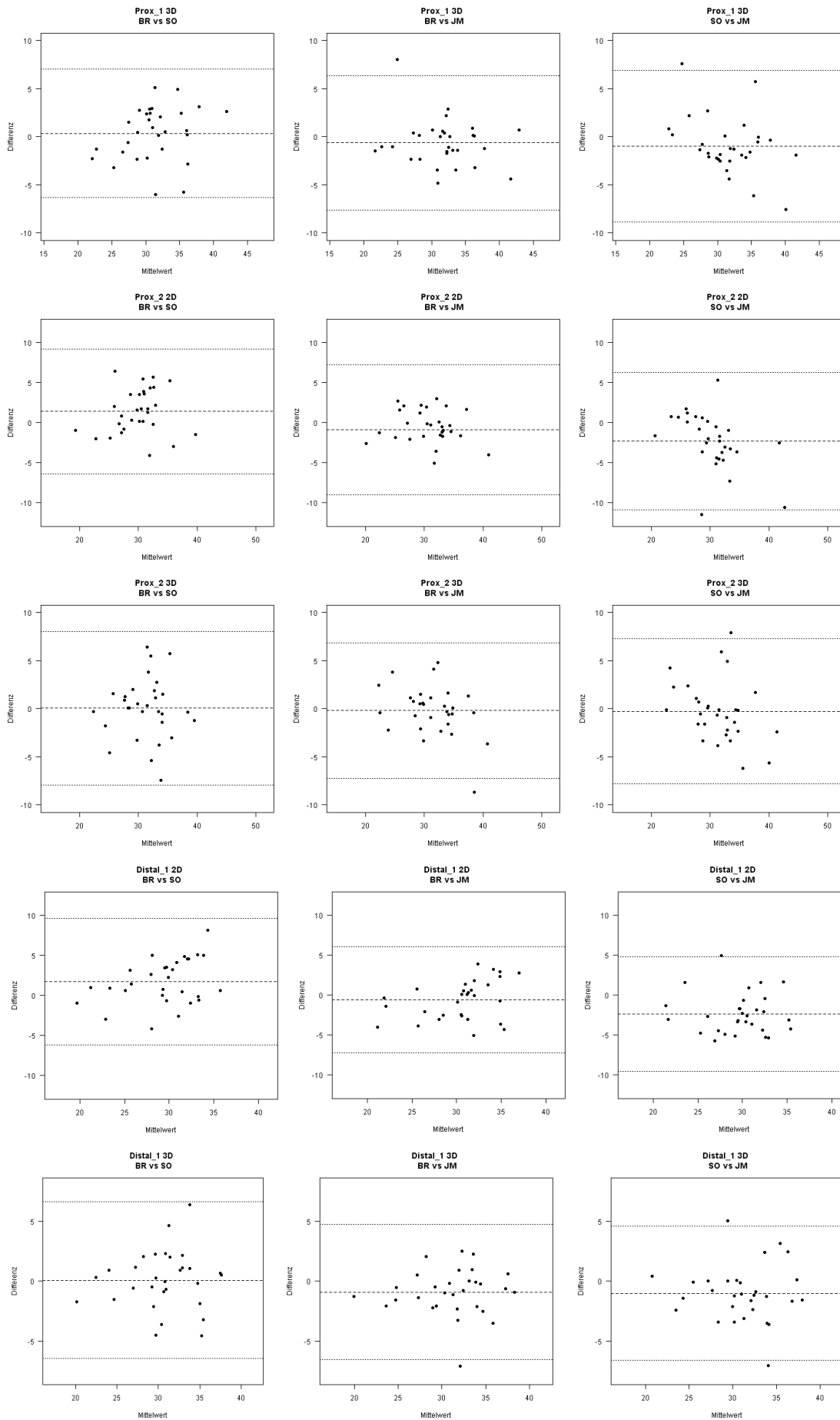
In den Messpunkten maximaler Durchmesser und Gesamtlänge würde die Variabilität bei alleiniger Betrachtung der mittleren Differenz sowie der Standardabweichung theoretisch mit der 3D Technik zunehmen. In den Bland-Altman-Diagrammen dieser Messpunkte (vgl. Abb. 21) ist aber ersichtlich, dass die höhere Standardabweichung das Resultat einer weniger großen Ausreißer ist. In Summe erscheint die Variabilität aber gegenüber der konventionellen Messung eher niedriger. In der mittleren Differenz weichen die Untersucher bei der Bestimmung der Gesamtlänge mit beiden Techniken deutlicher voneinander ab, als in den anderen Messpunkten.

Im Vergleich zu den intraindividuellen Unterschieden konnte in den Messpunkten maximaler Durchmesser und Gesamtlänge beim interindividuellen Vergleich bei beiden Messmethoden eine deutlich höhere Variabilität beobachtet werden. So wies die Gesamtlänge Streubereiche von maximal -88,7 bis 80,9 mm (SO vs. JM bei 2D) und -84,0 bis 80,2mm (SO vs. JM bei 3D) auf. Wohingegen intraindividuell die größten Streubereich mit -53,1 bis 42mm (Gesamtlänge bei 2D von Beurteiler JM) über 40% und bei den Messungen nach Image Postprocessing mit -31,7 bis 42 mm bei BR um die 60% niedriger lagen. Wie schon in den meisten Fällen des intraindividuellen Vergleiches konnte im Bereich der Landungszonen interindividuell eine Verringerung der Streuung mit der Methode nach Image Postprocessing beobachtet werden (vgl. Tab. 7).

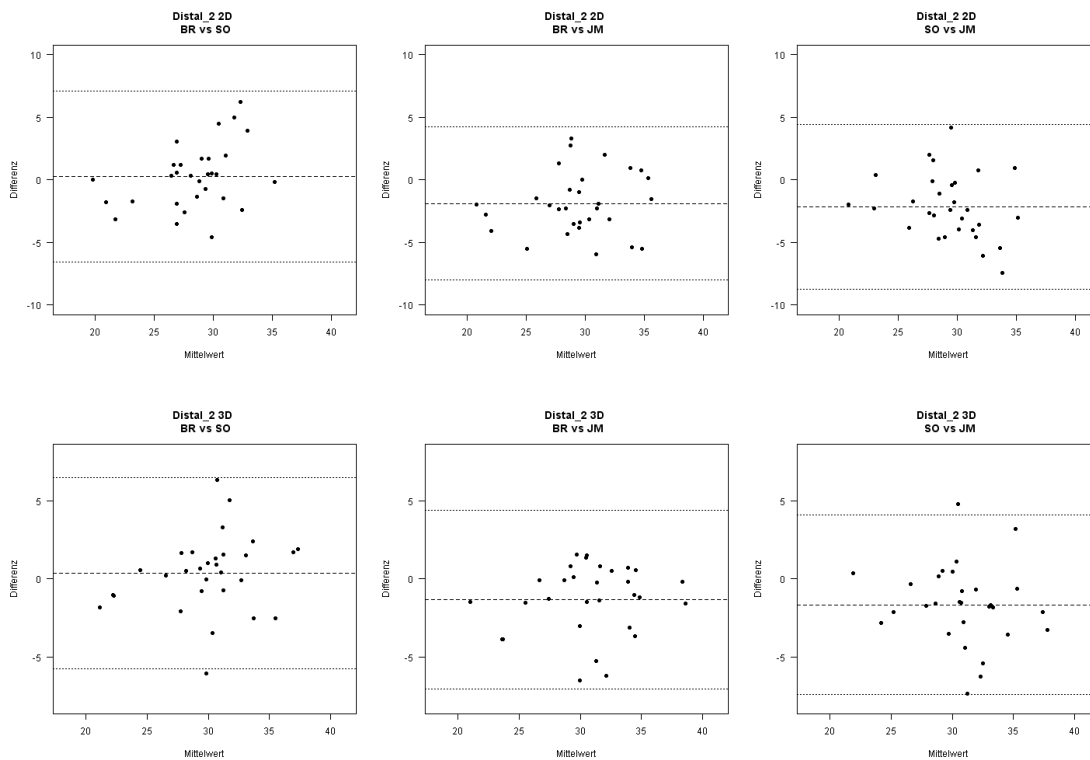
Strecke/ Methode	Vergleich	Mittlere Differenz ± SD	Referenzbereich	
			Unten -1,96xSD	Oben +1,96xSD
Dmax 2D	BR vs. SO	2,3 ± 8,7	-14,8	19,4
	BR vs. JM	-0,1 ± 6,2	-12,3	12,1
	SO vs. JM	-2,4 ± 8,1	-18,2	13,4
Dmax 3D	BR vs. SO	0,7 ± 10,1	-19,1	20,6
	BR vs. JM	-0,6 ± 4,5	-9,5	8,3
	SO vs. JM	-1,3 ± 10,0	-21,0	18,3
Gesamtlänge 2D	BR vs. SO	1,6 ± 33,9	-64,8	68,1
	BR vs. JM	-2,3 ± 21,3	-43,9	39,4
	SO vs. JM	-3,9 ± 43,3	-88,7	80,9
Gesamtlänge 3D	BR vs. SO	-0,9 ± 40,6	-80,6	78,8
	BR vs. JM	-2,8 ± 23,5	-48,9	43,2
	SO vs. JM	-1,9 ± 41,9	-84,0	80,2
Proximal 1 2D	BR vs. SO	1,5 ± 2,2	-2,7	5,8
	BR vs. JM	-1,2 ± 2,5	-6,0	3,7
	SO vs. JM	-2,7 ± 2,9	-8,4	3,0
Proximal 1 3D	BR vs. SO	0,3 ± 2,8	-5,1	5,8
	BR vs. JM	-0,9 ± 1,9	-4,5	2,8
	SO vs. JM	-1,2 ± 2,5	-6,2	3,7
Proximal 2 2D	BR vs. SO	1,4 ± 2,8	-4,0	6,8
	BR vs. JM	-0,9 ± 3,1	-7,0	5,3
	SO vs. JM	-2,3 ± 3,5	-9,1	4,5
Proximal 2 3D	BR vs. SO	0,1 ± 3,2	-6,1	6,3
	BR vs. JM	-0,2 ± 2,6	-5,3	4,9
	SO vs. JM	-0,3 ± 3,2	-6,5	6,0
Distal 1 2D	BR vs. SO	1,8 ± 2,8	-3,8	7,3
	BR vs. JM	-0,6 ± 2,5	-5,5	4,3
	SO vs. JM	-2,4 ± 2,5	-7,3	2,6
Distal 1 3D	BR vs. SO	0,1 ± 2,4	-4,7	4,9
	BR vs. JM	-0,9 ± 1,9	-4,7	2,8
	SO vs. JM	-1,0 ± 2,3	-5,6	3,6
Distal 2 2D	BR vs. SO	1,2 ± 2,6	-4,0	6,3
	BR vs. JM	-1,0 ± 2,5	-6,0	3,9
	SO vs. JM	-2,2 ± 2,6	-7,3	2,8
Distal 2 3D	BR vs. SO	0,4 ± 2,4	-4,4	5,1
	BR vs. JM	-1,3 ± 2,2	-5,7	3,0
	SO vs. JM	-1,7 ± 2,5	-6,6	3,3

**Tab. 7:** Gegenüberstellung der interindividuellen Messdifferenzen der drei Beurteiler innerhalb der verschiedenen Messmethoden für alle Messpunkte [mm]









**Abb. 21:** Gegenüberstellung der Bland-Altman-Diagramme der interindividuellen Messdifferenzen anhand der verschiedenen Messmethoden

Bei so gut wie allen interindividuellen Gegenüberstellungen, d.h. bei allen Messpunkten und in beiden Verfahren hat Beurteiler SO die kürzesten Distanzen und Beurteiler JM die längsten gemessen (JM > BR > SO). Nur bei der Gesamtlänge bei der 3D Methode misst SO größer als BR, wobei JM weiterhin das größte Messergebnis aufweist (JM > SO > BR, vgl. Tab. 7). Zusätzlich ist ersichtlich, dass in den meisten Vergleichen die geringste Variabilität zwischen Untersucher BR und JM (Laie vs. Experte) mit beiden Messmethoden vorliegt, gefolgt von BR vs. JM (Laie vs. Experte) und SO vs. JM. (Experte vs. Experte).

Beim Vergleich der beiden Messmethoden anhand der relativen Häufigkeiten der absoluten interindividuellen Messdifferenzen fallen diese, analog zum intraindividuellen Vergleich, bei den Messpunkten maximaler Durchmesser und Gesamtlänge gegenüber den Messungen an den Landungszonen mit beiden Methoden größer aus.

Beim maximalen Durchmesser verhält es sich in den zwei Verfahren ähnlich mit Abweichung im Bereich  $\leq 5$  mm in über der Hälfte der Fälle (56,7% bis 63,3% bei 2D und 60 bis 63,3% bei 3D). Insgesamt unterscheiden sich die Untersucher in diesem Messpunkt mit beiden Techniken in nicht mehr als 80% bis 96,7% der Vergleiche um  $\leq 10$  mm. Bezogen auf die Gesamtlänge können wiederum mit der Methode nach Image Postproces-

sing interindividuell kleinere Abweichungen beobachtet werden. Diese fallen wie bereits erwähnt aber deutlich größer aus als bei den anderen Punkten, mit Differenzen > 10mm in über der Hälfte der Gegenüberstellungen. In beiden Verfahren wird zum Teil bis zu 20%  $\geq 50\text{mm}$  abgewichen.

Bei allen Gegenüberstellungen im Bereich der Landungszonen konnte tendenziell mit den Messungen nach Image Postprocessing kleinere Abweichungen beobachtet werden (vgl. Tab. 8, 9 und 10). So divergieren die Messungen mittels der konventionellen Methode 2 mm oder kleiner in 33,3% bis 63,3% der Fälle, nach Image Postprocessing fallen in diesen Bereich aber schon 40% bis 73%. In der Größenordnung von Differenzen  $\leq 5$  mm zeigen sich dann schon vergleichbare Ergebnisse mit 80% bis 96,7% bei 2D und 83,3% bis 96,7% bei 3D.

<b>Messpunkte/ Methode</b>	<b><math>\leq 2\text{mm}</math></b>	<b><math>\leq 5\text{mm}</math></b>	<b><math>\leq 10\text{mm}</math></b>	<b><math>&gt;10\text{mm}</math></b>	<b><math>\geq 20\text{mm}</math></b>	<b><math>\geq 50\text{mm}</math></b>
Dmax 2D	30 (9)	56,7 (17)	80 (24)	20 (6)	3,3 (1)	0 (0)
Dmax	26,7 (8)	60 (18)	80 (24)	20 (6)	6,7 (2)	0 (0)
Gesamtlänge 2D	20 (6)	30 (9)	43,3 (13)	56,7 (17)	43,3 (13)	13,3 (2)
Gesamtlänge 3D	16,7 (5)	26,7 (8)	53,3 (16)	46,7 (14)	30 (9)	16,7 (5)
Proximal 1 2D	56,7 (17)	93,3 (28)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Proximal 1 3D	40 (12)	90 (27)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Proximal 2 2D	56,7 (17)	86,7 (26)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Proximal 2 3D	60 (18)	83,3 (25)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 1 2D	43,3 (13)	90 (27)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 1 3D	63,3 (19)	96,7 (29)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 2 2D	56,7 (17)	90 (27)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 2 3D	70 (21)	90 (27)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)

**Tab. 8:** Relative Häufigkeit [%(n)] der absoluten interindividuellen Messdifferenzen Beurteiler **BR vs. SO** beim Vergleich 2D und 3D

<b>Messpunkte/ Methode</b>	<b>≤ 2mm</b>	<b>≤ 5mm</b>	<b>≤ 10mm</b>	<b>&gt;10mm</b>	<b>≥ 20mm</b>	<b>≥ 50mm</b>
Dmax 2D	43,3 (13)	63,3 (19)	96,7 (29)	3,3 (1)	3,3 (1)	0 (0)
Dmax 3D	33,3 (10)	73,3 (22)	96,7 (29)	3,3 (1)	0 (0)	0 (0)
Gesamtlänge 2D	6,7 (2)	20 (6)	50 (15)	50 (15)	33,3 (10)	6,7 (2)
Gesamtlänge 3D	10 (3)	30 (9)	56,7 (17)	43,3 (13)	20,6 (6)	6,7 (2)
Proximal 1 2D	63,3 (19)	90 (27)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Proximal 1 3D	70 (21)	100 (30)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Proximal 2 2D	63,3 (19)	93,3 (28)	96,7 (29)	3,3 (1)	0 (0)	0 (0)
Proximal 2 3D	63,3 (19)	96,7 (29)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 1 2D	46,7 (14)	96,7 (29)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 1 3D	63,7 (20)	96,7 (29)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 2 2D	50 (15)	96,7 (29)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 2 3D	73,3 (22)	90 (27)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)

**Tab. 9:** Relative Häufigkeit [%(n)] der absoluten interindividuellen Messdifferenzen Beurteiler **BR vs. JM** beim Vergleich 2D und 3D

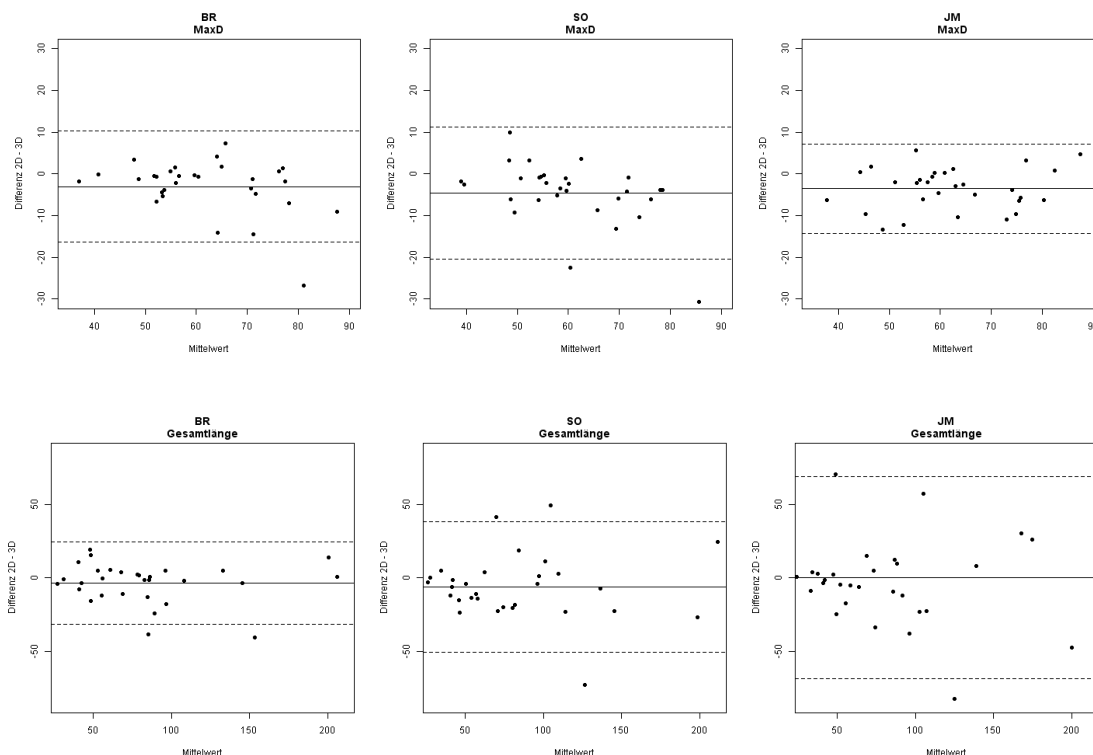
<b>Messpunkte/ Methode</b>	<b>≤ 2mm</b>	<b>≤ 5mm</b>	<b>≤ 10mm</b>	<b>&gt;10mm</b>	<b>≥ 20mm</b>	<b>≥ 50mm</b>
Dmax 2D	26,7 (8)	60 (18)	83,3 (25)	16,7 (5)	3,3 (1)	0 (0)
Dmax 3D	30 (9)	63,3 (19)	80 (24)	20 (6)	6,7 (2)	0 (0)
Gesamtlänge 2D	10 (3)	16,7 (5)	46,7 (14)	53,3 (16)	36,7 (11)	20 (6)
Gesamtlänge 3D	13,3 (4)	33,3 (10)	40 (12)	60 (18)	30 (9)	20 (6)
Proximal 1 2D	43,3 (13)	80 (24)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Proximal 1 3D	56,7 (17)	90 (27)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Proximal 2 2D	46,7 (14)	83,3 (25)	93,3 (28)	6,7 (2)	0 (0)	0 (0)
Proximal 2 3D	50 (15)	86,7 (26)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 1 2D	33,3 (10)	83,3 (25)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 1 3D	56,7 (17)	93,3 (28)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 2 2D	36,7 (11)	90 (27)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 2 3D	53,3 (16)	90 (27)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)

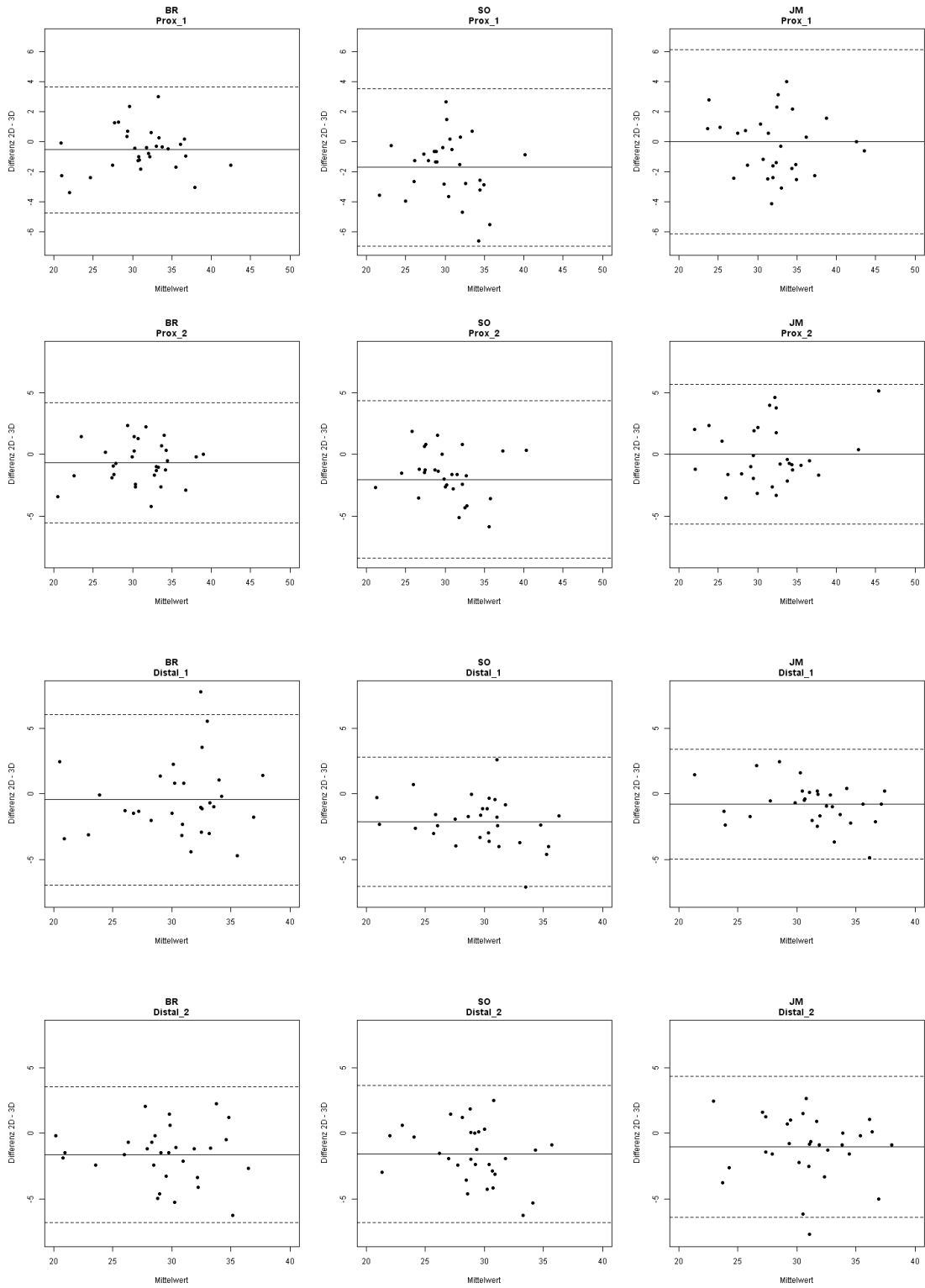
**Tab. 10:** Relative Häufigkeit [%(n)] der absoluten interindividuellen Messdifferenzen Beurteiler **SO vs. JM** beim Vergleich 2D und 3D

## 4.4. Intermodaler Vergleich

Nachdem anhand der intra- und interindividuellen Unterschiede die Reproduzierbarkeit der Methoden im Vergleich untersucht wurde, werden im Folgenden die Messverfahren direkt einander gegenübergestellt um die Abweichung der Methoden voneinander zu quantifizieren. Dafür wurde zunächst für jeden Messpunkt der Mittelwert und die Standardabweichung aus den drei wiederholten Messungen getrennt nach Beurteiler und Untersuchungsverfahren ermittelt. Anschließend wurde diese mittels der Methode nach Bland-Altman (Bland & Altman, 1986), einer Regressionsanalyse und der relativen Häufigkeit der absoluten Messdifferenzen miteinander verglichen.

Wie in den Bland-Altman-Diagrammen in Abbildung 22 und Tabelle 11 ersichtlich, weicht die mittlere Differenz in allen Messpunkten ins Negative ab. Dies besagt das mit der Messmethode nach Image Postprocessing bei allen Messpunkten längere Distanzen gemessen wurden. Eine Besonderheit der Bland-Altman-Methode ist es das mit durch diese eine Abhängigkeit der Streuung in Bezug auf die Größe der Messergebnisse dargestellt werden kann. Dies ist im Vergleich der Messmethoden bei allen Messpunkten nicht erkennbar. Jedoch konnte im Gegensatz zu den Messpunkten der Landungszone, im Bereich des maximalen Durchmessers und bei der Gesamtlänge deutlich größere Streubereiche beobachtet werden.





**Abb. 22:** Bland-Altman-Diagramme der Vergleiche der Messverfahren (2D – 3D)

Strecke	Untersucher	Mittlere Differenz ± SD	Referenzbereich	
			Unten -1,96xSD	Oben +1,96xSD
Dmax	BR	-3,0 ± 6,5	-15,8	9,7
	SO	-4,6 ± 7,6	-19,5	10,3
	JM	-3,5 ± 5,0	-13,3	6,2
Gesamtlänge	BR	-3,7 ± 13,7	-30,6	23,3
	SO	-6,2 ± 22,3	-49,9	37,6
	JM	-4,2 ± 29,2	-61,5	53,0
Proximal 1	BR	-0,5 ± 1,4	-3,3	2,3
	SO	-1,7 ± 2,0	-5,7	2,3
	JM	-0,2 ± 2,1	-4,2	3,8
Proximal 2	BR	-0,7 ± 1,7	-4,0	2,6
	SO	-2,0 ± 2,8	-7,4	3,4
	JM	-0 ± 2,4	-4,7	4,7
Distal 1	BR	-0,4 ± 2,8	-6,0	5,1
	SO	-2,1 ± 1,8	-5,7	1,5
	JM	-0,8 ± 1,6	-3,9	2,4
Distal 2	BR	-0,8 ± 1,6	-4,0	2,4
	SO	-1,6 ± 2,2	-5,8	2,7
	JM	-1,0 ± 2,4	-5,8	3,7

**Tab. 11:** Gegenüberstellung der Messdifferenzen (2D-3D) der zwei verschiedenen Messmethoden für alle Messpunkte getrennt nach Untersucher [mm]

Beim Vergleich der einzelnen Mittelwerte und Standardabweichung aller drei Messungen eines Untersuchers pro Messmethode (vgl. Tab. 12) konnte ebenfalls gezeigt werden, dass mittels der Messungen nach Image Postprocessing (3D) in den meisten Messpunkten von allen Beurteilern signifikant länger gemessen wurde. Ausnahmen waren bei allen die Gesamtlänge, wo zwar länger gemessen wurde, aber keine Signifikanz ermittelt werden konnte. In den Messpunkten Proximal 1 und 2 bei Beurteiler JM und Distal 1 bei BR wurde mit den verschiedenen Verfahren annähernd gleiche Ergebnisse erzielt.

<b>Mittelwert ± SD</b>	<b>Beuteiler 1 (BR)</b>	<b>Beuteiler 2 (SO)</b>	<b>Beurteiler 3 (JM)</b>
MaxD 2D	60,3 ± 11,6	58,0 ± 10,3	60,4 ± 12,9
MaxD 3D	63,3 ± 13,9 <sup>a</sup>	62,6 ± 14,5 <sup>a</sup>	63,9 ± 12,4 <sup>a</sup>
Gesamtlänge 2D	81,5 ± 45,1	79,8 ± 47,3	83,7 ± 48,8
Gesamtlänge 3D	85,1 ± 46,4	86,0 ± 48,2	88,0 ± 53,9
Proximal 1 2D	30,9 ± 5,0	29,4 ± 3,9	32,1 ± 4,7
Proximal 1 3D	31,4 ± 4,9 <sup>a</sup>	31,1 ± 4,4 <sup>a</sup>	32,3 ± 4,9
Proximal 2 2D	30,6 ± 4,4	29,2 ± 4,0	31,5 ± 5,6
Proximal 2 3D	31,3 ± 4,3 <sup>a</sup>	31,2 ± 4,5 <sup>a</sup>	31,5 ± 5,4
Distal 1 2D	30,2 ± 4,7	28,5 ± 3,7	30,8 ± 3,8
Distal 1 3D	30,7 ± 4,8	30,6 ± 4,4 <sup>a</sup>	31,6 ± 4,3 <sup>a</sup>
Distal 2 2D	29,4 ± 4,2	28,2 ± 3,2	30,4 ± 3,9
Distal 2 3D	30,1 ± 4,3 <sup>a</sup>	29,8 ± 3,9 <sup>a</sup>	31,5 ± 4,1 <sup>a</sup>

**Tab. 12:** Gegenüberstellung der Mittelwerte ± Standardabweichungen der wiederholten Messung eines Untersuchers pro Messpunkt und Messmethode (<sup>a</sup> =  $p < 0,05$ ).

Mit einem gemischten Regressionsmodell (abhängige Variable: Differenz 3D – 2D, vgl. Tab.13), in welchem die Korrelationsstruktur zwischen den wiederholten Messungen der verschiedenen Untersucher bei den gleichen Patienten verglichen wurde, konnte gleichermaßen dargestellt werden, dass mittels den Messungen nach Image Postprocessing (3D) länger gemessen wurde (positive Werte) als anhand der konventionellen Rekonstruktionen (von 0,7 mm länger bei dem Durchmesser Proximal 1 bis 3,7 mm beim maximalen Durchmesser). Bis auf die Gesamtlänge konnte in diesem Modell, bei allen Punkten eine signifikante Abweichung ( $p < 0,05$ ) der Messungen nach Image Postprocessing in Bezug zu den konventionellen Messungen festgestellt werden. Bei der Gesamtlänge hingegen ist eine systematische Abweichung nicht ersichtlich. Hier könnte auch ein systematischer Messfehler vorliegen.

Strecke	Schätzung der MW-Diff.	Signifikanz (p)	Konfidenzintervall 95%	
			Untergrenze	Obergrenze
Dmax	3,7	< 0,001	2,1	5,3
Gesamtlänge	3,2	0,332	- 3,5	9,9
Proximal 1	0,7	0,005	0,2	1,2
Proximal 2	0,9	0,002	0,4	1,4
Distal 1	1,1	< 0,001	0,6	1,6
Distal 2	1,4	< 0,001	0,8	2,0

**Tab. 13:** Geschätzte Mittelwertunterschiede (MW-Diff. = Mittelwertdifferenz) zwischen den verschiedenen Methoden anhand der abhängigen Variable: Differenz 3D-2D [mm]

Im direkten Vergleich der beiden Messmethoden zeigt sich anhand der absoluten Messdifferenzen (vgl. Tab. 14) das diese insbesondere im Bereich der Landungszonen schon im Bereich  $\leq 2$  mm eine deutlich höhere Übereinstimmung zeigen, als bei den Messpunkten maximaler Durchmesser und Gesamtlänge. Dreiviertel aller Messdifferenzen sind  $\leq 2$  mm und 100%  $\leq 5$  mm. Beim maximalen Durchmesser betragen die Messunterschiede in 70% der Fälle 5 mm oder kleiner und in 93,3%  $\leq 10$  mm. Bei der Bestimmung der Gesamtlänge unterschieden sich die beiden Methoden in 66,7% 10 mm oder weniger und nur in 10% mehr als 20 mm.

Messpunkte	$\leq 2mm$	$\leq 5mm$	$\leq 10mm$	$>10mm$	$\geq 20mm$	$\geq 50mm$
Dmax	26,7 (8)	70 (21)	93,3 (28)	6,7 (2)	0 (0)	0 (0)
Gesamtlänge	16,7 (5)	36,7 (11)	66,7 (20)	33,3 (10)	10 (3)	3,3 (1)
Proximal 1	76,7 (23)	100 (30)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Proximal 2	73,3 (22)	100 (30)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 1	76,7 (23)	100 (30)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Distal 2	76,7 (23)	100 (30)	100 (30)	0 (0)	0 (0)	0 (0)

**Tab. 14:** Relative Häufigkeit [%(n)] der absoluten Messdifferenzen beim Vergleich der Messmethoden 2D-3D



## 5. Diskussion

Zur Indikation, Planung und Durchführung einer endovaskulären Stentversorgung mit dem Ziel einer suffizienten Aneurysma-Ausschaltung sind präzise präoperative Messungen von entscheidender Bedeutung. Hierdurch soll primär die Gefahr einer Ruptur, sowie Komplikationen wie Endoleckagen oder eine spinale Ischämie vermieden werden. Die degenerativen Prozesse, welche zur Entstehung eines Aortenaneurysmas führen gehen häufig mit einer Aortenelongation sowie einer Krümmung (Kinking) einher. Dies führt insbesondere im Bereich der thorakalen Aorta die bereits durch den Aortenbogen eine Krümmung aufweist zu einer weiteren Erschwernis bei der Abschätzung der Dimensionen. Herkömmliche MPRs, welche lediglich zweidimensionale Rekonstruktionen liefern, bergen die Gefahr von fehlerhaften Dimensionierungen. Neuere Rekonstruktionsmethoden, die aus den Rohdaten einer CT-Angiographie gekrümmte MPRs errechnen heben die Aortenkrümmung auf und versprechen dadurch präzisere Messungen. Bis heute liegen nur wenige Daten vor, die zeigen, dass mit Hilfe der semi-automatischen Centerline-Analyse Ergebnisse erzielt werden, die eher den wahren Aortendurchmessern und der Länge der Pathologie entsprechen.

Ziel dieser Studie war es daher eine kommerziell erhältlichen Image Postprocessing Software (semi-automatische Centerline-Analyse von 3 Mensio®) mit konventionellen CTA-Rekonstruktionen (MPRs) anhand von thorakalen Aortenaneurysmen in Bezug auf die Prüfung der Reproduzierbarkeit (intra- und interindividuelle Unterschiede) zu vergleichen und die intermodalen Unterschiede zu bestimmen.

Ein thorakales Aortenaneurysma, welches sich rein auf die Pars descendens der Aorta beschränkt, ist eine seltene Erkrankung. Im Klinikum rechts der Isar der technischen Universität München, einem Zentrum für Aortenerkrankung, werden im Schnitt 100 Patienten pro Jahr an einem Aortenaneurysma operiert. Im Zeitraum 2004 bis 2010 wurden aber nur 6 Patienten pro Jahr mit einem TAA behandelt, welches sich auf die Pars III der Aorta thoracica beschränkt. Obwohl es sich um ein kleines Patientenkollektiv handelte und leichte Abweichungen zu großen Unterschieden führen können, entsprach die Altersspanne der Patienten mit 53 bis 95 Jahren und einem älteren Frauenanteil dem typischen Patientenkollektiv dieser Erkrankung (Bickerstaff

et al. 1982). Ebenfalls analog zu Bickerstaff und Kollegen konnte in der aktuellen Stichprobe keine einheitliche Geschlechterverteilung zwischen Männern und Frauen mit thorakalem Aortenaneurysma festgestellt werden. Es waren 2,5 mal mehr Männer (20 Männer : 8 Frauen = 71% : 29%) von einem TAA betroffen als Frauen.

## **5.1. Statistische Verfahren**

Ein Vergleich mit ähnlichen in der Literatur publizierten Studien wird aufgrund von verschiedenen Messprotokollen, unterschiedlich langer Erfahrungen der Untersucher in der Vermessung von vaskulären Pathologien, der statistischen Aufarbeitung, andersartige Computersoftware, uneinheitliche Anzahl von Messungen und verschiedenen Patientenkollektiven limitiert. Insbesondere die statistische Aufarbeitung unterscheidet sich in vergleichbaren Studien immens. In einigen Fällen wurden statistische Tests herangezogen, welche beim Vergleich von Messmethoden als ungeeignet angesehen werden (Grouven et al. 2007).

Wie Grouven und Kollegen (Grouven et al. 2007) beschreiben wird in einer Vielzahl von Studien, welche zum Ziel haben zwei Methoden miteinander zu vergleichen häufig der Korrelationskoeffizient und der dazugehörige p-Wert berechnet. Es muss jedoch dabei beachtet werden, dass eine hohe Korrelation nicht mit einer hohen Übereinstimmung gleichzusetzen ist. Dies wird an folgendem Beispiel deutlich: Würde man beim Vergleich zweier Messmethoden die Ergebnisse von dem einen Messverfahren um einen Wert heraufsetzen und die Werte des anderen um den gleichen Betrag verringern würde die Korrelation am Ende gleich bleiben, eine Übereinstimmung in den Ergebnissen würde aber nicht resultieren. Weiterhin sagen Grouven und Kollegen, dass es nicht sinnvoll ist einen p-Wert zu berechnen, da die Aussage eines p-Wertes darin besteht eine Nullhypothese zu bestätigen oder nicht. Die Hypothese beim Vergleich zweier Messmethoden würde aussagen, dass eine Korrelation nicht vorliegt. Dies spielt aber beim Nachweis einer Übereinstimmung zweier Messverfahren keine Rolle, da bei gleichen Grunddaten die gemessen werden sollen von einer vorhandenen Korrelation auszugehen ist. Daher empfehlen Grouven und Kollegen als optimale statistische Methode für einen Methodenvergleich die Methode nach Bland und Altman heranzuziehen. Mittels dieser kann zur Beurteilung der Übereinstimmung von Messmethoden nicht nur die durchschnittliche Differenz der Messwerte, sondern zusätzlich auch die Streuung der Differenzen der einzelnen

Messwertepaare beurteilt werden (Grouven et al. 2007). Aus besagten Gründen wurde sich daher auf dieses Verfahren konzentriert.

Eine Frage die mittels dieser Studie geklärt werden sollte lautete: Wie genau ist die Übereinstimmung, d.h. die Reproduzierbarkeit der Messungen, nach Image Postprocessing im Vergleich zu den Messungen an MPRs anhand einer intra- und interindividuelle Gegenüberstellung?

## 5.2. Intraindividuellen Unterschiede

Im Bereich der abdominellen Aorta wurde in vorangehenden Studien bereits gezeigt, dass mittels zweidimensionaler Messtechniken schlechtere intraindividuelle (zeitabhängige) Ergebnisse erzielt werden, als wenn die Messungen nach Image Postprocessing und orthogonal zu einer Centerline durchgeführt werden (Dillavou et al. 2003; Boll et al. 2004; Parker et al. 2005; Pitoulis et al. 2011). Dies gilt insbesondere im Bereich von gekrümmten Gefäßverläufen, wie z.B. im Bereich der Iliacalarterien (Dillavou et al. 2003; Boll et al. 2004). Es liegt daher die Vermutung nahe, dass dies ebenfalls im Bereich der thorakalen Aorta gilt, die aufgrund des Aortenbogens schon einer natürlichen Krümmung unterliegt. Bisher wurde die intraindividuellen Variabilität beim Vergleich 2D- und 3D-Mess-Methoden im Bereich der thorakalen Aorta, Pars descendens, nur bei Rudarakanjana und Kollegen (Rudarakanjana et al. 2013) alleine für den Messpunkt maximaler Durchmesser untersucht. Es handelt sich um einen Vergleich von Messungen anhand der CTA-Rohdaten (axiale Schichten) mit Messungen korrigiert nach Centerline-Analyse. Diese Studie konnte zeigen, dass die Bestimmung des maximalen Durchmessers an axialen Schichten (2D) mit einer deutlich höheren intraindividuellen Variabilität verbunden ist, als wenn dieser orthogonal zu einer Centerline gemessen wird. Die mittlere intraindividuelle Differenz betrug mit den axialen Messungen bei Rudarakanjana und Kollegen  $11,8 \pm 9,3$  mm im Gegensatz zu  $5,0 \pm 3,8$  mm bei den korrigierten Durchmesserbestimmungen.

Im Vergleich dazu fielen die mittleren Differenzen im intraindividuellen Vergleich für den Messpunkt maximaler Durchmesser in unserer Studie deutlich geringer aus (Untersucher BR  $0,4 \pm 4,0$  mm (2D) vs.  $0,3 \pm 4,7$  mm (3D); SO  $1,2 \pm 8,6$  mm (2D) vs.  $3,1 \pm 7,3$  mm (3D), JM  $0,5 \pm 4,2$  mm (2D) vs.  $0,9 \pm 6,2$  mm (3D)). Tendenziell erscheinen diese Werte als wäre die Variabilität mit der 3D Methode geringfügig höher.

Betrachtet man aber zusätzlich die dazugehörigen Bland-Altman-Diagramme (vgl. Tab. 1, 3 und 5) wird ersichtlich das die Werte ein Resultat einiger weniger Ausreißer ist und insgesamt die intraindividuelle Variabilität mit der Messmethode nach Image Postprocessing im Messpunkt maximaler Durchmesser geringer ausfällt. Bei der Entscheidungsfindung ob ein Aortenaneurysma operiert werden muss können schon Unterschiede im Millimeterbereich von entscheidender Bedeutung sein. So konnten Rudarakanchana und Kollegen retrospektiv darstellen, dass bei 10% der Patienten durch die Messung nach Image Postprocessing die Entscheidung zur Operation hätte revidiert werden müssen, da der gemessene maximale Durchmesser kleiner war als die Indikationsschwelle von 5,5 cm. Intraindividuell konnte in unserer Studie kein vergleichbar großer Unterschiede zwischen den beiden Methoden festgestellt werden. Weshalb nicht davon auszugehen ist, dass die Entscheidung zu einer Operation hätte revidiert werden müssen.

Bisher wurden noch in keiner Studie die intraindividuellen Messdifferenzen beim Vergleich einer Image-Postprocessing Software im Vergleich zu konventionellen Messmethoden bei thorakalen Aortenaneurysmen in Bezug auf die Gesamtlänge des Aneurysmas und die Abmessung der Landungszonen untersucht.

Für die Wahl der geeigneten Prothesen-Länge muss die Gesamtlänge des Aneurysmas im Gefäßverlauf vermessen werden. Hier fiel auf, dass bei allen Untersuchern in diesem Messpunkt deutlich größere intraindividuelle Differenzen, sowie eine größere Streuung im Vergleich zu den anderen Punkten beobachtet wurden (vgl. Tab. 1 - 6). So betrug die Standardabweichung bei Beurteiler BR bei 2D 17,7 mm vs. 16,4 mm bei 3D, bei SO 21,9 mm (2D) vs. 14,4 mm (3D) und bei JM 24,3 mm (2D) vs. 11,7 mm (3D) (vgl. Tab. 1, 3, 5). Die ausgesprochen großen Streubereiche resultieren daraus, dass keine Landmarken als Grenzen für das Aneurysma definiert wurden, sondern jeder Untersucher individuell entscheiden konnte wo er die Grenzen des Aneurysmas einschätzt. Dies entspricht der täglichen Praxis und daher eher der Realität, als in anderen Untersuchungen, wo z.B. die Gesamtlänge per definitionem bis auf Höhe des Truncus coeliacus gemessen wurde (Rengier et al. 2011). Die große Streuung birgt jedoch die Gefahr, dass entweder die Stentprothese zu kurz oder zu lang gewählt wird. Bei zu kurzer Prothese wird das Aortenaneurysma nicht richtig ausgeschaltet und ein Endoleak resultiert. Es müssen ggf. zusätzliche Prothesen verwendet werden, was zu höheren Kosten führt. Ist die Prothese zu lang können wichtige Lumbalarterien verlegt werden und eine Paraparese/-plegie droht.

Die intraindividuelle Variabilität fiel beim Messpunkt Gesamtlänge in den Messungen nach Image Postprocessing jedoch deutlich niedriger aus, so dass diese Technik zur Bestimmung der Prothesenlänge zu empfehlen ist.

Bei den Messpunkten der Landungszone (proximal und distal) fiel die mittlere Differenz im intraindividuellen Vergleich mit beiden Messmethoden insgesamt gering aus. So betrug die maximale mittlere Differenz 1,9 mm (Messpunkt Proximal 1 bei Beurteiler JM mit der 2D Messtechnik) und die höchste Streuung 3,7 mm (Messpunkt Proximal 1 bei Beurteiler SO mit der 2D Messtechnik). In der überwiegenden Mehrheit der Fälle konnte bei den Messungen nach Image Postprocessing aber einer geringere intraindividuelle Streuung und mittlere Differenz bei allen drei Beurteilern festgestellt werden. Dies zeigte sich auch bei der Gegenüberstellung der relativen Häufigkeiten (vgl. Tab. 2, 4 und 6) der absoluten intraindividuelle Differenz. Da aber nur in 50-66% der Fälle kleiner  $< 2$  mm und erst in 80-90%  $< 5$  mm, besteht die Frage ob hier nicht insgesamt die Gefahr besteht, dass die Abweichung zu groß sind.

### **5.3. Interindividuellen Unterschiede**

Eine weitere Möglichkeit eine Methode auf ihre Reproduzierbarkeit zu testen ist es ihre Untersucherabhängigkeit zu ermitteln. Dies erfolgte mittels eines interindividuellen Methodenvergleiches zwischen verschiedenen Beurteilern mit unterschiedlicher Erfahrung in der Vermessung von thorakalen Aortenaneurysmen (zwei Experten unterschiedlicher Fachrichtung und ein Leihe). Wie im Ergebnisteil bereits beschrieben wurden hierzu erst einmal aus den Ergebnissen der wiederholten Messungen für jeden einzelnen Messpunkte die Mittelwerte getrennt nach Messtechnik und Untersucher berechnet. Diese wurden dann anschließend miteinander verglichen. In keiner bisher durchgeführten Studie, welche einen Vergleich von Messmethoden in Bezug auf abdominelle oder thorakale Aortenaneurysmen untersuchte, wurden 30 Aneurysmen so oft vermessen wie in dieser (drei Wiederholungen pro Untersucher pro Messverfahren). Durch die hohe Anzahl an resultierenden Ergebnissen (540 pro Messverfahren) lassen sich durch die gebildeten Mittelwerte statistische Fehler verringern bzw. die Mittelwerte gelten als die besten Schätzer der „wahren“ Werte.

Wie schon bei der intraindividuellen Gegenüberstellung wurden bisher vorwiegend bei der Untersuchung von Messmethoden an der Aorta abdominalis interindividuelle Vergleiche durchgeführt. Einige beschränkten sich auf die Untersuchung einer einzi-

gen Methode (Lederle et al. 1995; Singh et al. 2003), andere verglichen zwei oder mehr Messtechniken (Aarts 1999; Dillavou et al. 2003; Boll et al. 2004; Cayne et al. 2004; Parker et al. 2005; Diehm et al. 2005; Pitoulis et al. 2011). Meist konnte eine sehr hohe interindividuelle Variabilität nachgewiesen werden. Dieser Aspekt wird im Alltag bei der klinischen Entscheidungsfindung oft vernachlässigt.

In der Mehrzahl der Studien an der infrarenalen Aorta schnitten 3D-Messtechniken besser ab als die konventionellen Methoden.

Wie Lederle und Kollegen schon 1995 beim Vergleich der Ergebnisse der intra- und interindividuellen Unterschiede feststellten, fiel ebenfalls in unserer Studie die interindividuelle Variabilität mit beiden Methoden deutlich größer aus, als die intraindividuelle. Aarts konstatierte 1999, dass das Problem einer großen interindividuellen Variabilität nur durch die Entwicklung einer untersucherunabhängigen Messtechnik zu lösen sei. Singh und Kollegen (2003) empfahlen da die interobserver Variabilität nicht zu verhindern sei, dass in der klinischen Routine bei Verlaufskontrollen sich der Beurteiler nie auf fremde Messangaben stützen, sondern diese selbst überprüfen sollte. Cayne et al. fanden 2004 heraus, dass die interindividuelle Variabilität auch durch standardisierte Protokolle zwar verringert, aber nicht eliminiert werden kann. Diehm und Kollegen 2007, welche u.a. interindividuelle Unterschiede bei volumetrischen Messmethoden und Durchmesser Bestimmungen anhand von abdominellen Aortenaneurysmen untersuchten, empfahlen bei ebenfalls hoher interindividuellen Variabilität, dass Verlaufskontrollen nach Möglichkeit vom gleichen Untersucher durchgeführt werden. Dies soll zur Verringerung der Variabilität führen (Diehm et al. 2007). Im klinischen Alltag ist jedoch eine solche Forderung nur schwierig zu erfüllen, da zwischen den Kontrollen zum Teil Monate bis Jahre liegen. Eine praktikable Lösung ist bis dato noch nicht gefunden worden.

Im Bereich der Aorta thoracica, Pars descendes wurde bisher in drei Studien zwei Messtechniken (2D vs. 3D) mittels eines interindividuellen Vergleiches untersucht (Rengier et al. 2011; Müller-Eschner et al. 2013; Rudarakanchana et al. 2013):

Rengier und Kollegen befassten sich 2011 in Ihrer Studie: „Semiautomatische Centerline Analyse vs. manuelle aortale Messtechniken für TEVAR unter Laien“ zum ersten mal mit einem solchen Messmethodenvergleich im Bereich der thorakalen Aorta (Rengier et al. 2011). In dieser diente lediglich die einmalige Beurteilung eines Ex-

perten als Referenz wodurch seine inter- bzw. intraindividuelle Variabilität ignoriert wurde. Siehe dazu auch die Ausführung zu „Repeatability“ von Bland und Altman („Measuring agreement in method comparison studies“, Kapitel 4, Bland & Altman 1999).

Das gewählte Patientenkollektiv war mit  $66,8 \pm 11,6$  Jahre (30-87 Jahre) deutlich jünger als in unserer Studie und entsprechen damit nicht dem typischen Patientenkollektiv mit Aneurysmen der Pars III der Aorta thoracica (vgl. Bickerstaff et al. 1982). Die Kollegen schlussfolgerten, dass Messungen an MPRs nur von erfahrenen Beurteilern durchgeführt werden sollten, da bei den Laien eine signifikante interindividuelle Variabilität beobachtet wurde. Da diese beim Experten ignoriert wurde kann ein Vergleich zwischen Experten und Laien hinsichtlich der interindividuellen Variabilität nicht vorgenommen werden.

Eine Abhängigkeit von der Erfahrung der Untersucher ließ sich in unserer Studie nicht nachweisen. Bei beiden Methoden wies der Laie (BR) keine deutlich größere Variabilität auf, als die Experten (JM und SO). Im Gegenteil wurde in den meisten Gegenüberstellung die geringste Variabilität zwischen Untersucher BR und JM (Laie vs. Experte) mit beiden Messmethoden beobachtet. Die Experten (SO vs. JM) wiesen sogar die größte interindividuelle Variabilität in beiden Techniken auf (vgl. Tab. 7 und Abb.21).

Innerhalb der verschiedenen Messpunkte wurde die Distanz nicht einheitlich gemessen, so wurden an den Messpunkten P1, P2 und P4 von innere Wand zu inneren Wand und nur bei P3 von äußerer zu äußerer Wand gemessen, weshalb diese Ergebnisse nicht miteinander verglichen werden konnten. Am Ende wird geschlussfolgert, dass gerade der einzige Punkt, welcher von extern nach extern gemessen wurde (P3 = der maximale Durchmesser) der am wenigsten zuverlässige und variable Wert war. Trotzdem sollte auch bei den anderen Messpunkten der externe Durchmesser bestimmt werden. Hierzu existiert ebenfalls eine Level C Empfehlungen der American College of Cardiology Foundation und der American Heart Association für die Diagnose und das Management von Patienten mit thorakaler Aortenerkrankungen, die besagt, dass bei Messungen an computertomographischem Bildmaterial der externe Durchmesser orthogonal zu Achse des Blutflusses gemessen werden sollte (Hiratzka et al. 2010). Hierdurch wird die Gefahr minimiert, dass die Messung durch wandständigen Thrombus verfälscht wird.

Statistisch ist bei Rengier et al. 2011 zu kritisieren das die angewendeten Statistiken (AMD = absolute measurement deviation, CV = coefficient of variance) nur benutzt werden können, wenn ein Referenzwert vorliegt. Als Referenz wurde der Experte herangezogen, welcher ebenfalls einer Variabilität unterliegen muss. Diese wurde aber wie bereits erwähnt nicht dargestellt.

Die gleiche Arbeitsgruppe um Rengier und Kollegen befasste sich 2013 erneut mit ihrer Studie zur Genauigkeit und Variabilität der semi-automatischen Analyse vs. manuellen aortalen Messtechniken für TEVARs (Müller-Eschner et al. 2013) mit dem Thema. Im Unterschied zur vorangegangenen Studie wurde nun die interindividuelle Variabilität unter Experten untersucht. Es handelte sich um das gleiche Patientenkollektiv, welches durch zwei Experten (beide aus dem Fachgebiet der Radiologie) einmal pro Untersuchungsverfahren vermessen wurde. Drei definierte Messpunkte sollten die Landungszonen widerspiegeln. Es wurde dabei nicht auf die individuell unterschiedlichen anatomischen Gegebenheiten der Aortenpathologie geachtet. Dies entspricht nicht der täglichen Praxis, bei der eine thorakale Endoprothese individuell angepasst an die Anatomie der Patienten-Aorta bzw. der Pathologie implantiert wird. Eine proximale Landungszone im Bereich des Aortenbogens (Messpunkt P1 definiert als Durchmesser distal der linken A. carotis communis und P2 als distal der linken A. subclavia) und eine distale Landungszone (Messpunkt P3) proximal des Truncus Coeliacus würde bedeuten, dass die gesamte Aorta descendens mit einem gecover-ten Stentprothese versorgt würde. Hierdurch besteht eine deutlich erhöhte Gefahr für eine Paraprase/-plegie. Zu Studienzwecken ist eine solche Definition vertretbar, da ein einheitlicher Versuchsaufbau eine geringere interindividuelle Variabilität bedingt. Unserer Meinung nach sollten die Ergebnisse jedoch den realen klinischen Alltag widerspiegeln, weshalb auf eine Definition der Messpunkte nach Landmarken, verzichtet wurde.

Der maximale Durchmesser, einer der entscheidenden Faktoren für die Indikationsstellung wurde nicht mehr untersucht.

Eine statistische Auswertung erfolgte mittels eines gemischt linearen Modells welches sowohl fixierte als auch zufällige Effekte untersucht. Dieses soll auch intraindividuelle Effekte berücksichtigen, obwohl die Messungen pro Untersucher nur einmal durchgeführt wurden. Interindividuelle Übereinstimmung wurde mit Bland-Altman-Diagrammen untersucht. Die Variabilität hingegen mit dem Total deviation index (TDI



0,9). Eine regelhafte Interpretation der in der Studie dargestellten Bland-Altman-Diagramme ist nicht möglich, da die Limits of agreement und die mittlere Differenz fehlen. Es ist daher nicht ersichtlich wie groß die Variabilität und die Abweichung der Messung zwischen den verschiedenen Messverfahren sind.

Insgesamt kamen Müller-Eschner et al. zu dem Ergebnis, dass Messungen durch Experten mit Hilfe der Centerline-Analyse mit einer geringeren Variabilität einhergehen und mit der gleichen Genauigkeit durchgeführt werden können wie der aktuelle Standard - den Messungen an MPRs. Mittels unserer Studie können wir dieses Ergebnis sowohl für Laien als auch Experten bestätigen.

So verringerte sich die mittlere Differenz in der interindividuellen Gegenüberstellung für die Messpunkte maximaler Durchmesser bzw. Gesamtlänge mittels den Messungen anhand der konventionellen MPRs von maximal 2,4 mm bzw. 3,9 mm (SO vs. JM) auf maximal 1,4 mm bzw. 2,6 mm (SO vs. JM) bei den Messungen an den gekrümmten MPRs (3D) (vgl. Tab. 7). Bei zusätzlicher Betrachtung der Standardabweichung vermutet man eine größere Streuung mit der 3D-Technik. Dies liegt ebenfalls wie schon beim intraindividuellen Vergleich an einigen wenigen Ausreißern, welche das Gesamtergebnis verzerren. So ist in den Bland-Altman-Diagrammen ersichtlich, dass die Streuung beim Vergleich der Beurteiler in den Messungen nach Image Postprocessing abnimmt (vgl. Abb. 21).

Die intra- und interindividuelle Variabilität bei der Bestimmung des maximalen Durchmessers in CT-Angiographien von abdominellen Aortenaneurysmen wurde erstmals durch Lederle und Kollegen 1995 untersucht. Hierbei handelte es sich jedoch nicht um einen Methodenvergleich, sondern ausschließlich um die Untersuchung der Reproduzierbarkeit der Messungen anhand einer einzigen Methode. Sie kamen zu dem Ergebnis das in den meisten Fällen interindividuelle Abweichungen im Bereich von  $\leq 2$  mm liegen. Jedoch seien auch Abweichungen bis zu 5 mm nicht ungewöhnlich, was bei der ärztlichen Entscheidung berücksichtigt werden müsse. Im Vergleich dazu fielen die absoluten Messdifferenzen in unserer Studie mit beiden Techniken für den maximalen Durchmesser sogar noch größer aus. Dabei zeigten sich die Verhältnisse bei beiden Messmethoden in diesem Messpunkt annähernd gleich. So konnten nur in um die 60% der Messungen Abweichungen  $\leq 5$  mm beobachtet werden. Ein weiteres Drittel der Fälle zeigte Differenzen von  $\leq 10$  mm (vgl. Tab. 8, 9 und 10). Bei Unterschieden in dieser Größenordnung besteht die Gefahr, dass der für die operative Indikationsstellung entscheidende Messpunkt - der maxi-

male Durchmesser - entweder zu groß oder zu klein gemessen wird. Wie bereits erwähnt vielen die Ergebnisse in diesem Messpunkt auch bei Rengier et al. 2011 interindividuell sehr variabel aus. Wie groß diese Abweichungen genau waren, wurde nicht ermittelt. Rudarakanchana und Kollegen, auf deren Studie bereits beim intraindividuellen Vergleich näher eingegangen wurde, untersuchten die Unterschiede bei der Bestimmung des maximalen Durchmesser im Bereich der thorakalen Aorta anhand von Messungen an axialen Schichten vs. einem orthogonal zu einer Centerline korrigierten Durchmesser. Sie konnten eine interindividuelle Variabilität von  $10,4 \pm 14$  mm (2D) vs.  $2,8 \pm 2,5$  mm (3D) beobachten. Bei der Centerline-Analyse konnte somit eine deutlich größere interindividuelle Korrelation nachgewiesen werden (Rudarakanchana et al. 2013).

Bei der Gesamtlänge, bei welcher es sich als einziger Punkt um eine Längen- und nicht Durchmesser-Messung handelte, fiel die mittlere Differenz und die Streuung mit beiden Methoden interindividuell größer aus als bei den anderen Messpunkten. Dies könnte an den größeren Distanzen liegen, die zu bestimmen waren. Andererseits könnte es, wie schon beim intraindividuellen Vergleich vermutet wurde, an der subjektiv durch die Untersucher zu bestimmenden Höhe liegen, von wo bis wo gemessen wurde (vgl. Tab. 7 und Abb. 21). Analoge Ergebnisse für die Gesamtlänge lassen sich ebenfalls in den absoluten Messdifferenzen ablesen, wo zum Teil mit beiden Techniken in mehr als 50% der Fälle Abweichungen von  $> 10$  mm zu beobachten waren (vgl. Tab. 8, 9 und 10). Die erste Annahme, dass die Variabilität von der Größe der Distanz abhängt, kann mit den Bland-Altman Diagrammen Abb. 21 widerlegt werden. In den Diagrammen wäre sonst eine Zunahme der Streuung mit zunehmender Länge ersichtlich gewesen. Daher ist zu vermuten, dass die hohen absoluten Differenzen ihre Ursache in der individuell durch die Beurteiler zu definierenden Strecke zu Grunde liegt. Bei Müller-Eschner und Kollegen, wo die Messstrecke vorher fest definiert war fielen die Unterschiede in diesem Messpunkt kleiner aus. So wichen diese in lediglich 63% der interindividuellen Vergleiche um weniger als 5 mm ab.

Bei der Vermessung der Landungszonen konnte mit beiden Methoden die geringsten Messdifferenzen zwischen den Untersuchern nachgewiesen werden. Mit der 3D-Technik fielen die Unterschiede aber noch kleiner aus.

Im Einzelnen divergierten die Beurteiler bei den Messungen anhand der konventionellen Methode in der mittleren Differenz maximal 2,7 mm (SO vs. JM) in den Messpunkten Proximal 1 und 2 und nur maximal 1 mm (SO vs. JM) mittels der Methode nach Image Postprocessing (vgl. Tab. 7). Zusätzlich konnte eine Verringerung der interindividuellen Streuung im Bereich der Landungszonen mit der 3D-Technik beobachtet werden.

Insgesamt zeigt sich, dass bei den Messungen nach Image Postprocessing im interindividuellen Vergleich die Beurteiler in der mittleren Differenz deutlich geringer voneinander abweichen und die Streuung kleiner ausfällt als bei den konventionellen Messungen. Dies spricht für eine geringe Untersucherabhängigkeit der 3D-Technik, vor allem im Bereich der Landungszonen. Die Erfahrung der Untersucher scheint mittels beiden Methoden keinen Einfluss auf die Variabilität zu haben.

Die interindividuellen Unterschiede im Bereich der Gesamtlänge zeigen zwar in den Messungen nach Image Postprocessing geringere Differenzen zwischen den Untersuchern, fallen aber verbunden mit einer breiten Streuung insgesamt sehr hoch aus, was im klinischen Alltag zur Vermeidung von Komplikationen mit einkalkuliert werden muss.

#### **5.4. Intermodaler Vergleich**

In bisherigen direkten Gegenüberstellungen von 2D und 3D Messtechniken konnte im Bereich der abdominalen Aorta bei Dillavou und Kollegen eine gute Übereinstimmung der beiden Methoden festgestellt werden. Sie schlussfolgerten, dass die 2D-Technik für Routine-Messungen völlig ausreichend sei und die 3D-Methode nur für schwierige Anatomien, mit starker Krümmung vorbehalten bleiben sollte. Sie hatten nur Durchmesser bestimmt, keine Längenmessungen (Dillavou et al. 2003).

Bei Parker und Kollegen wurde mit einer 3D-Messtechnik an CT-Angiographien von abdominalen Aortenaneurysmen eine bessere Korrelation von Durchmesser- und zusätzlich auch von Längen-Messungen erzielt als mit einem konventionellem Verfahren. Die Unterschiede waren aber nicht ausreichend um im Nachhinein die Auswahl der verwendeten Stentprothese zu ändern. Sie empfahlen, dass die 3D-Methode nur bei komplexen Aortenaneurysmen verwendet werden sollte, bei welchen kleine Differenzen in den Messergebnissen die Auswahl der Stentprothese beeinflussen könnten (Parker et al. 2005).

Bei Pitoulis et al. (2011) korrelierten die beiden Methoden im direkten Vergleich hingegen schlecht miteinander. Insbesondere im Bereich des Aneurysmahalses und der Gesamtlänge der Aneuysmen, wobei die Variabilität in der Centerline-Analyse (3D) geringer ausfiel. In dieser Studie hätten die Untersucher sogar retrospektiv in 72% der Fälle, nach erneutem vermessen der Pathologien mit der 3D Technik, einen kleineren Prothesendiameter gewählt (mit einem 15%igen Oversizing), als implantiert wurde (Pitoulis et al. 2011).

Diesen nicht kongruenten Ergebnissen im Bereich der abdominellen Aorta, stehen für die thorakale Aorta die Resultate der Studien von Rengier et al. 2011, Müller-Eschner et al. 2013 und Rudarakanchana et al. 2013 gegenüber, welche einheitlich Messungen korrigiert zu einer Centerline als die am wenigsten variablen und insgesamt als die zuverlässigste Methode zur Vermessung von thorakalen Aortenaneurysmen zur Planung einer TEVAR ansehen. Diese hatten die Unterschiede zwischen den Messverfahren bisher nur anhand der interindividuellen Variabilität (alle 3 Studien) zwischen verschiedenen Untersuchern oder zusätzlich noch intraindividuellen Variabilität (nur Rudarakanchana et al. 2013) untersucht. Eine direkte Gegenüberstellung von 2D- und 3D-Messtechniken im Bereich der thorakalen Aorta zur Quantifizierung der intermodalen Unterschiede wurde in dieser Studie erstmalig durchgeführt.

Es konnte bei sämtlichen Untersuchern in der überwiegenden Mehrheit der Messungen nach Image Postprocessing (3D) homogenere Werte, d.h. eine geringere Streuung (vgl. Tab. 11), sowie eine klare Tendenz hin zu größeren Längen im Vergleich zu den Messungen anhand der konventionellen MPRs festgestellt werden (deutliche Abweichung der mittleren Differenz ins Negative (2D - 3D) in den Bland-Altman Diagrammen Abbildung 22.

Signifikante Abweichungen mit der 3D-Technik hin zu längeren Distanzen konnte ebenfalls für alle Messpunkte außer der Gesamtlänge mittels eines gemischten Regressionsmodells nachgewiesen werden. Die Größenordnung betrug dabei von um die 1 mm im Bereich der Landungszonen bis 4 mm beim maximalen Durchmesser (3,7 mm). Bei der Gesamtlänge war eine systematische Abweichung nicht ersichtlich, weshalb angenommen wird, dass in diesem Messpunkt ein systematischer Messfehler vorliegt. Dies war bereits durch die deutlich höhere Streuung im Vergleich zu den anderen Messpunkten beim intra- und interindividuellen Vergleich vermutet worden.

Für die Bland-Altman Methode ist bekannt, dass mit Ihrer Hilfe nachgewiesen werden kann, ob mit zunehmender Größe der Messergebnisse die Streuung zunimmt. Diese Abhängigkeit der Streuung in Bezug auf die Größe der Messergebnisse war in dieser Studie bei allen Messpunkten und –techniken, insbesondere auch bei der Gesamtlänge, nicht ersichtlich (vgl. Abb. 22).

Die zwei Techniken wurden zusätzlich anhand der durch die wiederholten Messungen gewonnenen Mittelwerte und damit verbundenen Standardabweichungen miteinander verglichen. Hierdurch konnten die Ergebnisse der Methode nach Bland und Altman bestätigt werden, dass mit der 3D-Messungen in der Mehrzahl der Messpunkte signifikant länger gemessen wurde ( $p < 0,05$ ). Ausnahmen waren bei allen Untersuchern die Gesamtlänge, in welcher mit der 3D Technik ebenfalls längere Distanzen bestimmt wurde, diese sich aber nicht signifikant von den Ergebnissen der konventionellen Methode unterschieden (vgl. Tab. 12). Aus dem klinischen Alltag ist bekannt, dass bei der präoperativen Planung von endovaskulären Prozeduren die Pathologie-Längen häufig unterschätzt werden. Daher könnte zur Vermeidung zusätzlich zu implantierender Stentprothesen (Kosteneffizienz) und prozeduraler Komplikationen wie z.B. Typ I Endoleckagen die Anwendung einer 3D-Software sinnvoll sein.

Insgesamt zeigt sich zwischen den beiden Messmethoden im Bereich der Landungszonen eine gute Übereinstimmung, wie es an den absoluten Messdifferenzen ersichtlich ist (vgl. Tab. 14). In dreiviertel der Vergleiche wurde lediglich  $\leq 2$  mm abgewichen. Beim maximalen Durchmesser unterschieden sich die beiden Methoden in über zweidrittel der Fälle  $\leq 5$  mm und in weiteren 23,3 % befinden sie sich im Bereich  $\leq 10$  mm.

Lediglich bei der Gesamtlänge konnten erst in 66,7% der Vergleiche Messunterschiede von  $\leq 10$  mm erzielt werden. Hier muss sogar in 10% der Fälle mit Abweichungen von bis zu 20 mm gerechnet werden.

Der Grund für die höhere Abweichung könnte, wie schon oben beim intra- und interindividuellen Vergleich beschrieben, daran liegen das durch die Untersucher individuell entschieden werden konnte, wie sie die Grenzen des Aneurysmas einschätzen. Da dies den klinischen Alltag widerspiegelt müssen diese Differenzen bei der Auswahl der thorakalen Prothesenlänge bei beiden Methoden mit einkalkuliert werden.

Zusammenfassend ergibt sich im intermodalen Vergleich der 2D und 3D Messtechnik nahezu ähnliche Ergebnisse, jedoch mit einer Tendenz hin zu längeren Distanzen verbunden mit einer geringeren Streuung mit der Methode nach Image Postprocessing. Durch die exakteren präoperativen Messergebnisse kann durch Zuhilfenahme einer 3D Software eine Verringerung von Komplikationen bei der Durchführung einer TEVAR erreicht werden.

Insgesamt muss konstatiert werden, dass eine Validierung der Messergebnisse aufgrund eines fehlenden "wahren Wertes" nicht erbracht werden kann. Dies kann nur erfolgen wenn ein Referenzwert vorliegt. Durch die hohe Anzahl an Messungen pro Untersuchungsverfahren, welche anschließend gemittelt wurden, kommen die Ergebnisse dieser Studie dem „wahren Wert“ im Vergleich zu vorangegangenen Studien am nächsten.

Eine Empfehlung wie das Problem eines fehlenden Referenzwertes gelöst werden kann wurde bereits 2005 durch Parker und Kollegen formuliert, welche vorschlugen, dass ein solcher Mess-Methodenvergleich an einem starren Model durchgeführt werden könnte, wie es Kato et al. in ihrer Studie 2001 anwendeten. Diese hatten untersucht ob Replikat von Aortenaneurysmen zur Planung einer EVAR exakt hergestellt werden können (Kato et al. 2001). Ein 3D Kunststoffreplikat eines abdominalen oder thorakalen Aortenaneurysmas hätte den Vorteil, dass die zu erwartenden Messergebnisse ex vivo bekannt wären und als Referenzwert angesehen werden könnten.

## **5.5. Spezielle Software Probleme**

Im Rahmen des Methodenvergleichs fielen einige spezielle Probleme beim Gebrauch der Mess-Software auf.

In einigen Fällen wurde die gekrümmte MPR falsch herum (180° verdreht) abgebildet. Es muss explizit auf die Figur im rechten unteren Bildrand geachtet werden, damit die Position im Raum nicht falsch eingeschätzt wird.

Gelegentlich werden zu viele Punkte oder eine doppelte Centerline durch die Software angeboten. Da diese zusätzlichen Punkte mit „rechts-klick“ auf den Punkt und „Delete“ gelöscht werden müssen, führt dies zu einer Verzögerung des

Arbeitsprozesses und kann zum anderen aufgrund einer Untersucherabhängigkeit fehlerbehaftet sein.

Wie Rengier und Kollegen 2009 feststellten ist die Centerline-Analyse abhängig von der Qualität der Gefäßsegmentation sowie von der Qualität des Bildmaterials (Rengier et al. 2009). Die Segmentation bei Schichtdicken kleiner oder größer 3 mm fiel deutlich schwerer aus, so dass wir bei Benutzung der 3surgery™-Software empfehlen würden auf Rohdaten mit einer Schichtdicke von 3 mm zurückzugreifen.

Eine Schwierigkeit welche sich bei Verwendung der Software in der klinischen Praxis ergibt, ist dass für die Bearbeitung der Daten an der Workstation primär Kopien aus dem klinikeigenen PACS (Picture Archiving and Communication System) auf CD-ROM erstellt werden müssen, welche erst anschließend auf den Laptop eingespielt werden können. Hieraus resultiert ein erheblicher Zeitverlust, so dass diese Methode im Notfall nicht verwendet werden kann. Es empfiehlt sich daher auf integrierte Software-Lösungen zurückzugreifen auf welche von jedem Rechner im Netzwerk eines Krankenhauses zugegriffen werden kann.

Schwierigkeiten bei der Messung ergeben sich im Falle von Plaques in dem zu messenden Bereich der Aortenwand. Es muss gegebenenfalls eine andere Stelle gefunden werden, an der auf gleicher Höhe der Durchmesser bestimmt werden kann. Dies kann im Einzelfall die Exaktheit der Messung herabsetzen.

Weitere Beschränkungen, die uns bei der Durchführung der Messungen auffielen, wurden ebenfalls in anderen Studien beobachtet und mit entsprechenden Empfehlungen versehen. So besteht in Fällen in denen der Gefäßdurchmesser nicht eindeutig gemessen werden kann, weil die Kontrastgrenzen zwischen Gefäßwand und Gefäßlumen sich verschwommen darstellen, die Möglichkeit durch eine Änderung der Dichteschwellen diese Grenze besser abzugrenzen. Insbesondere wenn die Durchmesser automatisch perpendicular zur Centerline ermittelt wurden müssen diese stets geprüft werden, dass nicht Teile der Aortenwand fehlerhaft ausgeschlossen, oder zu viel Anteil mit eingeschlossen wurden (Weber et al. 2009). Jedoch erhöht sich durch diese individuelle manuelle Adjustierung die Gefahr eines Bias.

Ein relevanter Punkt der beachtet werden muss ist, dass durch die künstliche Dehnung des Gefäßes in der gestreckten MPR jegliche Informationen über die Krümmung des Gefäßverlaufes verloren gehen. Dies kann dazu führen, dass Längenmes-

sungen zu fehlerhaften Ergebnissen führen, wenn diese im Bereich der Gefäßwand und nicht im Verlauf der Mittelachse (Centerline) durchgeführt werden (Rengier et al. 2009).

## 5.6. Limitationen

Eine Limitation der Studie ist die geringe Anzahl an Patienten. Dies ist bedingt durch die Seltenheit der Erkrankung. Untersucht wurde aber ein Messmethodenvergleich und nicht die Erkrankung selbst. Aufgrund der Wiederholungen resultierte eine hohe Zahl an Ergebnissen ( $n = 3240$ ), die alle miteinander verglichen werden konnten. Daher handelt es sich um eine aussagekräftige Stichprobe.

Weiterhin kann kritisiert werden, dass nicht alle CT-Angiographien vom gleichen Untersuchungsgerät stammen. Dies liegt ebenso an dem seltenen Krankheitsbild, da die Patienten in der Regel von externen Krankenhäusern oder niedergelassenen Ärzten bereits mit gestellter Diagnose zur weiteren Behandlung in das Aortenzentrum des Klinikums rechts der Isar eingewiesen wurden. Die Bildgebung die zur Diagnosefindung geführt hatte, lag in diesen Fällen bereits vor. Aus strahlenschutztechnischen Gründen wurde auf eine erneute CTA verzichtet. Für das Ergebnis dieser Studie hat dies keine Relevanz, da der Methodenvergleich anhand der selben Quelldaten und der gleichen Software erfolgte.

Die hohe Variabilität im Messpunkt „Gesamtlänge“, hat ihre Ursache wie bereits erwähnt am ehesten in der fehlenden Definition der Landmarken bis zu welcher gemessen werden sollte, wie das z.B. bei Rengier et al. 2011 oder Müller-Eschner et al. 2013 der Fall war. Es handelte sich um eine Individual-Entscheidung der Untersucher, die der täglichen Praxis am nächsten kommt. Es wird nicht standardisiert z.B. vom Abgang der A. subclavia bis zum Truncus coeliacus gemessen, sondern von dem Bereich von dem angenommen wird, dass hier die Aortenprothese abgelegt wird. Daher ist es nicht verwunderlich, dass in der Regressionsanalyse (vgl. Tab. 13) in diesem Messpunkt ein systematischer Fehler vermutet wird.

Ein weiterer Kritikpunkt kann die ungleiche Erfahrung in der Vermessung von Aortenpathologien sein, die zwischen den verschiedenen Untersuchern bestanden. Zum einen entspricht dies aber ebenfalls dem klinischen Alltag, wie schon und Dillavou



und Kollegen in ihrer Studie 2003 angemerkt (Dillavou et al. 2003), zum anderen ist in den Ergebnissen ersichtlich, dass zum Teil vom Laien (Untersucher BR) exaktere Messungen vorgenommen wurden als durch die erfahrenen Beurteiler SO und JM.

Bei den Durchmesser-Bestimmungen wurde bei allen Messpunkten als Grenzen die äußere Wandschicht angesehen. Bis dato existiert kein allgemeingültiger Konsens, welcher besagt von wo bis wo gemessen werden soll. Dies führt zu Schwierigkeiten in der Vergleichbarkeit verschiedener Studien. Daher sollte, wie Rudarakanchana und Kollegen schon 2013 vorgeschlagen ein Konsens, erarbeitet werden. Letztere schlugen als Standard den extern zu messenden Durchmesser vor.

Wie auch schon Lederle und Kollegen (Lederle et al. 1995) als problematisch anmerkten wurden ebenfalls in dieser Studie, die Messungen nur an einer einzigen CTA Untersuchung vorgenommen. Würde man verschiedene CTAs einer Person untersuchen, die kurz nacheinander durchgeführt würden, resultierte Erwartungsgemäß eine höhere Variabilität in den Messungen. Dies liegt daran, dass die Aorta kein statisches Objekt ist, sondern Konformationsänderungen unterliegt. Diese sind zum einen atmungsabhängig und zum anderen resultieren sie aus der Pulsation des Herzschlages. Dies kann eine Erweiterung im Bereich der thorakalen Aorta von 20% (Weber et al. 2009) ausmachen und muss bei der Betrachtung der Resultate mitbedacht werden.

Ein Nachteil der semi-automatischen Centerline-Analyse besteht darin, dass in einem der ersten Schritte Segmentierungspunkte manuell gesetzt werden müssen. Dies kann zu einem benutzerabhängigen Bias führen.

Als weitere Schwierigkeit hat sich erwiesen, dass der Computer-Algorithmus davon ausgeht, dass das Gefäßlumen kreisrund ist. Die meisten Aortenpathologien haben aber eher eine ellipsoide bzw. exzentrische Form. Der Computer kann in diesen Fällen eine fälschliche Centerline berechnen. Diese entspricht nicht dem ursprünglichen Gefäßverlauf und damit auch nicht dem geplanten Verlauf der implantierten Endoprothese. Dies kann zu einer fälschlichen Dimensionierung der Prothesen führen. Daher sollte nach jedem Schritt bei der Erstellung der Centerline durch den Untersucher eine genaue Prüfung auf Nachvollziehbarkeit erfolgen. Gegebenenfalls sollten dann manuelle Anpassung durchgeführt werden (Weber et al. 2009).

## 5.7. Benefit für die Praxis

Aus wirtschaftlicher Sicht spielt eine exakte Abmessung eine wichtige Rolle, da durch die Verlängerung mittels einer einzigen zusätzlich zu implantierenden Prothese das DRG (Diagnosis related groups = Diagnose bezogene Fallgruppen) zur Deckung sämtlicher Kosten nicht ausreicht (Kostenunterdeckung). Die Kostenunterschiede thorakaler Endoprothesen im Durchschnittsbereich (keine Überlängen >200mm) sind zu vernachlässigen. Eine durch Fehlplanung zusätzlich zu implantierende Endoprothese bedeutet i.d.R. Zusatzkosten von 10.000-12.000 Euro. Eine prophylaktische Überdimensionierung des Stentgrafts kommt jedoch wegen der Gefahr der Paraplegie durch Verlegung von Lumbal-Gefäßen nicht in Frage. Dieses Risiko ist bei der thorakalen Aorta deutlich höher als bei der infrarenalen Reparatur. Weiterhin kann der Blutfluss zu Interkostal-Arterien verlegt werden mit der Folge von Interkostal neuralgien. Bei zu kurzer Prothese kann ein Endoleak Typ I auftreten, mit der Gefahr, dass das Aneurysma nicht suffizient ausgeschaltet wurde und das Rupturrisiko weiter besteht.

Wie gezeigt werden konnte wurden exaktere Messungen (geringere Streuung und absolute Messdifferenzen) in allen Messpunkten in der 3D Messungen festgestellt. Dies ist entscheidend bei der Prothesenwahl und trägt damit zur Vermeidung von Komplikationen wie z.B. Endoleckagen sowie zusätzlichen Kosten bei.

Ein großer praktischer Vorteil der Centerline-Analyse ist, dass bei Längenmessungen im gekrümmten Gefäßverlauf die benötigte Länge, sowie die Anzahl der Endoprothesen vor einer Operation besser abgeschätzt werden können. Zusätzlich ist aus der Praxis bekannt, dass bei präoperativen Messungen die Länge der Pathologie häufig unterschätzt wird. Da bei der Messung nach Image Postprocessing länger gemessen wurde, ist davon auszugehen, dass diese Werte eher den wahren Aortenabmessungen entsprechen. Dies ist jedoch noch spekulativ und sollte noch weiter untersucht werden.

Ein weiterer Vorteil des Image Postprocessings ist die bessere Visualisierung der Abstände zwischen der Aortenpathologie und den supraaortalen Gefäßen, da dies zu einer besseren Charakterisierung der proximalen Landungszone führt. Sollte festgestellt werden das kein ausreichender Abstand für eine adäquate proximale Landungszone vorliegt können frühzeitig die Indikation zu einem Hybrideingriff gestellt werden (Weber et al. 2009).

Neben anderen Faktoren spielt bei der Indikationsstellung zur TEVAR vor allem der maximale Durchmesser des Aortenaneurysmas eine entscheidende Rolle. Wie schon Rudarakanchana und Kollegen (Rudarakanchana et al. 2013) zeigen konnten wurde durch Messungen orthogonal zur Centerline in einigen Fällen die Indikationsstellung zur operativen Versorgung zurückgestellt, wobei sie anhand regulärer axialer Schichten bestanden hätte. Messungen nach semi-automatischer Centerline-Analyse könnten daher insbesondere im Bereich der Indikationsgrenze relevant sein.

Marktübliche Systeme mit einer CE bzw. FDA Zulassung sind teuer, z.B. kostete das 3mensio-System bei seiner Einführung ca. 20.000 Euro. Jedoch kann sich dies lohnen wenn dadurch Prothesen eingespart werden. Alternativ gibt es auf dem Markt auch frei zugängliche Produkte wie Osirix, diese haben jedoch keine CE oder FDA Zulassung.

## 6. Schlussfolgerungen

Folgende Schlussfolgerung und Empfehlungen für die klinische Praxis ergeben sich aus dieser Studie:

- Bei sämtlichen Untersuchern zeigte sich in annähernd allen 3D-Messungen homogenere Werte (geringere Streuung), sowie eine klare Tendenz hin zu höheren Werten (größere Längen) im Vergleich zu den Messungen an den 2D-Rekonstruktionen.
- Insgesamt wurden mit beiden Methoden zum Teil erhebliche Messdifferenzen im intra- und interindividuellen Vergleich beobachtet, was bei der klinischen Entscheidungsfindung z.B. bei der Indikationsgrenze (maximaler Durchmesser) oder der Auswahl der geeigneten Stentprothese (Gesamtlänge) relevant ist und mit einkalkuliert werden muss.
- Im Bereich der Landungszonen korrelierten beide Messtechniken gut miteinander, wobei die 3D Technik wiederum geringfügig besser abschneidet.
- Eine Abhängigkeit der Streuung von der Erfahrung des Untersuchers konnte in dieser Studie nicht nachgewiesen werden.
- Aus der Praxis ist bekannt, dass bei präoperativen Messungen die Länge der Pathologie häufig unterschätzt wird. Zur Vermeidung prozeduralen Komplikationen wie z.B. Typ I Endoleckagen könnte der Einsatz einer 3D Rekonstruktions-Software sinnvoll sein.
- Die Validität der Messungen kann aufgrund eines fehlenden "wahren Wertes" nicht beurteilt werden.
- In einem nächsten Schritt könnten in einer prospektiv, randomisierten, ggf. multizentrischen Studie mit einer größeren Anzahl an Patienten präoperative Messungen (2D vs. 3D) mit den realen Post-Implantationsergebnissen bei TAAs verglichen werden.

## 7. Zusammenfassung

Für eine endovaskuläre Aneurysma-Ausschaltung sind exakte präoperative Messungen essentiell. Kommerzielle dreidimensionale Bildnachverarbeitungsprogramme versuchen über eine bessere Visualisierung und 3D-Aufarbeitung eine höhere Messgenauigkeit zu erzielen. Über deren tatsächliche klinische Bedeutung liegen bislang nur wenig Daten vor. Ziel war daher eine Gegenüberstellung einer 3D Software (3 Mensio®; semiautomatische Centerline-Analyse) herkömmlich evaluierten 2D-CTA-Rekonstruktionen (MPRs) anhand von thorakalen Aortenaneurysmen zur Prüfung der Reproduzierbarkeit und Übereinstimmung der Messergebnisse.

Anhand von präoperativen CTAs von 28 Patienten mit  $n = 30$  thorakalen Aortenaneurysmen wurden von 3 verschiedenen Untersuchern mit unterschiedlicher Erfahrung in der Vermessung von Aortenpathologien (ein Gefäßchirurg, ein Radiologe und ein Student) retrospektiv Messungen zur Planung einer TEVAR durchgeführt. Anschließend wurden die Ergebnisse bezüglich intra- und interindividueller Messunterschiede, sowie hinsichtlich eines direkten Vergleichs der Messmethoden (2D vs. 3D) untersucht.

Aufgrund eines fehlenden Referenzwertes wurde zur statistischen Auswertung die Methode von Bland und Altman herangezogen.

Bei sämtlichen Untersuchern zeigte sich neben einer geringeren intra- und interindividuellen Variabilität intermodal in annähernd allen 3D-Messungen homogenere Werte (geringere Streuung), sowie eine klare Tendenz hin zu höheren Werten (größere Distanzen) im Vergleich zu den Messungen an den 2D-Rekonstruktionen. Eine Abhängigkeit der Variabilität von der Erfahrung der Untersucher ließ sich nicht nachweisen.

## Literaturverzeichnis

- 3mensio Medical Imaging BV, Bilthoven, The Netherlands. User documentation 3surgery – version 4.0, revision 1. (2008, September 9).
- Aarts, N. Abdominal Aortic Aneurysm Measurements for Endovascular Repair: Intra- and Interobserver Variability of CT Measurements. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 18 (1999): 475–480.
- Abraha, I., Romagnoli, C., Montedori, A., Cirocchi, R. Thoracic stent graft versus surgery for thoracic aneurysm. *Cochrane Database of Systematic Reviews* (2009).
- Akin, I., Kische, S., Schneider, H., Ince, H., Nienaber, C. A. Das thorakale Aortenaneurysma. *Der Internist*, 50 (2009): 964–971.
- Baum, R. A., Stavropoulos, S. W., Fairman, R. M., Carpenter, J. P. Endoleaks after Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 14 (2003): 1111–1117.
- Bavaria, J. E., Appoo, J. J., Makaroun, M. S., Verter, J., Yu, Z.-F., Mitchell, R. S. Endovascular stent grafting versus open surgical repair of descending thoracic aortic aneurysms in low-risk patients: A multicenter comparative trial. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 133 (2007): 369–377.e4.
- Beebe, H. G., Jackson, T., Pigott, J. P. Aortic aneurysm morphology for planning endovascular aortic grafts: limitations of conventional imaging methods. *Journal of endovascular surgery*, 2 (1995): 139–148.
- Beebe, H. G., Bernhard, V. M., Parodi, J. C., White, G. H. Leaks after endovascular therapy for aneurysm: detection and classification. *Journal of endovascular surgery*, 3 (1996): 445–448.
- Beebe, H. G. Imaging modalities for aortic endografting. *Journal of endovascular surgery*, 4 (1997): 111–123.
- Bickerstaff, L. K., Pairolero, P. C., Hollier, L. H., Melton, L. J., Van Peenen, H. J., Cherry, K. J., Joyce J. W., Lie, J. T. Thoracic aortic aneurysms: a population-based study. *Surgery*, 92 (1982): 1103–1108.
- Bland, J. M., Altman, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1 (1986): 307–310.
- Bland, J. M., Altman, D. G. Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*, 8 (1999): 135–160.

- Boll, D. T., Lewin, J. S., Duerk, J. L., Smith, D., Subramanyan, K., Merkle, E. M. Assessment of automatic vessel tracking techniques in preoperative planning of transluminal aortic stent graft implantation. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 28 (2004): 278–285.
- Boskamp, T., Rinck, D., Link, F., Kummerlen, B., Stamm, G., Mildenerger, P. New Vessel Analysis Tool for Morphometric Quantification and Visualization of Vessels in CT and MR Imaging Data Sets. *Radiographics*, 24 (2004): 287–297.
- Canaud, L., Alric, P., Desgranges, P., Marzelle, J., Marty-Ané, C., Becquemin, J.-P. Factors favoring stent-graft collapse after thoracic endovascular aortic repair. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 139 (2010): 1153–1157.
- Cayne, N. S., Veith, F. J., Lipsitz, E. C., Ohki, T., Mehta, M., Gargiulo, N., Suggs W. D., Rozenblit A., Ricci Z., Timaran, C. H. Variability of maximal aortic aneurysm diameter measurements on CT scan: significance and methods to minimize. *Journal of Vascular Surgery*, 39 (2004): 811–815.
- Cheng, D., Martin, J., Shennib, H., Dunning, J., Muneretto, C., Schueler, S., Von Segesser L., Sergeant P., Turina, M. Endovascular aortic repair versus open surgical repair for descending thoracic aortic disease a systematic review and meta-analysis of comparative studies. *Journal of the American College of Cardiology*, 55 (2010): 986–1001.
- Cheung, A. T., Pochettino, A., McGarvey, M. L., Appoo, J. J., Fairman, R. M., Carpenter, J. P., Moser, W. G., Woo, E. Y., Bavaria, J. E. Strategies to Manage Paraplegia Risk After Endovascular Stent Repair of Descending Thoracic Aortic Aneurysms. *The Annals of Thoracic Surgery*, 80 (2005): 1280–1289.
- Diehm, N., Herrmann, P., Dinkel, H.-P. Multidetector CT angiography versus digital subtraction angiography for aortoiliac length measurements prior to endovascular AAA repair. *Journal of Endovascular Therapy*, 11 (2004): 527–534.
- Diehm, N., Baumgartner, I., Silvestro, A., Herrmann, P., Triller, J., Schmidli, J., Do D.D., Dinkel, H.-P. Automated software supported versus manual aortoiliac diameter measurements in CT angiography of patients with abdominal aortic aneurysms: assessment of inter- and intraobserver variation. *VASA*, 34 (2005): 255–261
- Diehm, N., Kickuth, R., Gahl, B., Do, D.-D., Schmidli, J., Rattunde, H., Baumgartner I., Dick, F. Intraobserver and interobserver variability of 64-row computed tomography abdominal aortic aneurysm neck measurements. *Journal of Vascular Surgery*, 45 (2007): 263–268.

- Dillavou, E. D., Buck, D. G., Muluk, S. C., Makaroun, M. S. Two-dimensional versus three-dimensional CT scan for aortic measurement. *Journal of endovascular therapy*, 10 (2003): 531–538.
- Eggebrecht, H., Baumgart, D., Schmermund, A., Von Birgelen, C., Herold, U., Wiesemes, R., Barkhausen J., Jakob H., Erbel, R. Endovascular stent-graft repair for penetrating atherosclerotic ulcer of the descending aorta. *The American Journal of Cardiology*, 91 (2003): 1150–1153.
- Eggebrecht, H., Plicht, B., Kahlert, P., Erbel, R. Intramural hematoma and penetrating ulcers: indications to endovascular treatment. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 38 (2009): 659–665.
- Elefteriades, J. A., Farkas, E. A. Thoracic aortic aneurysm clinically pertinent controversies and uncertainties. *Journal of the American College of Cardiology*, 55 (2010): 841–857.
- Fattori, R., Napoli, G., Lovato, L., Grazia, C., Piva, T., Rocchi, G., Angeli, E., Di Bartolomeo R., Gavelli, G. Descending thoracic aortic diseases: stent-graft repair. *Radiology*, 229 (2003): 176–183.
- Fillinger, M. F., Greenberg, R. K., McKinsey, J. F., Chaikof, E. L. Reporting standards for thoracic endovascular aortic repair (TEVAR). *Journal of Vascular Surgery*, 52 (2010): 1022–1033, 1033.e15.
- Greenberg, R. K., Secor, J. L., Painter, T. Computed tomography assessment of thoracic aortic pathology. *Seminars in Vascular Surgery*, 17 (2004): 166–172.
- Grouven, U., Bender, R., Ziegler, A., Lange, S. Vergleich von Messmethoden. *DMW - Deutsche Medizinische Wochenschrift*, 132 (2007): e69–e73.
- Hanna, J. M., Andersen, N. D., Aziz, H., Shah, A. A., McCann, R. L., & Hughes, G. C. Results With Selective Preoperative Lumbar Drain Placement for Thoracic Endovascular Aortic Repair. *The Annals of Thoracic Surgery*, 95 (2013): 1968–1975.



- Hiratzka, L. F., Bakris, G. L., Beckman, J. A., Bersin, R. M., Carr, V. F., Casey, D. E., Jr, Eagle, K. A., Hermann, L. K., Isselbacher, E. M., Kazerooni, E. A., Lytle, B. W., Milewicz, D. M., Reich, D. L., Sen, S., Shinn, J. A., Svensson, L. G., Williams, D. M. ACCF/AHA/AATS/ACR/ASA/SCA/SCAI/SIR/STS/SVM guidelines for the diagnosis and management of patients with thoracic aortic disease: executive summary. A report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines, American Association for Thoracic Surgery, American College of Radiology, American Stroke Association, Society of Cardiovascular Anesthesiologists, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society of Interventional Radiology, Society of Thoracic Surgeons, and Society for Vascular Medicine. *Catheter Cardiovasc Interv*, 76 (2010): E43–86.
- Johnston, K. W., Rutherford, R. B., Tilson, M. D., Shah, D. M., Hollier, L., Stanley, J. C. Suggested standards for reporting on arterial aneurysms. Subcommittee on Reporting Standards for Arterial Aneurysms, Ad Hoc Committee on Reporting Standards, Society for Vascular Surgery and North American Chapter, International Society for Cardiovascular Surgery. *Journal of Vascular Surgery*, 13 (1991): 452–458.
- Kato, K., Ishiguchi, T., Maruyama, K., Naganawa, S., Ishigaki, T. Accuracy of plastic replica of aortic aneurysm using 3D-CT data for transluminal stent-grafting: experimental and clinical evaluation. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 25 (2001): 300–304.
- Katzen, B. T., Dake, M. D., MacLean, A. A., Wang, D. S. Endovascular repair of abdominal and thoracic aortic aneurysms. *Circulation*, 112 (2005): 1663–1675.
- Lederle, F. A., Wilson, S. E., Johnson, G. R., Reinke, D. B., Littooy, F. N., Acher, C. W., Messina, L. M., Ballard, D. J., Ansel, H. J. Variability in measurement of abdominal aortic aneurysms. Abdominal Aortic Aneurysm Detection and Management Veterans Administration Cooperative Study Group. *Journal of Vascular Surgery*, 21 (1995): 945–952.
- Lell, M. M., Anders, K., Uder, M., Klotz, E., Ditt, H., Vega-Higuera, F., Boskamp, T., Bautz, W. A., Tomandl, B. F. New techniques in CT angiography. *Radiographics: A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 26 Suppl 1, (2006): S45–62.
- Link, J., Manke, C. Erratum: Radiologe (2001) 41: 669–671. *Der Radiologe*, 41 (2001): 798–803.

- Luccichenti, G., Cademartiri, F., Pezzella, F. R., Runza, G., Belgrano, M., Midiri, M., Sabatini, U., Bastianello, S., Krestin, G. P. 3D reconstruction techniques made easy: know-how and pictures. *European radiology*, 15 (2005): 2146–2156.
- Muhs, B. E., Vincken, K. L., Van Prehn, J., Stone, M. K. C., Bartels, L. W., Prokop, M., Moll, F. L., Verhagen, H. J. M. Dynamic cine-CT angiography for the evaluation of the thoracic aorta; insight in dynamic changes with implications for thoracic endograft treatment. *European journal of vascular and endovascular surgery*, 32 (2006): 532–536.
- Müller-Eschner, M., Rengier, F., Partovi, S., Weber, T. F., Kopp-Schneider, A., Geisbüscher, P., Kauczor, H. U., Von Tengg-Kobligk, H. Accuracy and Variability of Semiautomatic Centerline Analysis versus Manual Aortic Measurement Techniques for TEVAR. *European journal of vascular and endovascular surgery* (2013).
- Ouriel, K., Green, R. M., Donayre, C., Shortell, C. K., Elliott, J., DeWeese, J. A. An evaluation of new methods of expressing aortic aneurysm size: relationship to rupture. *Journal of vascular surgery*, 15 (1992): 12–18; discussion 19–20.
- Parker, M. V., O'Donnell, S. D., Chang, A. S., Johnson, C. A., Gillespie, D. L., Goff, J. M., Rasmussen, T. E., Rich, N. M. What imaging studies are necessary for abdominal aortic endograft sizing? A prospective blinded study using conventional computed tomography, aortography, and three-dimensional computed tomography. *Journal of Vascular Surgery*, 41 (2005): 199–205.
- Pitoulias, G. A., Donas, K. P., Schulte, S., Aslanidou, E. A., Papadimitriou, D. K. Two-dimensional versus three-dimensional CT angiography in analysis of anatomical suitability for stentgraft repair of abdominal aortic aneurysms. *Acta Radiologica (Stockholm, Sweden: 1987)*, 52 (2011): 317–323.
- Rengier, F., Weber, T. F., Partovi, S., Müller-Eschner, M., Böckler, D., Kauczor, H.-U., Von Tengg-Kobligk, H. Reliability of Semiautomatic Centerline Analysis versus Manual Aortic Measurement Techniques for TEVAR among Non-experts. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* (2011).
- Rengier, Fabian, Weber, T. F., Giesel, F. L., Böckler, D., Kauczor, H.-U., Von Tengg-Kobligk, H. Centerline analysis of aortic CT angiographic examinations: benefits and limitations. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 192 (2009): W255–263.

- Rousseau, H., Chabbert, V., Maracher, M. A., El Aassar, O., Auriol, J., Massabuau, P., Moreno, R. The importance of imaging assessment before endovascular repair of thoracic aorta. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 38 (2009): 408–421.
- Rudarakanchana, N., Bicknell, C. D., Cheshire, N. J., Burfitt, N., Chapman, A., Hamady, M., Powell, J. T. Variation in Maximum Diameter Measurements of Descending Thoracic Aortic Aneurysms Using Unformatted Planes versus Images Corrected to Aortic Centerline. *European journal of vascular and endovascular surgery* (2013).
- Schreiner, S., Paschal, C. B., Galloway, R. L. Comparison of projection algorithms used for the construction of maximum intensity projection images. *Journal of computer assisted tomography*, 20 (1996): 56–67.
- Schumacher, H., Böckler, D., Allenberg, J.-R. Chirurgische Therapie thorakaler Aortenläsionen. *Der Chirurg*, 75 (2004): 937–958.
- Schumacher, H., Böckler, D., Ockert, S., Tengg-Kobligk, H. Endovaskuläre Hybridoperationen im Aortenbogen – quo vadis? *Gefässchirurgie*, 14 (2009): 219–229.
- Shin, C. K., Rodino, W., Kirwin, J. D., Wisselink, W., Abruzzo, F. M., Panetta, T. F. Can preoperative spiral CT scans alone determine the feasibility of endovascular AAA repair? A comparison to angiographic measurements. *Journal of endovascular therapy*, 7 (2000): 177–183.
- Singh, K., Jacobsen, B. K., Solberg, S., Bønaa, K. H., Kumar, S., Bajic, R., Arnesen, E. Intra- and interobserver variability in the measurements of abdominal aortic and common iliac artery diameter with computed tomography. The Tromsø study. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 25 (2003): 399–407.
- Stavropoulos, S. W., Charagundla, S. R.. Imaging techniques for detection and management of endoleaks after endovascular aortic aneurysm repair. *Radiology*, 243 (2007): 641–655.
- Sternbergh, W. C., 3rd, Money, S. R., Greenberg, R. K., Chuter, T. A. M. Influence of endograft oversizing on device migration, endoleak, aneurysm shrinkage, and aortic neck dilation: results from the Zenith Multicenter Trial. *Journal of Vascular Surgery*, 39 (2004): 20–26.

- Svensson, L. G., Kouchoukos, N. T., Miller, D. C., Bavaria, J. E., Coselli, J. S., Curi, M. A., Eggebrecht, H., Elefteriades, J. A., Erbel, R., Gleason, T. G., Lytle, B. W., Mitchell, R. S., Nienhaber, C. A., Roselli, E. E., Safi, H. J., Shemin, R. J., Sicard, G. A., Sundt T. M. 3rd, Szeto, W. Y., Wheatley, G. H., 3rd. Expert consensus document on the treatment of descending thoracic aortic disease using endovascular stent-grafts. *The Annals of Thoracic Surgery*, 85 (2008): S1–41.
- Tengg-Kobligk, H., Weber, T. F., Rengier, F., Böckler, D., Schumacher, H., Kauczor, H.-U. Aktuelle Bildnachverarbeitung der aortalen CTA und MRA. *Der Radiologe*, 47 (2007): 1003–1011.
- Thurnher, S. A., Grabenwöger, M. Endovascular treatment of thoracic aortic aneurysms: a review. *European radiology*, 12 (2002): 1370–1387.
- Ueda, T., Fleischmann, D., Rubin, G. D., Dake, M. D., Sze, D. Y. Imaging of the thoracic aorta before and after stent-graft repair of aneurysms and dissections. *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 20 (2008): 348–357.
- Vardulaki, K. A., Walker, N. M., Day, N. E., Duffy, S. W., Ashton, H. A., Scott, R. A. Quantifying the risks of hypertension, age, sex and smoking in patients with abdominal aortic aneurysm. *The British journal of surgery*, 87 (2000): 195–200.
- Veith, F. J., Baum, R. A., Ohki, T., Amor, M., Adiseshiah, M., Blankensteijn, J. D., Buth J., Chuter, T. A., Fairman, R.M., Gilling-Smith, G., Harris, P.L., Hodgson, K.J., Hopkinson, B. R., Ivancev, K., Katzen, B.T., Lawrence-Brown, M., Meier, G. H., Malina, M., Makaroun, M. S., Parodi, J. C., Richter, G. M., Rubin, G. D., Stelter, W. J., White, G. H., White, R. A., Wisselink, W., Zarins, C. K. Nature and significance of endoleaks and endotension: Summary of opinions expressed at an international conference. *Journal of Vascular Surgery*, 35 (2002): 1029–1035.
- Weber, T. F., Geisbüsch, P., Rengier, F., Partovi, S., Schumacher, H., Böckler, D., Kauczor, H.-U., Tengg-Kobligk, H. Semiautomatische Centerline-Analyse zur Planung endovaskulärer Rekonstruktionen des Aortenbogens. *Gefäßchirurgie*, 14 (2009): 80–91.
- White, G. H., May, J., Waugh, R. C., Chaufour, X., Yu, W. Type III and type IV endoleak: toward a complete definition of blood flow in the sac after endoluminal AAA repair. *Journal of endovascular surgery*, 5 (1998): 305–309.

## Danksagung

Ganz besonders möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Professor Dr. H.-H. Eckstein und meinem Betreuer Privatdozent Dr. S. Ockert für die Überlassung dieses spannenden Themas, die hervorragende Betreuung, sowie exzellente klinische und wissenschaftliche Ausbildung bedanken.

Nicht nur bei der Durchführung dieser Arbeit, sondern auch in der täglichen klinischen Praxis vermitteln Sie mir durch Ihre Motivation und Unterstützung, sowie die Freude an der Gefäßchirurgie die Werte, die mich täglich in der Wahl des Fachs bestärken.

Ebenfalls möchte ich mich ganz herzlich bei Dr. J. Mariß für sein Mitwirken bei der Durchführung der Messungen und den damit verbundenen Zeiteinsatz bedanken.

Dr. B. Haller danke ich für die Hilfe und den wiederholten Beistand bei der Erstellung der Statistik.

Meinen Kollegen aus der Klinik und Poliklinik für Vaskuläre und Endovaskuläre Chirurgie, insbesondere den Oberärzten Privatdozenten Dr. C. Reeps und Dr. A. Zimmermann, sowie unserer Klinikmanagerin Frau Dr. E. Knipfer bin ich für ihre konstruktive Kritik und die vielen Ratschläge bei der Durchführung wissenschaftlicher Arbeiten zu Dank verpflichtet.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern und meinen Geschwistern, sowie Lena, die mir in vielerlei Gelegenheit den "Rücken frei halten", die mir mit guten Ratschlägen zur Seite stehen, mich anspornen und jederzeit mit Ihrer Hilfe unterstützen.

## **Veröffentlichungen/Vorträge**

Reutersberg B., Ockert S., Mariß J., Haller B., Eckstein H.-H., Image Postprocessing zur Planung endovaskulärer aortaler Prozeduren: sinnvoll oder überflüssig?, Poster-Vortrag auf dem Deutschen Chirurgen Kongress, Berlin, April 2012.

Ockert S., Reutersberg B., Haller B., Mariß J., Eckstein H.-H., Image Postprocessing tool for planing endovascular aortic procedures: useful or senseless?, Vortrag auf dem Schweizer Chirurgen Kongress, Bern, Juni 2013