

Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

Akademisches Lehrkrankenhaus Schön Klinik Hamburg Eilbek
Klinik für Spinale Chirurgie

Professor Dr. med. Luca Papavero

**Ventrale Eingriffe an der Halswirbelsäule:
Einfluss der Retraktion mit
verschiedenen Valven
auf die Durchblutung der Oesophaguswand**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

vorgelegt von

Sebastian Kieslich

aus

Neuburg an der Donau

Hamburg 2015

**Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am:**

04.04.2016

**Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.**

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende:

Prof. Dr. med. L. Papavero

Prüfungsausschuss, zweite/r Gutachter/in:

Prof. Dr. med. U. Kehler

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	1
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	3
TABELLENVERZEICHNIS	4
1. FRAGESTELLUNG	5
2. EINLEITUNG	6
2.1. ACDF – GESCHICHTE UND ENTWICKLUNG ZUR STANDARDMETHODE	6
2.2. POSTOPERATIVE DYSPHAGIE – EINE UNTERSCHÄTZTE NEBENWIRKUNG DES ANTERIOREN ZUGANGES ZUR HWS	7
2.3. DIE AUSWIRKUNG VON DRUCK AUF DAS MUSKELGEWEBE	12
3. MATERIAL UND METHODEN	14
3.1. PATIENTENKOLLEKTIV	14
3.2. OPERATIONSTECHNIK	14
3.3. MESSTECHNIK	17
3.4. STATISTISCHE AUSWERTUNG	24
4. ERGEBNISSE	25
4.1. ALTER UND GESCHLECHT DER PATIENTEN	25
4.2. EINGRIFFSART UND HÖHE	26
4.3. MAXIMALE RETRAKTORSPREIZUNG	26
4.4. ALTERS- UND GESCHLECHTERVERTEILUNG IN DEN VALVENGRUPPEN	29
4.5. BLUTFLUSS (FLOW) WÄHREND DER RETRAKTION	31
4.5.1. <i>Absolute Flusswerte</i>	31
4.5.2. <i>Einfluss des Valvendesigns auf die Blutflussveränderung</i>	33
4.5.3. <i>Einfluss des Geschlechtes auf die Blutflussveränderung</i>	35
4.5.4. <i>Einfluss des Alters auf die Blutflussveränderungen</i>	36
4.5.5. <i>Einfluss der Retraktorspreizung auf die Blutflussveränderung</i>	37
4.5.6. <i>Einfluss der zu operierenden Höhe auf die Flussreduktion</i>	41
5. DISKUSSION	42
5.1. HYPOTHESE UND KLINISCHE ERGEBNISSE	42

5.2.	BAY-VALVE: DYNAMIK DER FLUSSREDUKTION.....	45
5.3.	PROBLEME BEI DER MESSUNG	46
5.4.	FAZIT	47
6.	ZUSAMMENFASSUNG	48
7.	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	50
8.	LITERATURVERZEICHNIS	51
9.	DANKSAGUNG.....	56
10.	LEBENS LAUF.....	57
11.	EIDESSTÄTTLICHE ERKLÄRUNG.....	58

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Vergleich flache und gewölbte Valve aus [49].....	13
Abbildung 2: OP-set up mit Messkabel, Druckaufnehmer und Notebook zur Datenanalyse	16
Abbildung 3: Lage der Messsonde am Oesophagus (seitlicher Strahlengang)	17
Abbildung 4: Laser-Doppler-Sonde VP1T mit Steckverbindung zu den Monitoren (l.) und montiert in Bay- Valve (r.)	18
Abbildung 5: moorVMS-LDF1 und OXY im intraoperativen Setup.....	18
Abbildung 6: Retraktor (Medicon) mit Zahnstange und montierten Valven (schmal und breit)	20
Abbildung 7: v.l.n.r. Bay-Valve (23mm, gewölbt), breite Valve (23mm), schmale Valve (12mm)	21
Abbildung 8: graphische Darstellung einer Messung mit 12mm-Valve (Software: moorVMS-PC V3.1).....	23
Abbildung 9: Auswertung der o.g. Messung durch die Software.....	23
Abbildung 10: Alter der Patienten in Abhängigkeit vom Geschlecht	25
Abbildung 11: Retraktoröffnung in Abhängigkeit von der Valve	28
Abbildung 12: Patientenalter in Abhängigkeit von der Valve.....	30
Abbildung 13: Absolute Flusswerte in Abhängigkeit von der Valve in Baseline (li) und maximaler (re) Retraktion	31
Abbildung 14: Flussreduktion in Abhängigkeit vom Valvendesign	35
Abbildung 15: Einfluss des Geschlechts auf die Flussreduktion	36
Abbildung 16: Einfluss des Alters auf die Flussreduktion.....	37
Abbildung 17: Veränderung des Blutflusses während des Retraktionsvorgangs.....	38
Abbildung 18: Flussreduktion in Abhängigkeit von der operierten Höhe.....	41

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Publikationen über die Inzidenz post-operativer Dysphagie</i>	11
<i>Tabelle 2: Verteilung der operierten Höhen</i>	26
<i>Tabelle 3: Retraktoröffnung in clicks auf der Zahnstange</i>	27
<i>Tabelle 4: Unterschiede der Retraktoröffnung in Abhängigkeit von der Valve</i>	28
<i>Tabelle 5: Valven in Abhängigkeit vom Geschlecht</i>	29
<i>Tabelle 6: Altersunterschiede in Abhängigkeit von der Valve</i>	30
<i>Tabelle 7: Absolute Blutflusswerte bei keiner und maximaler Retraktion der drei Valven</i>	32
<i>Tabelle 8: Statistische Werte zu den absoluten Blutflusswerten der verschiedenen Gruppen</i>	32
<i>Tabelle 9: Flussreduktion pro Patient in Abhängigkeit von der Valve</i>	33
<i>Tabelle 10: Unterschiede in der Flussreduktion</i>	34
<i>Tabelle 11: Einfluss des Geschlechts auf die Durchblutungsreaktion</i>	36
<i>Tabelle 12: Blutfluss bei definierter Retraktorspreizung in Relation zur Baseline</i>	39
<i>Tabelle 13: Vergleich der Blutflussreduzierung der Valven zwischen 2 clicks</i>	40
<i>Tabelle 14 Reduktion des Blutflusses in Abhängigkeit von der operierten Höhe</i>	41

1. Fragestellung

Die *anteriore cervikale Diskektomie und Fusion* (ACDF) ist ein etablierter Eingriff zur Behandlung von degenerativen Erkrankungen der Halswirbelsäule (HWS). Sie wird bei der cervikalen Myelopathie oder Radikulopathie durch Bandscheibenvorfälle und Spinalkanalstenose angewendet. Auch Luxationsfrakturen werden mit ACDF behandelt.

Über einen antero-lateralen Zugang werden der verletzte oder degenerativ veränderte Diskus, sowie gegebenenfalls Spondylophyten entfernt, um das komprimierte Rückenmark oder Nervenwurzel zu entlasten.

Der Zugang zur HWS erfolgt - wie bei dem 1952 erstmals durchgeführten Eingriff [1] – durch einen antero-lateralen Hautschnitt am Hals. Nach überwiegend stumpfer Präparation der Loge medial des M. sternocleidomastoideus (STCM) werden mit Hilfe eines Langenbecks, Trachea und Oesophagus nach medial gezogen. Die Vagina carotica mit Arteria carotis communis, Vena jugularis interna und Nervus vagus werden nach lateral retrahiert. Der durch die mediale Retraktorvalve auf die Oesophaguswand ausgeübte Druck kann bis zu 280 mmHg betragen [2]. Der Perfusionsdruck in der Tunica muscularis der Speiseröhre beträgt etwa 20 mmHg [3]. Die daraus resultierende Ischämie der oesophagealen Schleimhaut und Muskelschicht könnte eine Ursache für die häufig beschriebene und meist unterschätzte postoperative Dysphagie nach ACDF sein. Mendoza-Lattes et al. konnten diesen Zusammenhang 2008 in ihrer Studie belegen: höherer Retraktordruck führt zu geringerer Durchblutung der Wand der Speiseröhre und zu vermehrter postoperativer Dysphagie [2].

Laut aktuellen Studien leiden bis zu 83% der Patienten innerhalb der ersten Woche unter Schluckstörungen, 59,6% noch nach einer Woche [4] und noch 10,8% nach 10 Monaten [5].

Das Ziel dieser Arbeit ist es, den Zusammenhang zwischen Design unterschiedlicher Valven und dem Retraktionsdruck auf den Oesophagus zu untersuchen. Es werden folgende Fragen bearbeitet:

- Besteht ein Zusammenhang zwischen Fläche der Valve und Durchblutung der Oesophaguswand nach der Formel $p=F/A$ (Druck= Kraft pro Fläche)?

- Gibt es einen Schwellenwert für den Abfall der Perfusion in der Oesophaguswand oder ist diese Korrelation linear?
- Ergeben diese Untersuchungen Hinweise für ein optimiertes Design der Retraktorvalven?

2. Einleitung

2.1. ACDF – Geschichte und Entwicklung zur Standardmethode

Bailey und Badgley führten 1952 den ersten Eingriff an der HWS über einen anterioren Zugang durch. Sie behandelten eine 21-jährige Patientin, die an einem Riesenzelltumor des 4. und 5. Halswirbelkörpers litt [1]. Dadurch inspiriert wurde die ACDF im Jahre 1955 von Robert A. Robinson und George W. Smith und 3 Jahre später von Cloward und Dreyer weiterentwickelt und hat sich in den folgenden Jahren als Standardeingriff bei degenerativen und traumatischen Erkrankungen etabliert [6-8].

Die Technik der ACDF hat sich innerhalb des letzten halben Jahrhunderts in ihren Grundzügen nicht verändert:

- Zugang zur HWS von antero-lateral
- Ausräumung des Zwischenwirbelfaches, Entfernung von Knochenanbauten, Dekompression von Nervenwurzel und Rückenmark
- Fusion des Segmentes

Verschiedene Fusionstechniken lassen sich unterscheiden:

- autologer, tricorticaler Beckenkammspan
- Cage
- Beckenkammspan oder Cage mit zusätzlicher Plattenosteosynthese

2013 führten Lee et al. eine retrospektive Studie mit 158 Patienten durch und stellten fest, dass die Fusion mit Beckenkammdübel zu den höchsten Fusionsraten führt. Bis zu 87,1% werden so erreicht; 79,5% mit Cage und Platte und nur 63,2% bei alleinigem Cage

[9]. Kim et al. konnten 2013 ein besseres radiologisches Outcome nach Fusion mit autologem Knochenspan nachweisen [10].

Höheren Fusionsraten müssen allerdings die Komplikationen bei und nach der Entnahme des Beckenkammdübels entgegengestellt werden. Diese reichen von Schmerzen (25%) über Hämatome (43,9%) und Infektionen (7%) bis zu Verletzungen eines atypisch lateral verlaufenden N. cutaneus femoris lateralis und einer Fraktur der Spina ilaca anterior superior [11-16].

Um diese Komplikationen zu vermeiden wurden in den vergangenen 10 Jahren alternative Fusionsmaterialien entwickelt. Anwendung finden heute PEEK (Poly-Ether-Ether-Keton) und Titan-Cages. Diese fungieren als Platzhalter und haben keine osteo-induktiven Fähigkeiten. Rueger erklärt die Notwendigkeit, die Vorteile eines Cages mit diesen Fähigkeiten zu vereinen, um einen neuen Goldstandard etablieren zu können [17].

Die aktuelle Kombination aus Cage, Füllmaterial (autologe Knochenchips oder Knochenersatzstoffe wie Hydroxylapatitkeramik oder Tricalciumphosphat) erzielt Fusionsraten von bis zu 90% ohne das Risiko zusätzlicher Komplikationen [18].

2.2. Postoperative Dysphagie – Eine unterschätzte Nebenwirkung des anterioren Zuganges zur HWS

Bereits Cloward beobachtete 1958 vermehrt Schluckstörungen nach anterioren Eingriffen an der HWS. Die postoperative Dysphagie wurde lange Zeit als unvermeidliche und therapeutisch nicht beeinflussbare Nebenwirkung hingenommen. Aufgrund ihres meist passageren Verlaufes und Abklingen nach wenigen Tagen wurde ihre Beeinträchtigung der Lebensqualität des Patienten unterschätzt. Die behandelnden Ärzte quantifizierten weder Intensität noch Dauer der Beschwerden.

Die, wahrscheinlich multifaktorielle, Ätiologie dieser Dysphagie ist bis heute weitgehend unbekannt. In der Literatur finden sich verschiedene Erklärungsansätze. Kepler et al. konnten radiologisch eine prävertebrale Weichteilschwellung auf Höhe der operierten

Halswirbelkörper nachweisen [19]. Cloward führte die Dysphagie auf eine lokale Schwellung und Ödembildung zurück, verursacht durch die intraoperative Retraktion des Oesophagus [7].

Cavuşoğlu et al. führten 2009 ein Experiment an Schafen durch. Laut den Autoren bestehen besonders bei diesen Tieren anatomische und physiologische Ähnlichkeiten des Oesophagus zum menschlichen. Eine Ein-Höhen-ACDF wurde an 16 Tieren durchgeführt: eine handelsübliche Retraktorvalve retrahierte den Oesophagus etwa eine Stunde lang. Acht Oesophagi wurden nach drei Tagen, die anderen nach vier Wochen makroskopisch und histologisch untersucht. Nach drei Tagen zeigten sich bei einem von den acht Tieren ödematöse Veränderungen zwischen der längs und zirkulär verlaufenden Muskelschicht. Nach vier Wochen waren in drei von acht Präparaten eine leichte bis mittelgradige Fibrose der Tunica muscularis propria sichtbar [20].

Eine andere Theorie unterstellt eine Druckschädigung oder Reizung des dichten Nervenplexus der Oesophaguswand während der Retraktion.

Lee et al. wiesen 2004 einen Zusammenhang zwischen postoperativer Dysphagie und Design der prävertebralen Osteosynthese-Platte nach. Zwei Implantate des gleichen Herstellers unterschiedlicher Dicke und Beschaffenheit wurden verglichen. Eine dünnere, glattere Platte führte in 3,58% der Fälle zum Auftreten von Dysphagie. Die dickere, etwas rauere bei 13,6% der Patienten. Vermutlich reduziert eine optimierte Konfiguration der Platte Adhäsionen zwischen Oesophagus und eingebrachtem Material [21].

Risikofaktoren für die Entwicklung der Dysphagie sind nach wie vor Gegenstand der Forschung.

Viele Autoren sehen das weibliche Geschlecht als solchen [22, 23]. Als Erklärung wird die niedrigere Schmerzschwelle bei Probandinnen angeführt, wahrscheinlich ist aber der anatomisch kürzere Oesophagus und daraus resultierend die stärkere Deflektion der Speiseröhre während der Retraktion die plausible Ursache [24].

Im Alter über 60 bzw. über 65 Jahre erhöht sich die Inzidenz der postoperativen Dysphagie ebenfalls [5, 25]. Prognostisch ungünstig sind Mehrhöhenoperationen, Revisionseingriffe, sowie Beteiligung der Wirbelkörper C4/5 und C5/6 [22, 26-28]. Für voroperierte Höhe, vorbestehende cervikale Myelopathie oder andere Nebenerkrankungen konnten bislang keine erhöhte Inzidenz für post-operative Schluckbeschwerden nachgewiesen werden.

Vanderveldt et al. beschrieben 2003 das erneute Wiederauftreten nach vorher bereits abgeklungener Symptomatik nach mehr als 48 Stunden. Grund hierfür war eine radiologisch nachweisbare Strikture des Oesophagus durch ventral eingebrachte Implantate [29].

Die Inzidenz der postoperativen Dysphagie wurde in der Literatur unterschiedlich bewertet. Riley et al. ermittelten 1969 in einer der ersten retrospektiven Studien für 2,1% von 96 Patienten Dysphagie, die sich nach einer bis neun Wochen spontan zurückbildete [30].

1995 untersuchte Stewarts 73 Patienten von denen post-operativ 45% an Schluckbeschwerden litten, 12% davon noch nach einem halben Jahr [31].

Eine der umfangreichsten retrospektiven Studien ist von Kalb et al. 2012. Von 249 Patienten berichteten 88,8% sechs Wochen nach dem Eingriff über Schluckbeschwerden, 29,6% nach 3 Monaten und noch 7,4% nach 6 Monaten. Eine Häufung wurde bei den Operationshöhen C4/5 und C5/6 festgestellt [28]. Diese Daten belegen, dass die postoperative Dysphagie sich in der Mehrheit der Patienten mit der Zeit zurückbildet.

Die erste Langzeiterhebung stammt aus dem Jahre 2005. Yue et al. befragten 74 Patienten 5 bis 11 Jahre postoperativ zu ihren Beschwerden. Nach durchschnittlich 7,2 Jahren litten noch 35,1% an Dysphagie; davon beschrieben 1,4% eine ausgeprägte Symptomatik. Die Autoren folgerten daraus, dass in einigen Patienten irreversible Veränderungen der Speiseröhre eine lebenslange Symptomatik begründeten [23].

Smith-Hammond et al. legten 2004 Ergebnisse einer prospektiven Studie vor. Sie verglichen die Inzidenz der postoperativen Dysphagie über 3 Jahre bei 38 anterior-cervikal (AC) mit 19 posterior-cervikal (PC) und 26 posterior-lumbal (PL) operierten Patienten. 47% der AC-Gruppe, 21% der PC-Gruppe und keiner der PL-Gruppe klagte über Beschwerden. Während der ersten beiden Monate fand eine Regression um 70% statt, 23% waren nach zehn Monaten noch symptomatisch [5]. Die Autoren widerlegten hier die Hypothese, die endotracheale Intubation sei eine Ursache für die postoperativen Schluckbeschwerden.

Eine weitere Studie von Lee et al. wies 2007 die Dysphagie bei 54% der Patienten einen Monat und bei 13,6% 2 Jahre nach dem Eingriff nach. Der Anteil der Frauen überwog mit 18,3% nach 24 Monaten (9,9% bei den Männern). Zwei-Höhen-Operationen (19,3%) und Revisionseingriffe (27,7%) waren Risikofaktoren. Vermutlich lag dem die längere Retraktionszeit zugrunde [32].

Für unsere Fragestellung ist der von Mendoza-Lattes et al. 2008 erkannte Zusammenhang zwischen Retraktionsdruck, dem oesophagealen Blutfluss und der Inzidenz der post-operativen Dysphagie bedeutsam. Die Autoren zeigten, dass bei Patienten mit intraoperativ erhöhtem intraluminalen Druck (im Mittel 93,8 mmHg) eine signifikant niedrigere Mucosa-Durchblutung (im Mittel 26,1 perfusion units (PU)) zu messen war, als bei Patienten mit niedrigerem intraluminalen Druck (54,4 mmHg; 40,8 PU). Dysphagie trat nur in der ersten Gruppe auf [2].

Publikationen zu Dysphagien nach ACDF sind in Tabelle 1 dargestellt.

Autor	Jahr	n	Dysphagie	Kommentar/Risikofaktoren
Cloward [7]	1958	200	82%	innerhalb der ersten 24 Stunden
Riley et al. [30]	1969	93	2,1%	Remission nach 1-9 Wochen
Bulger et al. [33]	1985	102	16,7%	Zugang von rechts
Clements et al. [34]	1990	94	2,1%	
Stewart et al. [31]	1995	73	45%	12% > 6 Monate
Winslow et al. [35]	2001	228	60%	
Bazaz et al. [22]	2002	249	50,2%	50,2%, 32,2%, 17,8%, 12,5% nach 1, 2, 6, 12 Monaten Risikofaktoren: weiblich, mehrere Höhen-Eingriff
Frempong-Boadu et al. [36]	2002	23	keine	66% radiologische Abnormität im Barium-Breischluck bei Patienten mit cervikaler Myelopathie
Baron et al. [25]	2003	100	12,3%	Risikofaktor: Alter
Vanderfeldt et al. [29]	2003	1	---	plötzliches Wiederauftreten nach symptomfreiem Intervall
Smith-Hammond et al. [5]	2004	38	70%	3 Jahre prospektiv, Vergleich mit lumbaler Laminektomie. keine Dysphagie nach lumbaler Laminektomie Risikofaktor: Alter > 60 Jahre
Lee et al. [21]	2004	?	58% vs 43%	Vorteil einer dünneren, glatteren Platte (Zephyr) gegenüber dicker, weniger glatten Platte
Fogel et al. [37]	2005	31	---	Assessment von symptomatischen Patienten: Besserung durch Materialentfernung bei 55%
Riley et al. [26]	2005	454	29,8%	1-Höhe: 19,8% 2-Höhen: 33,3% 3 oder mehr-Höhen: 39,1%
Yue et al. [38]	2005	74	35%	Langzeit: Erhebung der Dysphagierate im Mittel nach 7,2 Jahren ; evtl. lebenslange Beschwerden Risikofaktor: weiblich
Lee et al. [32]	2007	310	54%	Prospektiv: 54% nach 1 Monat, 13,6% nach 24 Monaten. Risikofaktoren: weiblich, Zweit-Eingriff, Zwei-Höhen-OP
Mendoza-Lattes et al. [2]	2008	17	53%	höherer Retraktordruck und reduzierte Perfusion führen zu Dysphagie; kein Vorteil durch dynamische Retraktion von Hand
Rihn et al. [39]	2011	38	71%	Rückgang auf 8% nach 12 Wochen
Danto et al. [27]	2012	149	12,1%	4-fach erhöhtes Risiko bei 4 Höhen
Kalb et al. [28]	2012	249	88,8%	29,6% nach 3, 7,4% nach 6 Monaten Risikofaktor: C4/5 und C5/6-Beteiligung
Min et al. [4]	2014	47	83%	59,6% nach 1 Monat
Starmer et al. [40]	2014	1.659.871	2%	Risikofaktoren: Alter>65 Jahre, fortgeschrittene Komorbidität, Einsatz einer Bandscheibenprothese

Tabelle 1: Publikationen über die Inzidenz post-operativer Dysphagie

2.3. Die Auswirkung von Druck auf das Muskelgewebe

Die Oesophaguswand besteht aus Mucosa, Submucosa und Muscularis propria. Bei Retraktion des Gewebes wird Druck von außen auf die zwei-schichtige Muscularis propria ausgeübt. Im für den Zugang relevanten Bereich, findet sich ausschließlich quergestreifte Muskulatur [41]. Wie andere Weichgewebe wird Muskulatur biomechanisch als viskoelastisches Material angesehen. Es zeigt Relaxation, Kriechverhalten und Hysterese. Das bedeutet im Wesentlichen, dass der Faktor Zeit, anders als bei Hook'schen Materialien, wesentlichen Einfluss auf die Verformung des Gewebes und insbesondere dessen Rückbildung hat [42, 43].

Diesen Effekt konnten Kotil et al. 2007 zeigen. 60 Patienten wurden lumbal makro- und mikroskopisch, unter intermittierender – Sperrerschluss alle 15 Minuten – oder kontinuierlicher Retraktion diskektomiert. Der Muskelverfall an Hand der Serum-CK, sowie der post-operative Rückenschmerz wurden untersucht. Signifikant geringere CK-Werte und Rückenschmerzen zeigten sich nach intermittierender Retraktion. Histologisch zeigten sich nach kontinuierlicher Retraktion ausgeprägtere ödematöse und nekrotische Veränderungen. Die Länge der Hautinzision zeigte nur einen geringen Einfluss [44]. Taylor et al. zeigten 2002 strukturell und funktionell geschädigte Fasern des M. erector spinae bei posterior-lumbalen Eingriffen. Der intramuskuläre Druck stieg bereits nach 5-minütiger Retraktion um 200% [45].

Krohn et al. errechneten 2007 Grenzwerte für Retraktions-Druck und -Dauer bei Schilddrüsen-Operationen. Ein länger als 2 Stunden ausgeübter Druck von $9,25 \text{ kN/m}^2$ (69 mmHg) verursachte Muskelschäden. Ein geringerer Druck als $5,23 \text{ kN/m}^2$ (39 mmHg) dagegen nicht. Bei einer kürzeren Retraktion von bis zu 60 Minuten sind diese Grenzwerte deutlich erhöht (240 mmHg und 188 mmHg). Diskutiert wurde ein optimiertes Valvendsign mit besserer Druckverteilung [46].

In der Neurochirurgie haben sich zylindrische Retraktoren bewährt. Diese üben auf das umliegende Gewebe weniger Druck aus und reduzieren das Risiko von Gewebsläsionen [47, 48]. 1987 verglichen Rosenhørn et. al. gewölbte Retraktorvalven mit flachen. Die Autoren postulierten einen theoretischen Vorteil der gewölbten. Durch die Krümmung würde

der Kantendruck und die Gefahr subarachnoidale Gefäße zu komprimieren reduziert [Abbildung 1][49].



Abbildung 1: Vergleich flache und gewölbte Valve aus [49]

Pattavilakom et al. untersuchten 2010 die Verteilung des Retraktionsdruckes auf das Gewebe bei anterioren cervikalen Eingriffen. Es zeigten sich signifikant höhere Werte bei Verwendung einer flachen Valve gegenüber einer leicht gewölbten (19,75 mmHg vs 21,12 mmHg; $p < 0,01$). Außerdem verteilte sich bei der gewölbten Valve der Druck besser über die gesamte Konvexität, während der Druck bei der flachen Valve vorwiegend von deren Kanten ausgeübt wurde [50].

3. Material und Methoden

3.1. Patientenkollektiv

Zwischen dem 29.09.2014 und dem 07.01.2015 wurden 30 Patienten und Patientinnen (19 Männlich, 11 Weiblich) aufgrund von degenerativen Bandscheibenerkrankungen in der Klinik für Spinale Chirurgie der Schön Klinik Hamburg-Eilbek einer *anterioren cervicalen Diskektomie und Fusion* (ACDF) unterzogen. Das Durchschnittsalter betrug $55,67 \pm 11,58$ Jahre.

Vor dem geplanten Eingriff wurden alle Patienten über die Durchführung einer intraoperativen Perfusions-Messung der Speiseröhre aufgeklärt und stimmten dieser mit ihrer Unterschrift zu.

Einschlusskriterien waren:

- Alter 18-80 Jahre
- operationsbedürftige degenerative Veränderung der Halswirbelsäule
- keine Voroperation an der HWS

Ausschlusskriterien waren:

- Minderjährigkeit
- Voroperation an der HWS
- fehlende Einwilligung zur Messung

3.2. Operationstechnik

Der ventrale Zugang zur Halswirbelsäule erfolgt in Rückenlage. Der Kopf ruht dabei in Neutral-Null-Stellung oder in leichter Extension in einer Schale. Unter seitlicher Durchleuchtung wird die Operationshöhe lokalisiert und markiert. Um Überlagerung durch die Schultern zu verhindern, werden diese nach distal gezogen und fixiert. Nach Hautdesinfektion erfolgt die Abdeckung des Operationsgebietes und des im seitlichen Strahlengang positionierten Bildwandlers.

Der 3-4 cm lange, meist linksseitige und bogenförmige Hautschnitt verläuft in einer natürlichen Hautfalte. Nach Durchtrennung von Subkutan und des M. Platysma im Faserverlauf wird die Lamina superficialis der Halsfaszie gespalten. Digital oder mittels Stieltupfers erfolgt parallel zum medialen Rand des Musculus sternocleidomastoideus die stumpfe Präparation in die Tiefe. Kleinere Venen werden durchtrennt.

Es folgt die Spaltung der mittleren Halsfaszie: die Vagina carotica mit A. carotis, V. jugularis interna und N. vagus wird nach lateral, die Trachea mit Oesophagus und Schilddrüse werden nach medial mobilisiert. Nach Darstellung der HWS und Bestätigung des korrekten ZWRs mittels seitlicher Durchleuchtung, folgt die Ablösung des medialen Randes des M. longus colli beidseits. Einsetzen eines Retraktors: dieser ist für die Studie mit einer modifizierten Valve ausgerüstet. Eine passgenaue Perforation nimmt die 8 mm im Durchmesser große Laser-Doppler-Messsonde auf, die somit bewegungsfrei an der Oesophaguswand anliegt [Abbildung 3].

Die ventrale Fläche der Halswirbelkörper wird dargestellt und das vordere Längsband durchtrennt. Distractionsschrauben werden in die angrenzenden Wirbelkörper eingebracht und der Zwischenwirbelraum leicht gespreizt. Unter dem Mikroskop wird die degenerierte Bandscheibe abgetragen. Zur vollständigen Dekompression von Myelon und Nervenwurzeln müssen der dorsale Anulus fibrosus, Spondylophyten und eventuell versprengte Bandscheibenfragmente entfernt werden. Zur Vorbereitung der Cage-Implantation werden die Deck- und Grundplatte der angrenzenden Wirbelkörper mit einer Kegelfräse angefrischt. Die Größe des einzusetzenden Cages wird mit Hilfe von Probemodellen unter Röntgenansicht ermittelt. Nach Implantation des mit autologen Knochen gefüllten Cages wird die Distraction aufgehoben. Dadurch wird der Cage im Zwischenwirbelraum durch press-fit Mechanismus gesichert und die Schrauben können entfernt werden. Bei Mehrhöheneingriffen oder bei kyphotischer Fehlstellung der HWS werden die angrenzenden Wirbelkörper mit einer Plattenosteosynthese relordosiert und fixiert. Der eingebrachte Retraktor wird entfernt und die Wunde nach Einlegen einer prävertebralen Drainage verschlossen.



Abbildung 2: OP-set up mit Messkabel, Druckaufnehmer und Notebook zur Datenanalyse

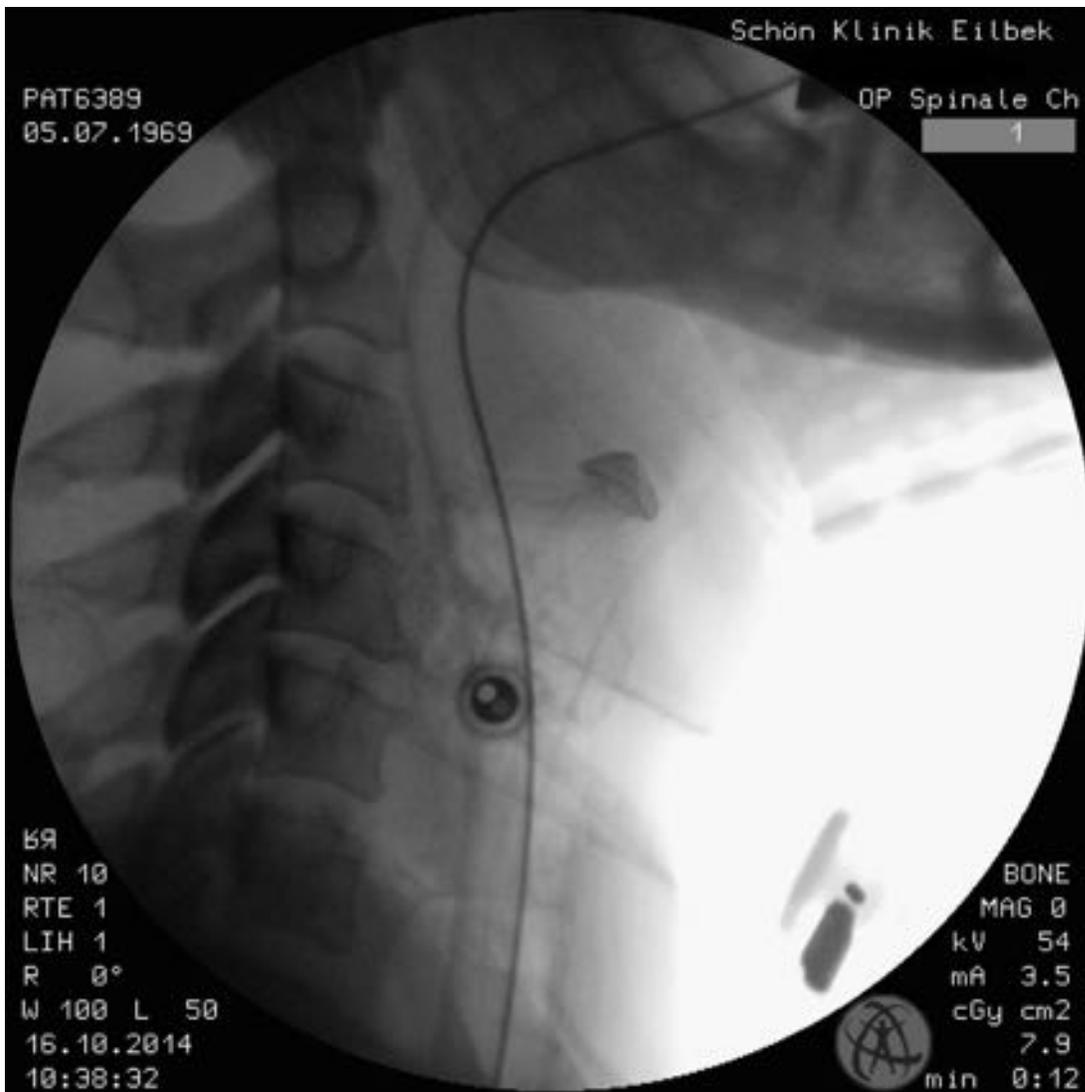


Abbildung 3: Lage der Messsonde am Oesophagus (seitlicher Strahlengang)

3.3. Messtechnik

Zur Messung des Blutflusses (Flux), Signalstärke (DC), Sauerstoffsättigung (SpO_2) und Temperatur (Temp) der Oesophaguswand wurden Laser-Doppler-Sonden VP1T [Abbildung 4], sowie entsprechende Monitore (ein Laser-Doppler-Monitor (moorVMS-LDF1) und ein Oxygenierungsmonitor (moorVMS-OXY)) der Firma Moor Instruments [Abbildung 5] verwendet. Maximal 40 Werte konnten pro Sekunde erfasst werden und wurden via USB-Kabel an die windowsbasierte Software *moorVMS-PC V3.1* übermittelt.



Abbildung 4: Laser-Doppler-Sonde VP1T mit Steckverbindung zu den Monitoren (l.) und montiert in Bay-Valve (r.)



Abbildung 5: moorVMS-LDF1 und OXY im intraoperativen Setup

Die Messung der Gewebepfusion in absoluten Einheiten ist laut *Moor Instruments* nicht sinnvoll, da die Sonden vor jeder Messung neu geeicht werden müssten. Deshalb haben sich die Hersteller auf die relativen Einheiten *perfusion units (PU)* und *arbitrary units (AU)* geeinigt [51]. Dementsprechend wurden für den Blutfluss die Einheit PU und für die Signalstärke die Einheit AU verwendet. Die Sauerstoffsättigung wurde in Prozent angegeben.

In der Software konnten nach erfolgter intraoperativer Datenerfassung nicht benötigte Parameter ausgeblendet werden, sowie bestimmte Messbereiche - *regions of interest (ROIs)* - definiert werden, die später ausgewertet wurden. In der vorliegenden Studie wurden ROIs von 20 Sekunden gewählt, daraus ergaben sich 800 Werte pro Messbereich. In Abb. 5 wurde eine Zeitkonstante (*TC*) von 0,5 Sekunden, zwei Werte pro Sekunde (2 Hertz) gewählt. Dadurch wurden Messschwankungen ausgeglichen und der Graphen geglättet. Auf die statistische Auswertung hatte dies keinen Effekt, da in diese die 40 Hertz-Rohdaten eingingen.

Zur Platzierung der Sonde am Oesophagus wurden von der Firma Medicon (Tuttlingen) spezielle Retraktorvalven angefertigt. Diese waren baugleich zu den üblicherweise eingesetzten Valven, wiesen allerdings eine dem 8 Millimeter umfassenden Außendurchmesser der Laser-Doppler-Sonde entsprechende Bohrung auf. Dadurch konnte die *VP1T* passgenau aufgenommen werden und sicher mit dem Gewebe in Kontakt gebracht werden.

Die Erhebung der Messwerte fand zu Beginn einer Operation statt. Der Sperrer mit Lochvalve und Sonde wurde zur Gewebespreizung eingesetzt. Die Sonde wurde mit den Monitoren verbunden und diese mit dem PC. Ausgehend von einem 30 Sekunden lang aufgezeichneten Baseline-Wert, bei dem die Sonde lediglich Kontakt zum Oesophagus hatte, aber noch kein aktiver Druck ausgeübt wurde, öffnete der Operateur schrittweise den Retraktor. Der Retraktor besaß eine Zahnstange [Abbildung 6], anhand derer die Öffnungsweite objektiviert wurde. Ein Öffnungsintervall betrug zwei clicks (etwa 4mm). Nach jedem Intervall wurde für 30 Sekunden gemessen. Je nach anatomischen Begebenheiten wurde der Sperrer unterschiedlich weit geöffnet. Nach acht bis zehn clicks (16-20mm) bot die für den Eingriff benötigte Gewebespreizung ein ausreichendes Sichtfeld. Aus Platzgründen bzw. auf Grund des minimalinvasiven Vorgehens der Operateure war es nicht

möglich die Sonde während der gesamten Operationsdauer online zu lassen. Die Veränderung der Gewebedurchblutung während der Retraktion wurde von der Software graphisch dargestellt und stand sofort nach Speicherung zur Auswertung bereit.



Abbildung 6: Retraktor (Medicon) mit Zahnstange und montierten Valven (schmal und breit)

Drei unterschiedliche Valven kamen zum Einsatz [Abbildung 7]. Zwei der Valven waren leicht konvexe Rechtecke und unterschieden sich in ihrer Fläche. Die schmalere war 12 mm breit und die breitere 23mm. Die Dritte entsprach einer zylindrischen Drittelschale und war ebenfalls 23 Millimeter breit. Der ausgeprägte Krümmungsradius sollte den Kantendruck auf die retrahierte Speiseröhre reduzieren und ein besseres Blickfeld bei geringerer Retraktionsweite bieten. Diese Valve wurde aufgrund ihrer Ausbuchtung als „Bay“-Valve bezeichnet. Alle Valven konnten in den Längen 45-65mm in 5mm Schritten eingesetzt werden.

Der Einsatz der Valven war randomisiert. Der Patient erteilte präoperativ sein Einverständnis.



Abbildung 7: v.l.n.r. Bay-Valve (23mm, gewölbt), breite Valve (23mm), schmale Valve (12mm)

Abbildung 8 zeigt die graphische Darstellung einer Messung. Nach anfänglicher Manipulation der Sonde während der korrekten Platzierung des Retraktors beginnt nach 3 Minuten die Messung. Dargestellt durch die roten Balken in der Kopfzeile, sieht man die gesetzten ROIs, beginnend mit der Baseline. Der letzte blaue Abschnitt markiert die letzte ROI, also die Werte bei maximaler Retraktorspreizung. Während die Signalstärke ab Messbeginn weitgehend konstant bleibt, weist die Durchblutung einen deutlichen, schrittweisen Abfall auf. Die Ausreißer zwischen den ROIs sind durch Bewegungsartefakte an der Sonde während des kurzzeitigen Spreizvorgangs zu erklären.

Abbildung 9 zeigt eine quantitative Auswertung der Software *moorVMS-PC* von *Moor Instruments*. Sortiert nach den gesetzten ROIs werden neben anderen Werten der Mittel-

wert, sowie die Standardabweichung der gemessenen Werte angezeigt und wie in Perfusion Units (PU) angegeben. Die Reduktion der Durchblutung von ROI 1 (Baseline) auf ROI 6 (maximale Retraktion bei 10 clicks) beträgt **55%** ($1-51,4\text{PU}/114,1\text{PU}$), wobei die Signalstärke nahezu konstant ist.

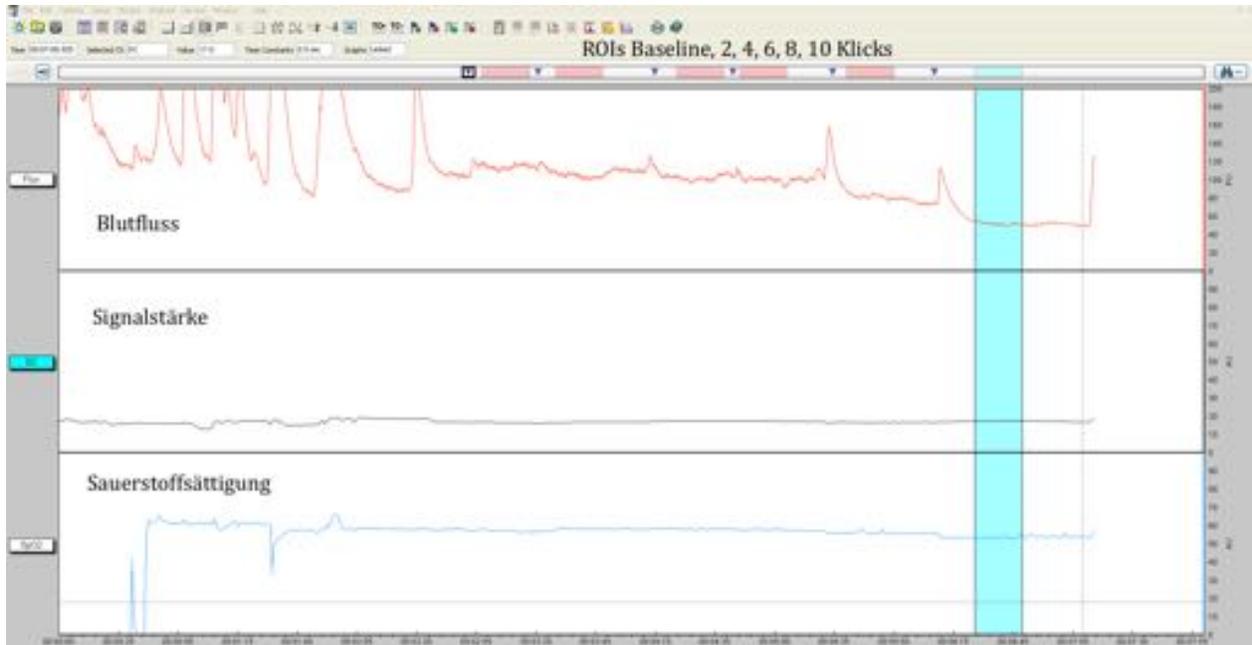


Abbildung 8: graphische Darstellung einer Messung mit 12mm-Valve (Software: moorVMS-PC V3.1)

Parameter	ROI No	Mean	S. Dev	S. Err	Median	Min	Max	T of Min	T of Max	Sum	Area	TC
Bloodflow	1	114.1	9.9	0.35	114.7	89.3	141.0	00:03:03	00:03:10	91247.4	2281.2	0.5 sec
	2	103.6	9.4	0.33	104.4	82.9	132.4	00:03:37	00:03:33	82894.7	2072.4	0.5 sec
	3	101.9	9.5	0.34	101.7	79.2	124.4	00:04:20	00:04:37	81498.0	2037.4	0.5 sec
	4	98.4	9.9	0.35	98.5	70.9	119.9	00:05:04	00:04:56	78737.8	1968.4	0.5 sec
	5	80.9	7.1	0.25	80.2	64.1	100.9	00:05:47	00:05:39	64689.6	1617.2	0.5 sec
	6	51.4	4.4	0.15	51.4	41.7	62.8	00:06:36	00:06:28	41154.5	1028.9	0.5 sec
DC	1	16.6	0.1	0.00	16.6	16.4	16.8	00:03:14	00:03:00	13270.6	331.8	0.5 sec
	2	16.7	0.1	0.01	16.8	16.4	16.8	00:03:30	00:03:48	13363.4	334.1	0.5 sec
	3	17.5	0.1	0.00	17.6	17.4	17.7	00:04:18	00:04:30	14021.5	350.5	0.5 sec
	4	17.5	0.2	0.01	17.6	17.2	17.7	00:05:05	00:04:47	13998.5	350.0	0.5 sec
	5	16.6	0.1	0.00	16.6	16.4	16.8	00:05:34	00:05:49	13309.8	332.7	0.5 sec
	6	17.4	0.1	0.00	17.4	17.3	17.6	00:06:23	00:06:40	13931.6	348.3	0.5 sec
SpO2	1	57.1	0.5	0.02	57.2	55.8	58.4	00:03:13	00:02:57	45690.5	1142.3	0.5 sec
	2	58.3	0.3	0.01	58.3	57.7	59.3	00:03:47	00:03:29	46641.5	1166.0	0.5 sec
	3	58.1	0.3	0.01	58.1	57.2	58.6	00:04:26	00:04:38	46459.4	1161.5	0.5 sec
	4	57.8	0.3	0.01	57.8	56.5	58.8	00:05:04	00:04:52	46222.9	1155.6	0.5 sec
	5	56.1	0.7	0.03	55.9	55.0	58.1	00:05:48	00:05:36	44917.5	1122.9	0.5 sec
	6	53.4	0.5	0.02	53.3	52.6	55.4	00:06:39	00:06:43	42730.1	1068.3	0.5 sec

Abbildung 9: Auswertung der o.g. Messung durch die Software

3.4. Statistische Auswertung

Die Textverarbeitung erfolgte in Microsoft Word 2011 für Mac; Tabellen und erste Berechnungen in Microsoft Excel 2011 für Mac. Die statistische Auswertung, sowie die graphische Darstellung der Ergebnisse wurden durch IBM SPSS v21, sowie GraphPad Prism 6, Power-Analysen mit Hilfe des freien Programms G*Power 3.1 erstellt.

Die statistische Analyse der Daten erfolgte mittels T-Tests für unabhängige Stichproben, sowie mittels Baseline-adjustierter ANOVAs. Für das Signifikanzniveau wurde traditionellerweise $p < 0.05$ gewählt, die Power sollte mindestens 0.80 betragen.

Wenn nicht angegeben, werden die Werte in der Form, Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD) angegeben. Außerdem werden Differenzen im Mittel (MD), die 95%-Konfidenzintervalle (95%-CI) und die p-Werte ermittelt und dargestellt. n, falls nicht anders angegeben, gleich 10. p-Werte im Fließtext sind hervorgehoben, nicht-signifikante *kursiv*, signifikante zusätzlich **fett**.

4. Ergebnisse

4.1. Alter und Geschlecht der Patienten

Das durchschnittliche Patientenalter (19 Männer, 11 Frauen) betrug $55,67 \pm 11,58$ Jahre, der Median 54 Jahre. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied im geschlechts-spezifischen Alter (Männer: $57,26 \pm 2,659$ $n=19$, Frauen: $52,91 \pm 3,491$ $n=11$; $p=0,3297$, Abbildung 10). 9 Patienten (30%) waren über 60 Jahre alt, wogegen 21 Patienten (70%) unter oder gleich 60 Jahre alt waren.

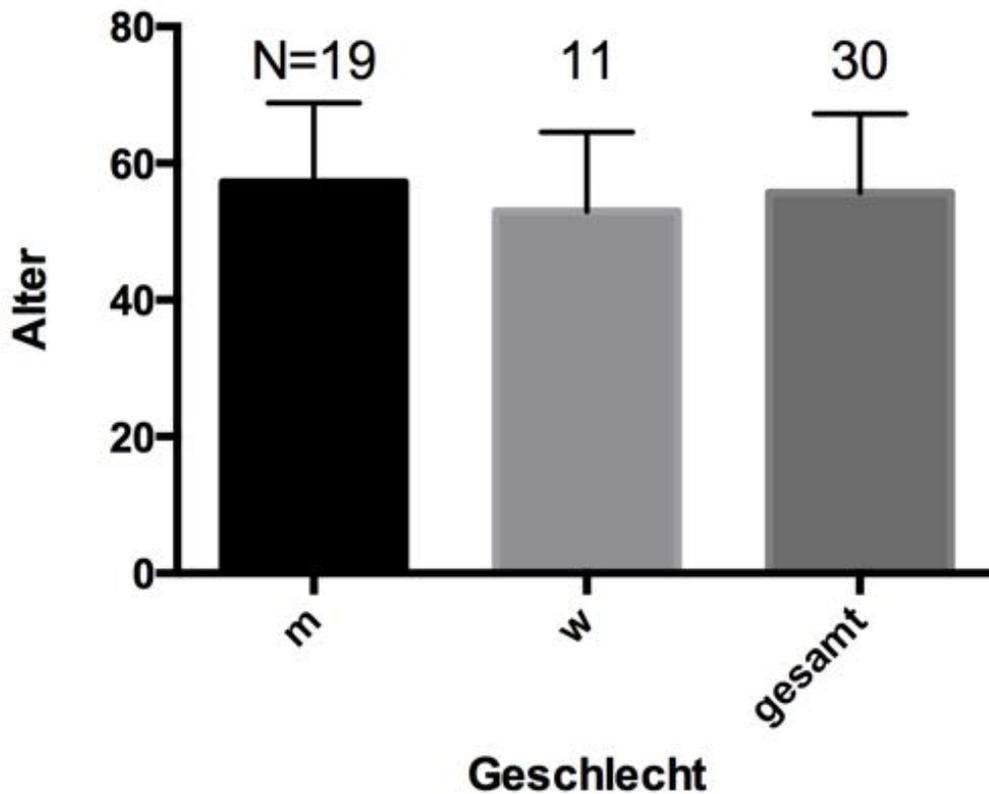


Abbildung 10: Alter der Patienten in Abhängigkeit vom Geschlecht

4.2. Eingriffsart und Höhe

Höhe	Anzahl der Patienten (n=30)
C4/5	4
C5/6	11
C6/7	7
C7/Th1	1
C5/6 + C6/7	2
C4/5 + C5/6	3
C3/4 + C4/5 *	1
C4/5 + C5/6 + C6/7	1

Tabelle 2: Verteilung der operierten Höhen

Alle 30 Patienten unterzogen sich einer ACDF. 23 Patienten (76,6%) wurden monosegmental operiert. Sechs Patienten (20%) erhielten eine Zwei-Höhen-Operation und ein Patient (3,3%) wurde über drei Höhen operiert. Eine Patientin (*) erhielt zusätzlich eine dorsale Instrumentation. Eine Übersicht gibt Tabelle 2.

Die am häufigsten operierten Höhen waren C6/7, C5/6 und C4/5 (Ein- und Mehrhöhen-eingriffe gemeinsam). Operationen in höheren oder niedrigeren Wirbelsäulensegmenten waren selten.

4.3. Maximale Retraktorspreizung

Wie in Kapitel 3.3 beschrieben variierte die Retraktorspreizung innerhalb der Patientengruppen. Bei jeweils zwölf der 30 Patienten wurde der Retraktor bis auf acht und zehn clicks (cl) geöffnet. Bei drei Patienten genügten bereits sechs clicks für ein ausreichendes

Blickfeld, bei zwei Patienten mussten zwölf und bei einem Patienten 14 clicks eingestellt werden [Tabelle 3]. Diese Unterschiede sind auf anatomische Unterschiede zurückzuführen. Eine weitere Öffnung wäre unsinnig und zum Nachteil der Patienten gewesen.

Retraktoröffnung in clicks (cl = 2mm)	Anzahl der Patienten (n=30)
6cl = 12mm	3
8cl = 16mm	12
10cl = 20mm	12
12cl = 24mm	2
14cl = 28mm	1

Tabelle 3: Retraktoröffnung in clicks auf der Zahnstange

Bei der breiten Valve (23mm) waren im Mittel $10,00 \pm 1,886$ clicks nötig, bei der schmalen Valve (12mm) $8,8 \pm 1,932$ und bei der Bay-Valve $8,4 \pm 1,265$. Hierbei zeigte sich kein statistisch signifikanter Vorteil einer Valve (23mm vs 12mm: $p=0,2804$; 23mm vs Bay: $p=0,1133$; 12mm vs Bay: $p=0,8625$; siehe Tabelle 4).

Trotzdem erkennt man, dass die Retraktoröffnung bei der Bay-Valve am geringsten war und ein Maximalwert von 10 clicks in keinem der Fälle überschritten wurde. Bei der schmalen Valve musste einmal bis auf 12 clicks gespreizt werden, bei der breiten Valve sogar einmal bis 14. Tabelle 4 zeigt die quantitativen Unterschiede in der Retraktionsöffnung zwischen den drei Valven.

4.4. Alters- und Geschlechterverteilung in den Valvengruppen

Jeweils zehn der 30 Patienten wurden mit Hilfe der schmalen Valve (12mm), der breiten Valve (23mm) und der Bay-Valve (23mm) operiert. Messungen mit der schmalen Valve erfolgten an fünf Frauen und fünf Männern; mit der breiten Valve an neun Männern und einer Frau und Messungen mit der Bay-Valve an fünf Männern und fünf Frauen [Tabelle 5].

Valven-Typ	m	w
12 mm	5	5
23 mm	9	1
Bay (23 mm)	5	5

Tabelle 5: Valven in Abhängigkeit vom Geschlecht

Das Durchschnittsalter der 12mm-Gruppe betrug $53,30 \pm 11,09$ Jahre, in der 23mm-Gruppe $61,10 \pm 13,46$ Jahre und in der Bay-Gruppe $52,60 \pm 8,872$ Jahre. Das mittlere Alter war in der mit Bay- und 12mm-Valve gemessenen Patienten nahezu gleich, wogegen die Patienten der 23mm-Gruppe acht bis neun Jahre älter waren. Trotzdem ergab sich für $n=30$ (3×10) kein statistisch signifikanter Unterschied. In

Abbildung 12 ist das Patientenalter in Abhängigkeit von der Valve aufgetragen. Tabelle 6 zeigt die relevanten statistischen Parameter.

Valve / Alter	MD	95%-CI	p-Wert
12mm vs 23mm	-7,800	[20,33; 4,726]	0,2869 > 0,05
12mm vs Bay	0,7000	[-11,83; 13,23]	0,9895 > 0,05
23mm vs Bay	8,500	[-4,026; 21,03]	0,2301 > 0,05

Tabelle 6: Altersunterschiede in Abhängigkeit von der Valve

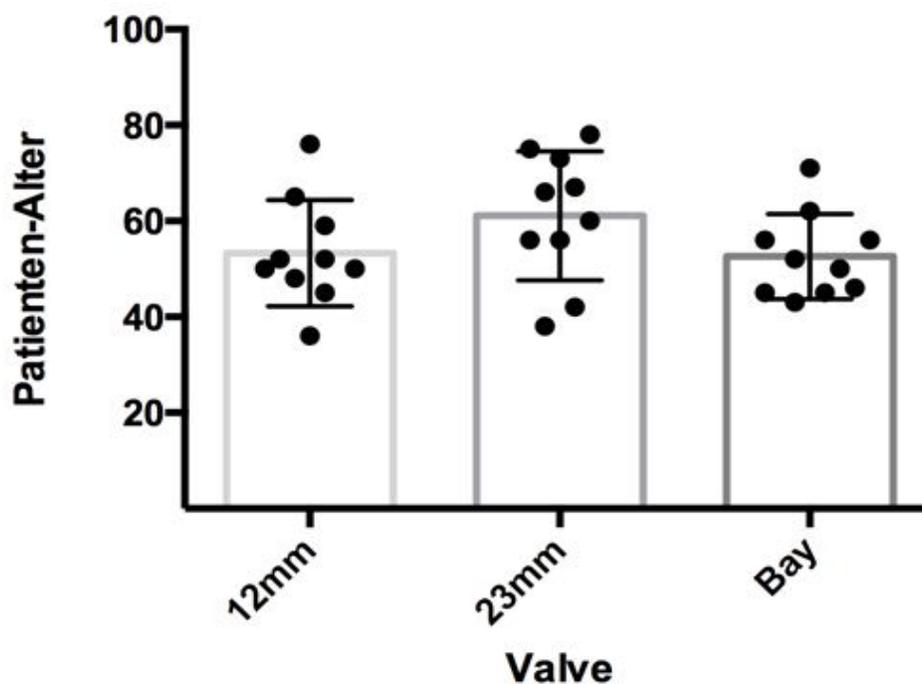


Abbildung 12: Patientenalter in Abhängigkeit von der Valve

4.5. Blutfluss (Flow) während der Retraktion

Wie in Kapitel 3.3. erwähnt werden Blutflussveränderungen beschrieben. Dazu werden Flusswerte bei keiner Retraktion mit den Werten bei maximaler Retraktion für jeden Patienten ins Verhältnis gesetzt und dann mit den errechneten Werten der anderen Patienten verglichen. Grund hierfür sind stark schwankende absolute Blutflusswerte (Flow) der Patienten. Daraus ergäben sich enorme Standardabweichungen, die weitere Berechnungen verhindern würden. Dies führen wir auf anatomische Unterschiede des Oesophagus zurück, die nicht auf Geschlecht oder Alter zurückzuführen sind, sondern Gegenstand weiterer Forschung sind.

4.5.1. Absolute Flusswerte

Die absoluten Blutflusswerte der Patientengruppen sowohl bei keiner Retraktion (Baseline), als auch bei maximaler Retraktion sind in Abbildung 13 dargestellt. N=3x10.

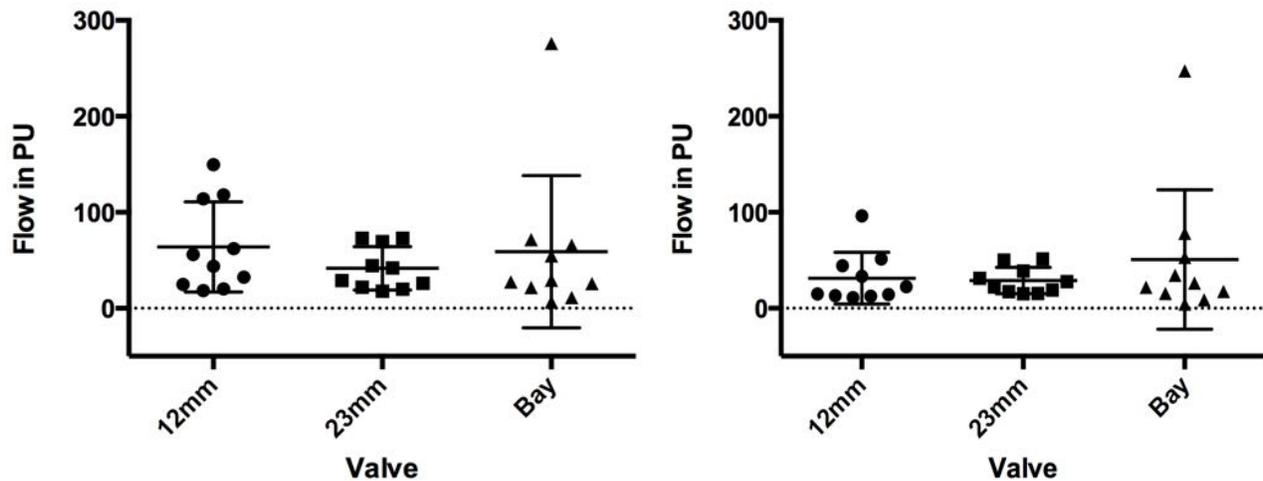


Abbildung 13: Absolute Flusswerte in Abhängigkeit von der Valve in Baseline (li) und maximaler (re) Retraktion

Abgesehen von einem Ausreißer bei der Bay-Valve zeigten sich Werte bis zu 150 perfusion units (PU). Tabelle 7 werden die durchschnittlichen absoluten Blutflusswerte bei keiner und bei maximaler Retraktion dargestellt. Die ebenfalls angegeben, erheblichen Standardabweichungen zeigen warum das Rechnen mit Relativwerten sinnvoll ist.

Zwischen den drei Valven ergaben sich weder innerhalb der Baseline-Gruppe, noch bei maximaler Retraktion statistisch signifikante Unterschiede [Tabelle 8].

Valve / Flow	keine Retraktion (BL)	maximale Retraktion (MAX)
12mm; N=10	63,91 ± 46,87 PU	31,37 ± 26,89 PU
23mm; N=10	41,65 ± 22,55 PU	28,82 ± 13,77 PU
Bay; N=10	58,96 ± 79,35 PU	50,73 ± 72,56 PU

Tabelle 7: Absolute Blutflusswerte bei keiner und maximaler Retraktion der drei Valven

Valve / Flow	MD	95%-CI	p-Wert
BL 12mm vs 23mm	22,26	[-42,05; 86,57]	0,6572 > 0,05
BL 12mm vs Bay	4,953	[-59,36; 69,26]	0,9789 > 0,05
BL 23mm vs Bay	-17,31	[-81,62; 47,00]	0,7740 > 0,05
MAX 12mm vs 23mm	2,550	[-51,15; 56,25]	0,9919 > 0,05
MAX 12mm vs Bay	-19,36	[-73,07; 34,34]	0,6349 > 0,05
MAX 23mm vs Bay	-21,91	[-75,62; 31,79]	0,5612 > 0,05

Tabelle 8: Statistische Werte zu den absoluten Blutflusswerten der verschiedenen Gruppen

4.5.2. Einfluss des Valvendesigns auf die Blutflussveränderung

Die Hypothese dieser Arbeit ist, dass die 23mm breite Valve, sowie die, im Design optimierte, Bay-Valve zu einem weniger ausgeprägten Abfall der Durchblutung des Oesophagus führen müsste, als die, nur halb so breite, 12mm Standard-Valve.

Wie zu Beginn des Kapitels 4.5 beschrieben, wurde das Verhältnis der mittleren Blutflusswerte jedes Patienten bei keiner und maximaler Retraktion gebildet. Dies wurde von 100% subtrahiert, sodass sich die Reduktion des Flusses ergibt. Die sich ergebenden Werte sind für jeweils zehn Patienten nach Valven sortiert in Tabelle 9 aufgetragen. Die Mittelwerte errechneten sich aus jeweils 800 Einzelwerten pro Patient.

Valve / Patient	12mm	23mm	Bay
1	0,417 ± 0,122	0,334 ± 0,124	0,093 ± 0,092
2	0,173 ± 0,143	0,239 ± 0,188	0,179 ± 0,172
3	0,593 ± 0,064	0,089 ± 0,310	0,394 ± 0,10
4	0,428 ± 0,214	0,281 ± 0,182	0,055 ± 0,277
5	0,277 ± 0,219	0,282 ± 0,155	0,186 ± 0,142
6	0,698 ± 0,050	0,462 ± 0,162	0,361 ± 0,100
7	0,545 ± 0,062	0,281 ± 0,179	-0,114 ± 0,195*
8	0,655 ± 0,056	0,265 ± 0,161	0,315 ± 0,174
9	0,358 ± 0,208	0,122 ± 0,189	0,154 ± 0,308
10	0,654 ± 0,067	0,212 ± 0,177	0,121 ± 0,210
gesamt	<u>0,480 ± 0,174</u>	<u>0,257 ± 0,0968</u>	<u>0,174 ± 0,147</u>

Tabelle 9: Flussreduktion pro Patient in Abhängigkeit von der Valve

Zusammengefasst lässt sich erkennen, dass die Bay-Valve die geringste Flussreduktion ($17,4 \pm 14,7\%$) bewirkte.

Die 23mm breite Valve verursachte eine Reduktion um $25,7 \pm 9,6\%$ und die 12mm schmale Valve eine Reduktion um $48,0 \pm 17,4\%$.

Hinsichtlich der Blutflussreduktion ergab sich zwischen der breiten und der schmalen Valve ein hochsignifikanter ($p=0,0051 < 0,01$) und zwischen der Bay- und der schmalen Valve ($p=0,0003 < 0,001$) ein höchstsignifikanter Unterschied. Zwischen der breiten und der Bay-Valve ergab sich trotz einer Differenz im Mittel von 7,4% kein signifikanter Unterschied ($p=0,4343 > 0,05$). Tabelle 10 und Abbildung 14 zeigen die Unterschiede in der Flussreduktion, sowie eine graphische Übersicht bei den verschiedenen Valven.

	MD	95%-CI	p-Wert
12mm vs 23mm	0,223	[0,083; 0,363]	0,003 < 0,05
12mm vs Bay	0,305	[0,166; 0,445]	< 0,0001
23mm vs Bay	0,082	[-0,057; 0,222]	0,236 > 0,05

Tabelle 10: Unterschiede in der Flussreduktion

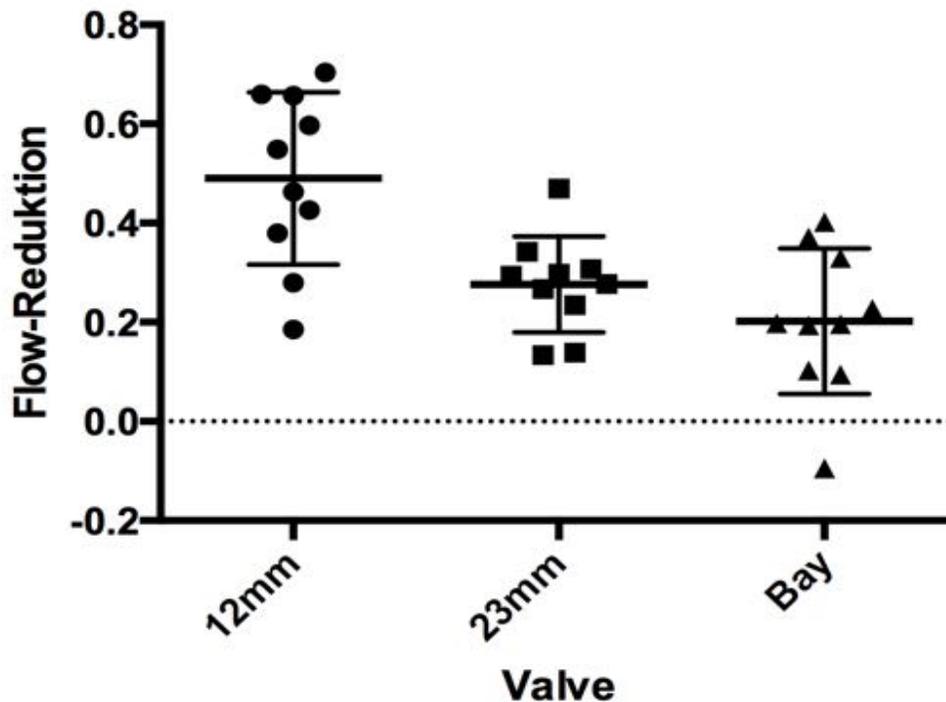


Abbildung 14: Flussreduktion in Abhängigkeit vom Valvendesign

Der in Tabelle 9 mit einem Sternchen markierte, sowie in Abbildung 14 unter der Nulllinie gelegene Wert stellt einen Ausreißer dar. Bei diesem Patienten war die Durchblutung in maximaler Retraktion um 9,5% höher, als in der Ausgangssituation. Neben einem Messfehler kommt auch eine reaktive Hyperämie, infolge des ausgeübten Drucks, in Frage.

4.5.3. Einfluss des Geschlechtes auf die Blutflussveränderung

Die Durchblutungsverhältnisse des Oesophagus bei 19 Männer und elf Frauen wurden untersucht [Kapitel 4.4]. In der Literatur wird vermehrt von einem Nachteil des weiblichen Geschlechts bei postoperativen Schluckbeschwerden gesprochen [22, 32, 38]. Ein Zusammenhang zur Durchblutungsverminderung des Oesophagus wurde bisher noch nicht untersucht.

Vorliegende Messungen ergaben beim männlichen Geschlecht einen durchschnittlichen Abfall der Durchblutung von $29,65 \pm 16,38\%$, beim weiblichen Geschlecht von $36,82$

± 21,88%. Ein statistisch signifikanter Unterschied kann hier (unabhängig von der Valve) nicht gezeigt werden ($p=0,3582 > 0,05$; [Abbildung 15; Tabelle 11]).

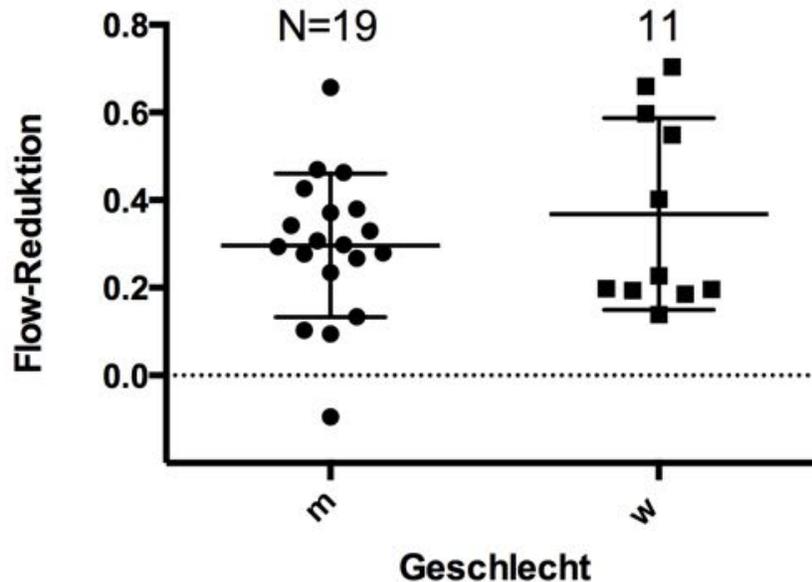


Abbildung 15: Einfluss des Geschlechts auf die Flussreduktion

	MD	95%-CI	p-Wert
m vs w	0,07176	[-0,08876; 0,07594]	$p=0,3582 > 0,05$

Tabelle 11: Einfluss des Geschlechts auf die Durchblutungsreaktion

4.5.4. Einfluss des Alters auf die Blutflussveränderungen

Das Alter wird in der Literatur als negativ prädiktiver Faktor für Dysphagie beschrieben [5, 25, 40]. Als Grenzwert gilt ein Alter über 60 bzw. 65 Jahren. Ein Zusammenhang mit Durchblutungsveränderungen ist noch nicht untersucht worden.

Neun Patienten (30%) waren über 60 und sieben (23,3%) bereits über 65 Jahre.

Bei Patienten über 60 bzw. 65 Jahren wurde im Schnitt eine Verminderung der Durchblutung um $29,02 \pm 18,24\%$ bzw. $25,91 \pm 19,75\%$ gemessen, bei Patienten unter oder

gleich 60 bzw. 65 Jahren ein Abfall von $33,68 \pm 18,95\%$ bzw. $34,22 \pm 18,17\%$. Ein signifikanter Unterschied lässt sich nicht ermitteln ($p=0,5380$ und $p=0,3080$, beides $> 0,05$). Abbildung 16 zeigt die Verminderung der Durchblutung des Oesophagus der vier Altersgruppen. Ein augenscheinlich geringerer Abfall bei älteren Patienten ist statistisch ebenfalls nicht zu zeigen.

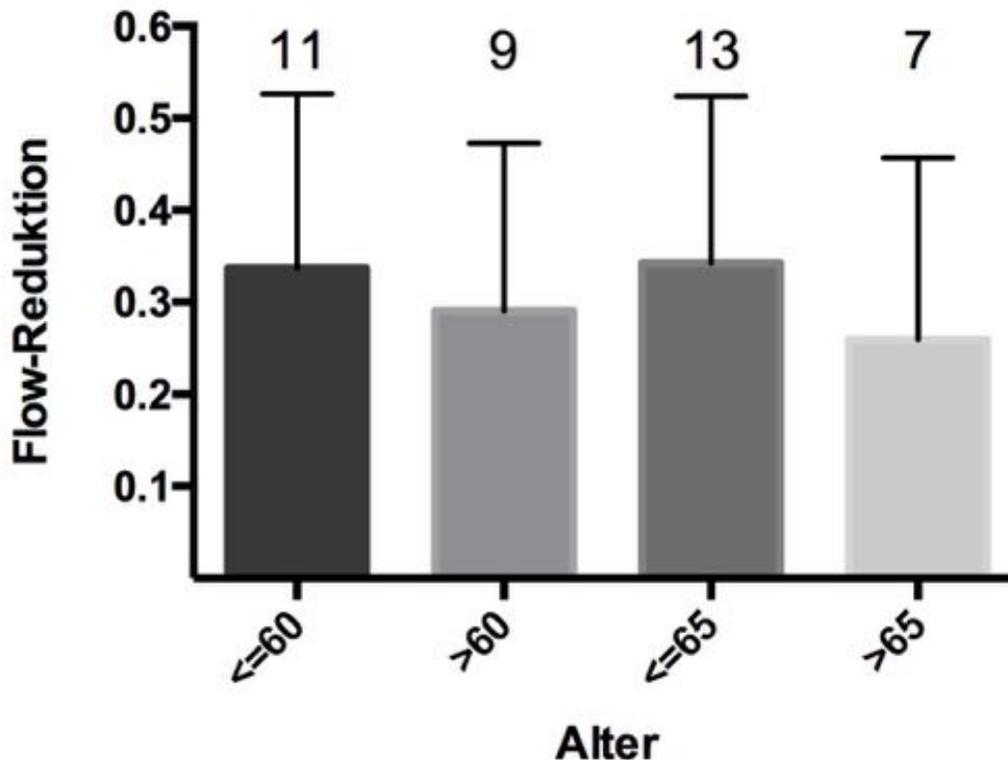


Abbildung 16: Einfluss des Alters auf die Flussreduktion

4.5.5. Einfluss der Retraktorspreizung auf die Blutflussveränderung

Im nachfolgenden Kapitel werden die Durchblutung bzw. die Abnahme der Durchblutung des Oesophagus während der Retraktion beschrieben. Dazu werden die Veränderungen des Blutflusses in Schritten von jeweils zwei clicks miteinander verglichen. Angabe in Mittelwert und 95%-Konfidenzintervall.

Eine Übersicht der Flussminderung während den einzelnen Retraktionsweiten zeigt Abbildung 17; N=3x10.

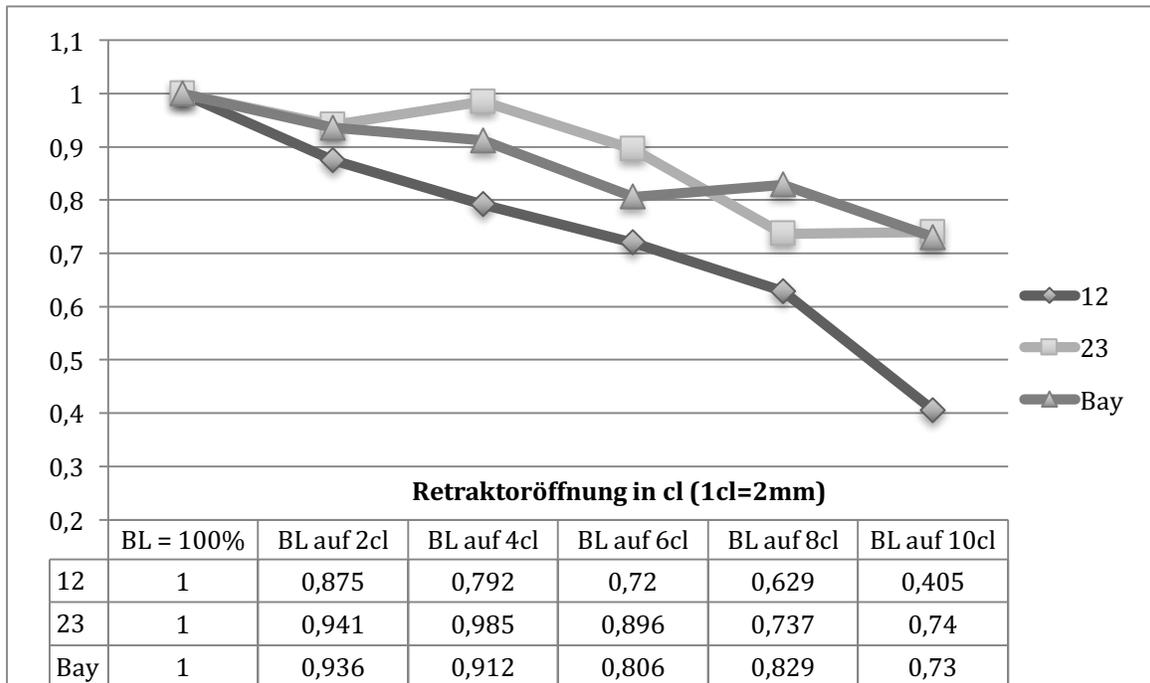


Abbildung 17: Veränderung des Blutflusses während des Retraktionsvorgangs

Insbesondere bei der schmalen 12mm-Valve ließ sich eine nahezu lineare Flussreduktion bis 8cl erkennen. Zwischen 8cl und 10cl folgte ein deutlicher Abfall der Durchblutung (von 62,9% auf 40,5%; $p < 0,0001$). Die beiden breiten Valven hielten sich auf einem höheren Niveau. Bis 6cl war die 23mm breite Valve der Bay-Valve etwas überlegen (89,6% vs 80,6%; $p = 0,207 > 0,05$). Zwischen 6cl und 8cl fiel dann die Durchblutung bei der breiten Valve ab (von 89,6% auf 73,7%; $p < 0,0001$) und der Fluss unter der Bay-Valve lag auf dem höchsten Niveau (78,8% vs 74%; $p = 0,093 > 0,05$).

Eine statistisch signifikant geringe Flussreduktion gegenüber der 12mm-Valve bot die 23mm breite Valve bei 4cl ($p = 0,010$), 6cl ($p = 0,018$) und bei 10cl ($p < 0,0001$). Die Bay-Valve reduzierte den Fluss bei 8cl ($p = 0,003$) und bei 10cl ($p < 0,0001$) signifikant weniger als die schmale Valve. Ein signifikanter Vorteil der Bay-Valve gegenüber der 23mm breiten Valve war auch auf die einzelnen clicks betrachtet nicht nachweisbar ($p = 0,093$ bei 8cl und $p = 0,496$ bei 10cl).

Tabelle 12 zeigt die relative Veränderung des Blutflusses bei Verwendung der Valven zum Baselinewert (100%). Angegeben sind Mittelwert und 95%-Konfidenzintervalle.

	12mm; N=10	23mm; N=10	Bay; N=10
BL	1	1	1
2cl = 4mm	0,875;[0,774; 0,976]	0,941;[0,840; 0,958]	0,936;[0,835; 0,958]
4cl = 8mm	0,792;[0,691; 0,893]	0,985;[0,884; 1,086]	0,912;[0,810; 1,013]
6cl = 12mm	0,720;[0,619; 0,822]	0,896;[0,795; 0,997]	0,806;[0,705; 0,907]
8cl = 16mm	0,629;[0,528; 0,73] N=8	0,737;[0,635; 0,838]	0,829;[0,727; 0,932]
10cl = 20mm	0,405;[0,304;0,507] N=5	0,740;[0,639;0,841] N=7	0,730;[0,628;0,833] N=7

Tabelle 12: Blutfluss bei definierter Retraktorspreizung in Relation zur Baseline

Die Abnahme des Blutflusses während der Retraktion verlief je nach Valve und nach maximaler Retraktorspreizung unterschiedlich.

Tabelle 13 zeigt die Abnahme des Blutflusses für jede der drei Valven und jeden Öffnungsschritt in clicks (cl). In jeder Zeile wird die Verminderung des Blutflusses von einer Retraktoröffnung auf die nächstfolgende dargestellt. Nicht-signifikante Werte sind hervorgehoben. Auffällig ist, dass bei der schmalen Valve bereits von der Baseline auf 2cl ein statistisch höchstsignifikanter Abfall der Durchblutung stattfindet, während sich die Durchblutung bei der 23mm breiten - und bei der Bay-Valve initial statistisch nicht von dem Baseline-Wert abhebt.

	12mm; N=10 MD; 95%-CI p-Wert	23mm; N=10 MD; 95%-CI p-Wert	Bay; N=10 MD; 95%-CI p-Wert
BL auf 2cl	-0,1250; [-0,024; -0,226] p<0,0001	-0,0588; [-0,042; 0,160] p=0,2424 > 0,05	-0,064; [-0,038; 0,165] p=0,2080 > 0,05
2cl auf 4cl	-0,083; [-0,090; -0,076]; p<0,0001	+0,044; [0,036; 0,2209]; p<0,0001	-0,025; [-0,032; -0,018]; p<0,0001
4cl auf 6cl	-0,072; [-0,079; 0,065]; p<0,0001	-0,089; [-0,096; -0,082]; p<0,0001	-0,105; [-0,113; 0,098]; p<0,0001
6cl auf 8cl	-0,092; [-0,100; -0,084]; N=8 p=0,0001	-0,160; [-0,167; -0,152]; p<0,0001	+0,023 [0,016; 0,030] p<0,0001
8cl auf 10cl	-0,224; [-0,233; -0,214]; N=5 p<0,0001	+0,003; [-0,005; 0,012]; N=7 p=0,456 > 0,05	-0,099 [-0,107; -0,091]; N=7 p<0,0001

Tabelle 13: Vergleich der Blutflussreduzierung der Valven zwischen 2 clicks

4.5.6. Einfluss der zu operierenden Höhe auf die Flussreduktion

Wie in Kapitel 4.2 gezeigt wurden die Höhen C4/5 (N=4), C5/6 (N=11), C6/7 (N=7), C7/Th1 (N=1), sowie mehrere Höhen (N=7) operiert. Die Unterschiede in der Verminderung des Blutflusses werden in Abbildung 18 und Tabelle 14 zusammengefasst.

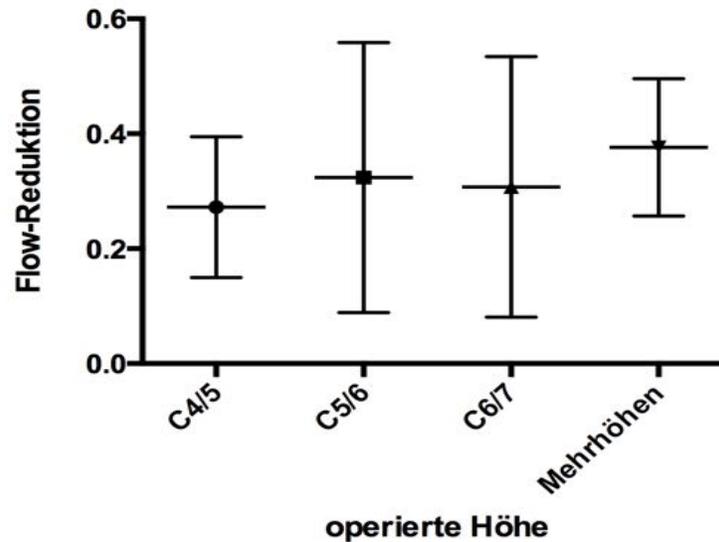


Abbildung 18: Flussreduktion in Abhängigkeit von der operierten Höhe

Im statistischen Vergleich (ANOVA) zeigte sich zwischen keinem der Werte ein signifikanter Unterschied: alle p-Werte > 0,90.

Höhe	MW ± SD; N _{ges} =30
C4/5	0,2722 ± 0,124; N=4
C5/6	0,3236 ± 0,235; N=11
C6/7	0,3075 ± 0,227; N=7
C7/Th1	0,4264 ± 0,0043; N=1
Mehr-Höhen	0,3763 ± 0,120; N=7

Tabelle 14 Reduktion des Blutflusses in Abhängigkeit von der operierten Höhe

5. Diskussion

5.1. Hypothese und klinische Ergebnisse

Die Arbeitshypothese der vorliegenden Studie war einen Zusammenhang zwischen dem Design der Retraktorvalven und der Durchblutungsveränderung des Oesophagus bei anterioren cervikalen Operationen aufzuzeigen. Bisher wurde noch von keinem Autor diese Korrelation untersucht.

Ein Zusammenhang zwischen Durchblutungsveränderungen der Oesophaguswand, Retraktions-bedingtem Druck und postoperativer Dysphagie wurde 2008 von Mendoza-Lattes [2] gezeigt. Er untersuchte 17 Patienten. Bei Patienten, die postoperativ unter Dysphagie litten, konnte intraoperativ ein erhöhter intraluminaler Druck und eine verminderte Schleimhautperfusion der Speiseröhre gemessen werden. Die Daten waren statistisch höchstsignifikant. Im Gegensatz zur vorliegenden Studie versuchte Mendoza-Lattes nicht die Durchblutungsverhältnisse zu beeinflussen. Er wies jedoch nach, dass die dynamische Retraktion keinen Vorteil im Vergleich zur autostatischen bietet.

Zur Messung der Durchblutung von Schleimhäuten wurde eine Laser-Doppler-Sonographie eingesetzt. Ein gesondertes Befestigungssystem für diese Sonde existierte nicht. Die für die Gewebespreizung verwendeten Valven (Medicon, Tuttlingen) mussten also modifiziert werden, um eine für Schleimhautmessungen ausgelegte Laser-Doppler-Sonde (Moor Instruments, UK) aufzunehmen. Die LDS lieferte reproduzierbare Messwerte.

Die Durchblutungsmessung erfolgte während der intraoperativen Retraktion zu Beginn der Operation. Die Sonde wurde daraufhin entfernt und der Eingriff fortgeführt. Dieses Vorgehen war aufgrund des minimalinvasiven Zuganges und der daraus resultierenden Platznot erforderlich. Das Verbindungskabel zwischen Messsonde und Monitor kreuzte beeinträchtigend den Operationssitus. Dennoch wäre eine Messung während des gesamten Eingriffes wünschenswert gewesen, um die Flussveränderung über die Zeit auswerten zu können.

Es wurden drei verschiedene Valven für die Messvorgänge verglichen. Eine 12mm-Valve (schmal), eine 23mm-Valve (breit) und eine 23mm breite zylindrische Drittelschale

(Bay-Valve). Es wurden nicht absolute Flusswerte, sondern das Verhältnis der gemessenen Werte zueinander ausgewertet. Die gemessenen absoluten Werte waren nämlich, trotz der identischen Valve, der gleichen operierten Höhe, des gleichen Geschlechts, Alter und desselben Operateurs individuell sehr unterschiedlich. Die Durchblutung der Speiseröhre wird wahrscheinlich von vielen Faktoren beeinflusst, die nicht alle erfassbar sind.

Nach der Formel $p=F/A$ (Druck=Kraft pro Fläche) und unter der Voraussetzung der ausgeübte Druck korreliert mit den Durchblutungsverhältnissen, sollte eine etwa doppelt so breite Retraktorvalve den Fluss um die Hälfte reduzieren. Die 12mm-Valve führte zu einem Abfall der Durchblutung von 48,0%, die 23mm-Valve von 25,7%. Letztere fast doppelt so breite Valve reduzierte den Blutfluss erwartungsgemäß um fast 50%. Die Bay-Valve reduzierte den Fluss um 17,4%. Der Unterschied zwischen der 12mm- und den beiden 23mm-Valven war hoch- bzw. höchstsignifikant.

Mendoza-Lattes [2] erkannte in seiner Studie eine etwa 37% höhere Perfusion (26,1 PU vs 40,8 PU) bei beschwerdefreien Patienten. Unter Berücksichtigung dieser Erkenntnisse lässt sich möglicherweise ein Effekt der beiden breiteren Valven zur Reduzierung der postoperativen Dysphagie ableiten.

Der Unterschied zwischen der konventionellen 23mm-Valve und der Bay-Valve ist statistisch nicht signifikant. Ein möglicherweise größerer Effekt könnte messbedingt verschleiert werden. Durch die Ausbuchtung der Bay-Valve war es anfangs schwierig die Sonde sicher zu befestigen. Nach Verbesserungen im Design wurde die Sonde, wie bei der breiten Valve, zentriert, aufgenommen. Der Messpunkt war somit an der Stelle, an der die Wölbung am geringsten ist. Möglicherweise wurde der vorteilhafte Effekt des verminderten Kantendruckes nicht ausreichend erfasst.

Ein weiteres Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung der Perfusionsminderung im zeitlichen Verlauf der Retraktion. Fragen: Führt der Retraktions-bedingte Druck der Valve gegen die Oesophaguswand zu einem linearen Abfall, wie $p=F/A$ vermuten lässt, der Durchblutung? Gibt es einen Schwellenwert, ab dem die Durchblutung plötzlich und unverhältnismäßig sinkt? Kompensationsmechanismen, wie die reaktive Hyperämie, könnten die Theorie eines Schwellenwertes stützen. Heese et. al [52] quantifizierten die reaktive Hyperämie der Retraktion. Eine Hyperämie während der Retraktion ist ebenfalls denkbar, wenn auch schwierig zu belegen.

Zur Beschreibung des Verlaufes der Durchblutungsverminderung wurde die Retraktor-spreizung bis 10cl schrittweise betrachtet [Abbildung 17]. Nur bei 3 Patienten wurde eine noch weitere Öffnung benötigt. Mangels Vergleichswerten mit den anderen Valven wurden diese Werte ignoriert. Die 12mm-Valve zeigte jeweils nach mehreren Öffnungssprüngen eine deutliche Perfusionsverminderung. Bei der Öffnung von der Baseline auf 2cl sank der Fluss bereits um 12,5%, danach verhielt sich der Flussabfall proportional. Zwischen 2 clicks war der Abfall jeweils etwa 8-9%. Bei 8cl schien ein Schwellenwert erreicht zu werden. Es folgte ein Abfall der Durchblutung von rund 23%.

Die 23mm breite Valve und die Bay-Valve bedingten zwischen der Baseline und 2cl eine ähnliche Flussreduktion von ca. 6%. Darauf folgte bei der breiten Valve eine „Entspannungsphase“. Der Fluss stieg fast wieder auf den Ausgangswert. Dies ließ sich ebenfalls, weniger ausgeprägt, bei der Bay-Valve nachweisen. Einen deutlichen Abfall des Flusses (13%) bedingte die breite Valve zwischen 4cl und 6cl, wogegen sich die Bay-Valve auf einem etwas höheren Niveau einpendelte und zu keiner Zeit einen deutlichen Abfall induzierte. Eine Retraktoröffnung auf 10cl (in vorliegender Studie lag der Durchschnitt der schmalen Valve bei 8,8cl) hätte also eine Flussminderung um fast 60% bedeutet. Bei der Bay-Valve war es nur etwa ein Drittel (21,2%). Wie in Kapitel 4.3 beschrieben, war genau diese Öffnung auf 10cl immerhin bei 50% der Patienten nötig. Bei der Bay-Valve nur bei 30%.

In der Literatur werden negative prädiktive Faktoren für postoperative Dysphagien beschrieben. Dazu gehören Alter über 60 bzw. über 65 [5, 25, 40], Mehr-Höhen-Eingriffe [5, 27, 30, 32], Revisionsoperationen [30, 32] (in dieser Studie ausgeschlossen), sowie das weibliche Geschlecht [22, 23, 32]. Für keinen dieser Faktoren konnte in vorliegender Studie ein erhöhter Abfall der Durchblutung entdeckt werden. Zu beachten ist dabei, dass weniger Frauen als Männer untersucht wurden (statistisch kein signifikanter Unterschied) und dass 70% der Patienten unter 60 Jahre alt waren. Zusätzlich war das Patientenkollektiv mit n=30 klein.

Geschlecht, Alter und Öffnungsweite des Retraktors unterschieden sich zwischen den Gruppen nicht signifikant von einander. Andere Faktoren, die Durchblutungsunterschiede prinzipiell hätten beeinflussen können wurden somit ausgeschlossen.

5.2. Bay-Valve: Dynamik der Flussreduktion

Ein statistisch signifikanter Vorteil in der Flussreduktion konnte für die Bay-Valve gegenüber der 12mm-Valve, nicht aber gegenüber der 23mm-Valve gezeigt werden. Dennoch reduzierte die Bay-Valve die Perfusionsminderung um weitere 8,5% ($p=0,236$) im Vergleich zu der gleich breiten 23mm-Valve.

Einen klaren Vorteil bietet die Bay-Valve im operativen Sichtfeld. Bei gleicher Sperreroöffnung liefert sie bis zu 4mm mehr Sichtweite. Das entspricht 2cl.

Bei einer Retraktion nach Sichtweite von 10cl (entspricht 8cl am Sperrer) induzierte die Bay-Valve einen Perfusionsabfall von nur 17,1% (23mm-Valve zum Vergleich: 26%).

Die ausgebuchtete Form der Bay-Valve führt zu einer schonenderen Deformierung der retrahierten Oesophaguswand. Bei den flachen Valven wird der Retraktionsbedingte Druck an den Valven-Kanten ausgeübt. Dies führt zu einer „einkerbenden“ Kompression der Oesophaguswand und deren Gefäße im Kantenbereich. Bei der Bay-Valve verteilt sich der Druck gleichmäßiger über die gesamte Valvenfläche [49, 50].

In der vorliegenden Studie war die Sonde in der geometrischen Mitte der Valve befestigt. Dies könnte dazu führen, dass für die breite Valve falsch hohe Flüsse gemessen wurden und für die Bay-Valve falsch niedrige. Eine Ausdehnung des Messsystems über die gesamte Valvenbreite könnte diese Fehlerquelle beheben, wäre allerdings technisch schwer umsetzbar.

5.3. Probleme bei der Messung

Trotz des von Messung zu Messung identischen Versuchsaufbaus erfolgte die Platzierung des Retraktors und der Messsonde durch den Operateur. In der vorliegenden Untersuchung wurden die Eingriffe von 3 verschiedenen Operateuren durchgeführt - allesamt mit jahrzehntelanger Berufserfahrung. Eine geringe Abweichung im handwerklichen Operationsablauf kann nicht ausgeschlossen werden.

Wie in Kapitel 5.1 beschrieben wird die Durchblutung des Oesophagus von vielen Faktoren beeinflusst. Dies zeigte sich in individuell stark voneinander abweichenden Baseline-Werten. Diese Faktoren sind noch nicht vollständig geklärt und deren Einfluss konnte deshalb nicht quantifiziert werden.

Eine online-Messung über die gesamte Operations-Dauer wäre wünschenswert gewesen, um die Reduktion des Blutflusses in Zusammenhang mit der Zeit bringen zu können. Dies wäre allerdings nur in Verbindung mit einem größeren Zugang möglich gewesen und somit ethisch nicht vertretbar. Deshalb konnte eine post-operativ beschriebene Hyperämie des Oesophagus [52] nicht gezeigt werden. Ein erneutes Einsetzen und Spreizen der Messvalve, ließ ebenfalls keine Hyperämie nachweisen. Das Einsetzen des Retraktors und die korrekte Platzierung der Sonde dauerte etwa 2 Minuten. Eine eventuelle Hyperämie hätte in dieser Zeit bereits auftreten können. Eine valide Baseline konnte somit nicht erhoben werden.

Der Einsatz längerer Valven, erforderlich bei Patienten mit voluminösem Hals, führte gelegentlich zu einem Kontaktverlust der Sonde mit dem perfundierten Gewebe. Bei fortgeschrittener Spreizung bogen sich die Valven etwas nach innen, wodurch kein klares Signal mehr abzunehmen war. Eine Neuplatzierung der Sonde brachte in allen Fällen Abhilfe.

Obwohl die LDS die Messung der Sauerstoffsättigung im Gewebe unterstützt, führte diese Datenerhebung oftmals zu Fehlermeldungen. Hauptgrund dafür war der Einfluss der OP-Leuchten. Auch das Wegdrehen der OP-Leuchten löste nicht die Problematik, weshalb auf die Oxymetrie verzichtet wurde. Der Hersteller konnte keinen alternativen Lösungsvorschlag unterbreiten.

Die erhobenen Flusswerte unterlagen sowohl atemabhängigen, als auch pulsatilen Schwankungen. Insbesondere bei geringer Retraktion waren diese erheblich, auch wenn

bei einer Frequenz von 40Hz und insgesamt 800 Messwerten pro Retraktionsweite der erhobene Mittelwert sicher reliabel ist.

Die Operateure öffneten im Bewusstsein der laufenden Messung den Retraktor nur so weit wie unbedingt notwendig. Das Öffnen des Spreizers würde im Alltag möglicherweise weniger zurückhaltend erfolgen, so dass die durchschnittlich erhobene Spreizung von $9cl=18mm$ (arithmetisches Mittel) überschritten werden könnte.

5.4. Fazit

Alle Messungen lieferten valide Werte, die statistisch gut ausgewertet werden konnten. Alle Patienten stimmten der Messung zu. Es traten keine Nebenwirkung oder anderweitigen Komplikationen auf.

Wünschenswerte Verbesserungen des Messsystems:

- Online-Messung während der gesamten Operation
- Zusätzliche, verlässliche Erfassung der Sauerstoffsättigung im Oesophagusgewebe
- Retraktorschließung alle 15 Minuten [44]

Eine zukünftige Untersuchung sollte zusätzlich zu der intraoperativen Durchblutungsmessung auch die postoperative Dysphagie erfassen. Mendoza-Lattes [2] hat dies 2008 untersucht. Er hat aber weder unterschiedliche Retraktoren verglichen, noch deren Spreizung quantifiziert.

Die vorliegende Studie zeigt, dass das Design der Valven und das Ausmaß der Spreizung des Retraktors die Durchblutung des Oesophagus erheblich beeinflussen.

6. Zusammenfassung

Bei 30 Patienten (19 Männer, 11 Frauen) im Alter von $55,67 \pm 11,58$ Jahre wurde bei anterioren cervikalen Eingriffen die intraoperative Durchblutung des Oesophagus und deren Veränderung während der Retraktion mit einer Laser-Doppler-Sonde gemessen. Der Einfluss des unterschiedlichen Designs von drei Valven wurde quantifiziert. Ein optimiertes Design der Valve sollte den Abfall der Durchblutung reduzieren. Die Dynamik der Durchblutungsreduktion wurde zusätzlich untersucht.

Drei Gruppen von jeweils 10 Patienten, die sich weder in Alter noch in Geschlecht signifikant voneinander unterschieden, wurden mit drei verschiedenen Valven (schmale (12mm), breite (23mm) und Bay-Valve (23mm und Drittelschale-Design) operiert. Eine Laser-Doppler-Sonde zeigte die Durchblutung der Oesophaguswand während der Retraktion an.

Sowohl die breite Valve ($25,7 \pm 9,6\%$, $p=0,003$), als auch die Bay-Valve ($17,4 \pm 14,7\%$, $p<0,0001$) reduzieren die Durchblutung signifikant weniger als die schmale Valve ($48,0 \pm 17,4\%$). Es bestand kein Vorteil der Bay-Valve gegenüber der breiten Valve hinsichtlich der Perfusion der Oesophaguswand während der Retraktion ($p=0,236$).

Die Bay-Valve bot allerdings aufgrund ihrer Ausbuchtung schon bei geringer Retraktion eine bessere Übersicht des OP-Gebietes (um 4mm weiteres Sichtfeld). In Zahlen: Einer mittleren Retraktion der Bay-Valve ($8,2\text{cl}=16,4\text{mm}$), entsprachen eine größere Retraktion der breiten Valve ($10\text{cl}=20\text{mm}$) und der schmalen Valve ($8,8\text{cl}=17,6\text{mm}$) ($p>0,05$).

Zusätzlich bot die Bay-Valve eine schonendere Druckverteilung: die Einkerbung der Valvenkante in die Oesophaguswand wurde aufgrund des konvexen Profils reduziert.

Die initiale Öffnung des Retraktors von 0cl (Baseline) auf 2cl reduzierte den Fluss bei der schmalen Valve um 12,5% ($p<0,0001$), bei den breiten Valve um 5,9% und bei der Bay-Valve um 6,5% ($p>0,05$). Die fortgeschrittene Öffnung des Retraktors von 8cl auf 10cl (bei der schmalen- und bei der breiten Valve in mindestens 50% der Fälle erforderlich, bei der Bay-Valve nur in 30%) reduzierte den Blutfluss bei der 12mm-Valve von 63% auf 41% des Ausgangswertes. Bei der Bay-Valve von 82,9% auf 73%. Die Reduzierung der Perfusionsminderung von 22% auf 9,9% war höchstsignifikant ($p<0,0001$).

Dieser höchstsignifikante Unterschied begründet die Anwendung der Bay-Valve als zukünftige Standard-Valve bei anterioren cervikalen Eingriffen.

In Bezug auf Alter, Geschlecht, sowie operierte Höhe bzw. Mehr-Etagen-Eingriffe konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede im Abfall der Durchblutung festgestellt werden ($p > 0,05$).

Trotz des Bestrebens im Rahmen des minimal-invasiven Vorgehens kleinere Zugänge zu verwenden, zeigte sich der Perfusions-Vorteil der breiteren Valven. Dies ist unter Berücksichtigung von Druck = Kraft/Fläche nicht überraschend. Der Nachteil einer etwas längeren Hautinzision muss gegen den Perfusionserhalt der Oesophaguswand und die vermutlich reduzierte postoperative Dysphagie abgewogen werden.

Neben dem Design der Retraktorvalven spielt das Ausmaß der Retraktoröffnung eine entscheidende Rolle für die Aufrechterhaltung einer adäquaten Durchblutung des Oesophagus. Die „fortgeschrittene“ Öffnung von 8cm auf 10cm (16mm-20mm) beeinträchtigt die Perfusion extrem und sollte daher vermieden werden. Dies kann ebenfalls zur Minimierung der postoperativen Dysphagie beitragen.

7. Abkürzungsverzeichnis

ACDF	anterior cervikale Diskektomie und Fusion
AU	arbitrary units
BL	Baseline
C.	cervikal
CI	Konfidenzintervall
CK	Kreatinkinase
cl	Clicks
HWS	Halswirbelsäule
M.	Musculus
MD	Differenz im Mittel
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule
MW	Mittelwert
n	Anzahl
N.	Nervus
PU	perfusion units
ROI	Region of interest
SD	Standardabweichung
SpO₂	Sauerstoffsättigung
Th	thorakal

8. Literaturverzeichnis

- [1] Bailey R.W., Badgley C.E., Stabilization of the cervical spine by anterior fusion. *The Journal of Bone and Joint Surgery, American volume*, 1960; 42-A: p. 565-94.
- [2] Mendoza-Lattes S., Clifford K., Bartelt R., Stewart J., Clark C.R., Boezaart A.P., Dysphagia following anterior cervical arthrodesis is associated with continuous, strong retraction of the esophagus. *The Journal of Bone and Joint Surgery American volume*. 2008; 90(2): p. 256-63.
- [3] Papavero L., Heese O., Klotz-Regener V., Buchalla R., Schroder F., Westphal M., The impact of esophagus retraction on early dysphagia after anterior cervical surgery: does a correlation exist? *Spine*. 2007; 32(10): p. 1089-93.
- [4] Min Y., Kim W.-S., Kang S., Choi J., Yeom J. et al., Incidence of dysphagia and serial videofluoroscopic swallow study findings after anterior cervical discectomy and fusion: a prospective study. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*. 2014; Publish Ahead of Print: DOI:10.1097/BSD.000000000000060.
- [5] Smith-Hammond C.A., New K.C., Pietrobon R., Curtis D.J., Scharver C.H., Turner D.A., Prospective analysis of incidence and risk factors of dysphagia in spine surgery patients: comparison of anterior cervical, posterior cervical, and lumbar procedures. *Spine*. 2004; 29(13): p. 1441-6.
- [6] Robinson R.A., Smith G.W., Anterolateral cervical disc removal and interbody fusion for cervical disc syndrome. *SAS Journal*. 2010;4: p. 34–5.
- [7] Cloward R.B., The anterior approach for removal of ruptured cervical disks. 1958. *Journal of Neurosurgery*. 2007;6(5): p. 496-511.
- [8] Dereymaeker A., Mulier J., Vertebral fusion by a ventral approach in cervical intervertebral disk disorders. *Revue Neurologique*. 1958;99(6): p. 597-616.
- [9] Lee C., Hyun S., Kim M., Yeom J., Kim W., Kim K., et al., Comparative analysis of 3 different construct systems for single-level anterior cervical discectomy and fusion: stand-alone cage, iliac graft plus plate augmentation, and cage plus plating. *Spinal Disord Tech*. 2013;26(2): p. 112-8.
- [10] Kim C.H., Chung K.C., Hahn S., Autologous iliac bone graft with anterior plating is advantageous over the stand-alone cage for segmental lordosis in single-level cervical disc disease. *Neurosurgery*. 2013;72(2): p. 257-66.
- [11] Heneghan H.M., McCabe J.P., Use of autologous bone graft in anterior cervical decompression: morbidity & quality of life analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2009;10: p. 158.

- [12] Guha S.C., Poole M.D., Stress fracture of the iliac bone with subfascial femoral neuropathy: unusual complications at a bone graft donor site: case report. *Br J Plast Surg.* 1983;36(3): p. 305-6.
- [13] Weikel A.M., Habal M.B., Meralgia paresthetica: a complication of iliac bone procurement. *Plast Reconstr Surg.* 1977;60(4):p. 572-4.
- [14] Summers B.N., Eisenstein S.M., Donor site pain from the ilium. A complication of lumbar spine fusion. *J Bone Joint Surg Br.* 1989;71(4): p. 677-80.
- [15] Silber J.S., Anderson D.G., Daffner S.D., Brislin B.T., Leland J.M., Hilibrand A.S., et al., Donor site morbidity after anterior iliac crest bone harvest for single-level anterior cervical discectomy and fusion. *Spine.* 2003;28(2): p. 134-9.
- [16] Niedhart C., Pingsmann A., Jürgens C., Marr A., Blatt R., Niethard F.U., Complications after harvesting of autologous bone from the ventral and dorsal iliac crest - a prospective, controlled study. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2003;141(4): p. 481-6.
- [17] Rueger J., Knochenersatzmittel. Heutiger Stand und Ausblick. [Bone substitution materials. Current status and prospects]. *Orthopade.* 1998;27(2): p. 72–9.
- [18] Niu C., Chen L., Lai P., Fu T., Chen W., Trapezoidal titanium cage in anterior cervical interbody fusion: a clinical experience. *Chang Gung Med J.* 2005;28(4): p. 212-21.
- [19] Kepler C., Rihn J., Bennett J., Anderson D., Vaccaro A., Albert T., et al., Dysphagia and soft-tissue swelling after anterior cervical surgery: a radiographic analysis. *Spine* 2012;12(8). p. 639-44; 10.1016/j.spinee.2012.03.024.
- [20] Cavuşoğlu H., Tuncer C., Tanik C., Mutlu Z., Zengin E., Karabağlı M., et al., The impact of automatic retractors on the esophagus during anterior cervical surgery: an experimental in vivo study in a sheep model. *Journal of Neurosurgery Spine.* 2009;11(5): p. 547-54.
- [21] Lee M.J., Bazaz R., Furey C.G., Yoo U.J., The Incidence of Dysphagia in Anterior Cervical Surgery as a Function of Plate Design: A Prospective Study. *CSRS 32nd Annual Meeting.* 2004.
- [22] Bazaz R., Lee M., Yoo J., Incidence of dysphagia after anterior cervical spine surgery: a prospective study. *Spine.* 2002;27(22): p. 2453-8.
- [23] Yue W.-M., Brodner W., Highland T.R., Persistent swallowing and voice problems after anterior cervical discectomy and fusion with allograft and plating: a 5- to 11-year follow-up study. *European Spine Journal.* 2005;14(7): p. 677-82.

- [24] Nguyen P., Lee S.D., Castell D.O., Evidence of gender differences in esophageal pain threshold. *Am J Gastroenterol.* 1995;90(6): p. 901-5.
- [25] Baron E.M., Soliman A.M., Gaughan J.P., Simpson L., Young W.F., Dysphagia, hoarseness, and unilateral true vocal fold motion impairment following anterior cervical discectomy and fusion. *The Annals of Otolaryngology, Rhinology, and Laryngology.* 2003;112(11): p. 921-6.
- [26] Riley L.H., Skolasky R.L., Albert T.J., Vaccaro A.R., Heller J.G., Dysphagia after anterior cervical decompression and fusion: prevalence and risk factors from a longitudinal cohort study. *Spine.* 2005;30(22): p. 2564-9.
- [27] Danto J., DiCapua J., Nardi D., Pekmezaris R., Moise G., Lesser M., et al., Multiple cervical levels: increased risk of dysphagia and dysphonia during anterior cervical discectomy. *Journal of Neurosurgical Anesthesiology.* 2012;24(4):p. 350-5.
- [28] Kalb S., Reis M., Cowperthwaite M., Fox D., Lefevre R., Theodore N., et al., Dysphagia after anterior cervical spine surgery: incidence and risk factors. *World Neurosurg.* 2012; 77(1): p. 183-7. DOI: 10.1016/j.wneu.2011.07.004.
- [29] Vanderveldt H.S., Young M.F., The evaluation of dysphagia after anterior cervical spine surgery: a case report. *Dysphagia.* 2003;18(4): p. 301-4.
- [30] Riley L.H., Jr., Robinson R.A., Johnson K.A., Walker A.E., The results of anterior interbody fusion of the cervical spine. Review of ninety-three consecutive cases. *J Neurosurg.* 1969;30(2): p. 127-33.
- [31] Stewart M., Johnston R.A., Stewart I., Wilson J.A., Swallowing performance following anterior cervical spine surgery. *Br J Neurosurg.* 1995;9(5): p. 605-9.
- [32] Lee M.J., Bazaz R., Furey C.G., Yoo J., Risk factors for dysphagia after anterior cervical spine surgery: a two-year prospective cohort study. *The Spine Journal.* 2007;7(2): p. 141-7.
- [33] Bulger R.F., Rejowski J.E., Beatty R.A., Vocal cord paralysis associated with anterior cervical fusion: considerations for prevention and treatment. *J Neurosurg.* 1985;62(5): p. 657-61.
- [34] Clements D.H., O'Leary P.F., Anterior cervical discectomy and fusion. *Spine.* 1990;15(10): p. 1023-5.
- [35] Winslow C., Winslow T., Wax M., Dysphonia and dysphagia following the anterior approach to the cervical spine. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2001;127(1): p. 51-5.
- [36] Frempong-Boadu A., Houten J.K., Osborn B., Oplencia J., Kells L., Guida D.D., et al., Swallowing and speech dysfunction in patients undergoing anterior cervical

- discectomy and fusion: a prospective, objective preoperative and postoperative assessment. *J Spinal Disord Tech.* 2002;15(5): p. 362-8.
- [37] Fogel G, McDonnell M., Surgical treatment of dysphagia after anterior cervical interbody fusion. *Spine J.* 2005;5(2): p. 140-4.
- [38] Yue W.M., Brodner W., Highland T.R., Persistent swallowing and voice problems after anterior cervical discectomy and fusion with allograft and plating: a 5- to 11-year follow-up study. *European Spine Journal.* 2005;14(7): p. 677-82.
- [39] Rihn J., Kane J., Albert T., Vaccaro A., Hilibrand A., What is the incidence and severity of dysphagia after anterior cervical surgery? *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(3): p. 658-65. DOI: 10.1007/s11999-010-1731-8.
- [40] Starmer H., Riley L., Hillel A., Akst L., Best S., Gourin C., Dysphagia, short-term outcomes, and cost of care after anterior cervical disc surgery. *Dysphagia.* 2014;29(1): p. 68-77 DOI: 10.1007/s00455-013-9482-9.
- [41] Aumüller G. et al., *Duale Reihe: Anatomie, 2. Aufl., Stuttgart: Thieme. 2010: Ch.1.3.3., p. 608-11.*
- [42] Bühler J., Seminar "Medizinische Simulationssysteme", *Biomechanik von Weichteilgewebe.* 2003: p. 2-4. [zitiert am 15.09.2015]. URL: <https://www.yumpu.com/de/document/view/33048228/biomechanik-von-weichteilgewebe>.
- [43] Fung Y.C., *Biomechanics - mechanical properties of living tissues, New York: Springer 1993. Ch.7 p. 242-243.*
- [44] Kotil K., Tunckale T., Tatar Z., Koldas M., Kural A., Bilge T., Serum creatine phosphokinase activity and histological changes in the multifidus muscle: a prospective randomized controlled comparative study of discectomy with or without retraction. *Journal of Neurosurgery Spine.* 2007;6(2): p. 121-5.
- [45] Taylor H., McGregor A.H., Medhi-Zadeh S., Richards S., Kahn N., Zadeh J.A., et al., The impact of self-retaining retractors on the paraspinal muscles during posterior spinal surgery. *Spine.* 2002;27(24): p. 2758-62.
- [46] Krohn M. et al., *Design of wound protector/retractor for thyroid surgery. University of Wisconsin-Madison - Biomedical Engineering Department. 2011, unpublished: p. 6-8. [zitiert am 15.09.2015]. URL: <http://bmedesign.engr.wisc.edu/projects/file/?fid=1878> (15.09.2015).*
- [47] Assina R., Rubino S., Sarris C.E., Gandhi C.D., Prestigiacomo C.J., The history of brain retractors throughout the development of neurological surgery. *Neurosurg Focus.* 2014;36(4):E8. DOI: 10.3171/2014.2.FOCUS13564.

- [48] Ogura K., Tachibana E., Aoshima C., Sumitomo M., New microsurgical technique for intraparenchymal lesions of the brain: transcylinder approach. *Acta Neurochir (Wien)*. 2006;148(7): p. 779-85; discussion 85.
- [49] RosenØrn J., Diemer N.H., The influence of the profile of brain retractors on regional cerebral blood flow in the rat. *Acta Neurochir*. 1987;87(3-4): p. 140-3.
- [50] Pattavilakom A., Seex K., Comparison of retraction pressure between novel and conventional retractor systems - a cadaver study. *Spine*. 2010;12(5): p. 552-9.
- [51] moorInstruments. moorVMS-LDF User Manual (Version 2.0 English). 2009. p. 10-35.
- [52] Heese O., Fritzsche E., Heiland M., Westphal M., Papavero L., Intraoperative measurement of pharynx/esophagus retraction during anterior cervical surgery. Part II: perfusion. *European Spine Journal*. 2006: p. 1839–43.

9. Danksagung

An erster Stelle gebührt mein aufrichtiger Dank meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. L. Papavero, Chefarzt der Spinalen Chirurgie der Schön Klinik Eilbek, für die Überlassung des Themas, sowie für die stets konstruktive Leitung und exzellente Betreuung während der Anfertigung dieser Dissertation.

Ebenfalls danke ich den Operateuren, allen voran Herrn Dr. G. Schmeiser, die alle große Geduld und Engagement für die benötigten Messungen aufgebracht haben.

Weiterhin gilt mein Dank dem gesamten OP-Team der Schön Klinik Eilbek. Insbesondere Frau Anna Keppke und Frau Jessica Fölster haben mich jederzeit tatkräftig unterstützt.

Ich danke auch Herrn Jan-Felix Kersten, Institut für Medizinische Biometrie und Epidemiologie am Universitäts-Klinikum Eppendorf, für die statistische Beratung und Hilfe bei einigen Verständnisproblemen.

Dank gebührt außerdem allen Patienten, die den Messungen zugestimmt haben und dadurch eine Entstehung dieser Arbeit erst möglich gemacht haben.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meinen Eltern für die allumfassende und liebevolle Unterstützung während des Entstehungsprozesses dieser Dissertationsschrift bedanken.

10. Lebenslauf

-entfällt aus datenschutzrechtlichen Gründen-

11. Eidesstattliche Erklärung

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

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

Ich erkläre mich einverstanden, dass meine Dissertation vom Dekanat der Medizinischen Fakultät mit einer gängigen Software zur Erkennung von Plagiaten überprüft werden kann.

Unterschrift: 