

Aus der Klinik für Unfallchirurgie, Orthopädie und Plastische Chirurgie

(Prof. Dr. med. W. Lehmann)

der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Veränderung der
Wirbelsäulendeformitäten im
Behandlungsverlauf bei Kindern mit
*vertical expandable prosthetic titanium
rib (VEPTR)*-Implantaten**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizinischen Fakultät der
Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Andrea Simone Gantner

aus

Starnberg

Göttingen 2017

Dekan: Prof. Dr. rer. nat. H. K. Kroemer

Referent/in Prof. Dr. med. A.-K. Hell

Ko-Referent/in: Prof. Dr. med. H. C. Ludwig

Drittreferent/in: Prof. Dr. med. T. Meyer

Datum der mündlichen Prüfung: 07.12.2017

Hiermit erkläre ich, die Dissertation mit dem Titel „Veränderung der Wirbelsäulendeformitäten im Behandlungsverlauf bei Kindern mit *vertical expandable prosthetic titanium rib* (VEPTR)-Implantaten“ eigenständig angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

Göttingen, den

(Unterschrift)

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	3
Tabellenverzeichnis	7
Abkürzungsverzeichnis.....	8
1 Einleitung	9
1.1 Definition der Skoliose.....	9
1.2 Skoliosen im Kindes- und Jugendalter.....	9
1.2.1 Kongenitale Skoliosen	9
1.2.2 Neuromuskuläre Skoliose	10
1.2.3 Idiopathische Skoliose	11
1.3 Klassifikation von Skoliosen.....	13
1.3.1 King-Klassifikation	13
1.3.2 Lenke-Klassifikation	14
1.3.3 3D-Klassifikation.....	18
1.4 Behandlung von Skoliosen im Kindesalter	18
1.4.1 Konservative Methoden.....	18
1.4.2 Operative Therapien von Skoliosen.....	19
1.4.3 Expandierende, „mitwachsende“ Systeme	22
1.5 Fragestellung der Arbeit	24
2 Material und Methoden	25
2.1 Ethikkommission	25
2.2 Studiendesign	25
2.2.1 Einschluss- und Ausschlusskriterien	25
2.3 Patienten	26
2.3.1 Patientenkollektiv	26
2.3.2 Operative Versorgung mit dem VEPTR-System.....	26
2.3.3 Versorgung zum Endpunkt der Untersuchung.....	27
2.4 Datenerhebung	27
2.4.1 Datenerfassung	27
2.4.2 Radiologische Auswertung.....	28
2.4.3 Art und Bestimmung der Variablen im a.p./p.a.-Bild	30
2.4.4 Art und Bestimmung der Variablen im lateralen Bild	33
2.4.5 Art und Bestimmung der Variablen in den Bending-Aufnahmen.....	36
2.4.6 Einteilung in die King- und Lenke-Klassifikation	36
2.5 Statistische Auswertung.....	37
2.5.1 Datendokumentation.....	37
2.5.2 Validierung der Messmethode.....	37
2.5.3 Statistische Auswertung.....	37

3	Ergebnisse.....	38
3.1	Patientenspezifische Daten.....	38
3.1.1	Grunderkrankung.....	38
3.1.2	Alter und Geschlecht.....	38
3.1.3	Hüftluxation und Gehfähigkeit.....	38
3.2	Skoliose.....	39
3.2.1	Thorakale Krümmung der Skoliose.....	39
3.2.2	Kraniale Krümmung.....	46
3.2.3	Kaudale Krümmung.....	53
3.2.4	Altersadaptierte Kyphose.....	60
3.2.5	Altersadaptierte Lordose.....	67
3.2.6	Beckenschiefstand.....	74
3.2.7	<i>Horizontal distance</i> (HD) frontal.....	81
3.2.8	<i>Horizontal distance</i> im Seitbild.....	84
3.2.9	<i>Spinal length</i>	87
3.2.10	Klassifikationen.....	90
3.3	Varianz der Untersucher.....	92
3.4	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	93
4	Diskussion.....	97
4.1	Thorakale Krümmung der Skoliose.....	97
4.1.1	Initialkorrektur.....	97
4.1.2	Korrektur im zeitlichen Verlauf.....	98
4.1.3	Erkrankung.....	99
4.2	Kraniale Krümmung der Skoliose.....	100
4.3	Kaudale Krümmung der Skoliose.....	101
4.4	Kyphose.....	101
4.5	Lordose.....	103
4.6	Beckenschiefstand.....	103
4.7	<i>Horizontal distance</i> (HD) frontal.....	104
4.8	<i>Horizontal distance</i> (HD) im Seitbild.....	104
4.9	<i>Spinal length</i>	105
4.10	Einflussgrößen auf die Wirbelsäulendeformität.....	106
4.10.1	Operative Implantatverankerung.....	106
4.10.2	Änderung der Wirbelsäulendeformität im zeitlichen Verlauf.....	106
4.10.3	Alter der Patienten.....	107
4.11	Klassifikationen.....	107
4.12	Limitationen der Untersuchung.....	108
4.13	Schlussfolgerung und Ausblick.....	109
5	Zusammenfassung.....	111
6	Literaturverzeichnis.....	113

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Die fünf Typen der King-Klassifikation.....	14
Abbildung 2: Kurventypen der Lenke-Klassifikation.....	16
Abbildung 3: <i>lumbar spine modifier</i> der Lenke-Klassifikation	17
Abbildung 4: Die VEPTR-I-Systeme Rippe-Rippe und Rippe-LWS am Modell	23
Abbildung 5: a.p.- und seit-Röntgenbilder der Wirbelsäule vor Implantation VEPTR und nach Implantation VEPTR Rippe-LWS (medial) sowie Rippe-Rippe (lateral)	26
Abbildung 6: a.p. und seitliche Röntgenbilder der Wirbelsäule vor Operation und nach VEPTR Implantation Rippe-Becken beidseits	27
Abbildung 7: a.p.-Röntgenaufnahme der Wirbelsäule.....	28
Abbildung 8: Röntgenbild der Wirbelsäule im lateralen Strahlengang.....	29
Abbildung 9: a.p.-Aufnahme der Wirbelsäule im Bending nach links zur Begradigung der Hauptkrümmung.....	29
Abbildung 10: Bestimmung des Cobb-Winkels im a.p.-Bild.....	30
Abbildung 11: Scheitelwirbel der Krümmung im a.p.-Bild.....	31
Abbildung 12: Bestimmung des Beckenschiefstandes im a.p.-Bild.....	32
Abbildung 13: Bestimmung der Beinlängendifferenz im a.p.-Bild.....	32
Abbildung 14: Bestimmung der HD frontal im a.p.-Röntgenbild.....	33
Abbildung 15: Messung des Cobb-Winkels der Kyphose im stehenden Seitröntgenbild	33
Abbildung 16: Messung der <i>spinal length</i> im stehenden Seitröntgenbild.....	35
Abbildung 17: Messung der HD sagittal im stehenden Seitröntgenbild.....	35
Abbildung 18: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung.....	40
Abbildung 19: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	41
Abbildung 20: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR	42
Abbildung 21: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR- Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation	43
Abbildung 22: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	44
Abbildung 23: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung gruppiert nach Alter bei Behandlungsbeginn für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR	45
Abbildung 24: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung gruppiert nach Behandlungsdauer für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR- Behandlung und letzte Messung mit VEPTR	46
Abbildung 25: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Nebenkrümmung.....	47
Abbildung 26: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Krümmung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	48
Abbildung 27: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Krümmung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR.....	49

Abbildung 28: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Krümmung gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation	50
Abbildung 29: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Krümmung gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	51
Abbildung 30: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Krümmung gruppiert nach Alter bei Behandlungsbeginn für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR	52
Abbildung 31: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Krümmung gruppiert nach Behandlungsdauer für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR	53
Abbildung 32: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung	54
Abbildung 33: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	55
Abbildung 34: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR.....	56
Abbildung 35: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation	57
Abbildung 36: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	58
Abbildung 37: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung gruppiert nach Alter bei Behandlungsbeginn für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR	59
Abbildung 38: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung gruppiert nach Behandlungsdauer für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR.....	60
Abbildung 39: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose.....	61
Abbildung 40: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	62
Abbildung 41: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR	63
Abbildung 42: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation	64
Abbildung 43: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	65
Abbildung 44: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose gruppiert nach Alter bei Behandlungsbeginn für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR	66
Abbildung 45: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose gruppiert nach Behandlungsdauer für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR	67
Abbildung 46: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose.....	68
Abbildung 47: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	69

Abbildung 48: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR	70
Abbildung 49: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation	71
Abbildung 50: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	72
Abbildung 51: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose gruppiert nach Alter bei Behandlungsbeginn für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR	73
Abbildung 52: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose gruppiert nach Behandlungsdauer für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR.....	74
Abbildung 53: Mittelwerte des Beckenschiefstands.....	75
Abbildung 54: Mittelwerte des Beckenschiefstands für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	76
Abbildung 55: Mittelwerte des Beckenschiefstands für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR	77
Abbildung 56: Mittelwerte des Beckenschiefstands gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation	78
Abbildung 57: Mittelwerte des Beckenschiefstands gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation	79
Abbildung 58: Mittelwerte des Beckenschiefstands gruppiert nach Alter bei Behandlungsbeginn für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR.....	80
Abbildung 59: Mittelwerte des Beckenschiefstands gruppiert nach Behandlungsdauer für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR.....	81
Abbildung 60: Mittelwerte der HD frontal für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR	82
Abbildung 61: Mittelwerte der HD frontal gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	83
Abbildung 62: Mittelwerte der HD frontal gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation	84
Abbildung 63: Mittelwerte der HD sagittal für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	85
Abbildung 64: Mittelwerte der HD sagittal gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	86
Abbildung 65: Mittelwerte der HD sagittal gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation	87
Abbildung 66: Mittelwerte der <i>spinal length</i> für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation.....	88
Abbildung 67: Mittelwerte der <i>spinal length</i> gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR.....	89

Abbildung 68: Mittelwerte der <i>spinal length</i> gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR.....	90
Abbildung 69: Darstellung der Varianz der Messung anhand des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung.....	93

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: King-Klassifikation (King et al. 1983)	14
Tabelle 2: Lenke-Klassifikation: Lokalisation der Kurve (Lenke et al. 2001)	15
Tabelle 3: Lenke-Klassifikation: Kurventyp (Lenke et al. 2001).....	16
Tabelle 4: Lenke-Klassifikation: <i>lumbar spine modifier</i> (Lenke et al. 2001)	17
Tabelle 5: Lenke-Klassifikation: <i>sagittal thoracic modifier</i> (Lenke et al. 2001)	18
Tabelle 6: Einteilung der Krümmung nach Lage des Scheitelwirbels	31
Tabelle 7: Kurventyp der King-Klassifikation Prä und Post VEPTR	91
Tabelle 8: Kurventyp der Lenke-Klassifikation Prä und Post VEPTR	92

Abkürzungsverzeichnis

AIS	Adoleszente idiopathische Skoliose
a.p.	<i>anterior/posterior</i>
BWK	Brustwirbelkörper
CSVL	<i>central sacral vertical line</i>
CT	Computertomographie
HD	<i>horizontal distance</i>
HWK	Halswirbelkörper
LWK	Lendenwirbelkörper
MAGEC	<i>magnetic expansion control</i>
TIS	<i>thoracic insufficiency syndrome</i>
VACTERL	<i>vertebral defects, anal atresia, cardiac defects, tracheo-esophageal fistula, renal anomalies, limb abnormalities.</i> (Assoziation aus vertebralen Anomalien, analen Anomalien, Herzfehlern, tracheo-ösophagealen Fisteln, renalen Fehlbildungen und Fehlbildungen der Gliedmaßen; Leiber und Olbrich 1957)
VEPTR	<i>vertical expandable prosthetic titanium rib</i>
p.a.	<i>posterior/anterior</i>

1 Einleitung

1.1 Definition der Skoliose

Die Skoliose ist definiert als seitliche Krümmung der Wirbelsäule in der Frontalebene mit einer gleichzeitig bestehenden Rotation der betreffenden Wirbel. Die Krümmung beträgt dabei mehr als 10° in der Bestimmung nach Cobb, und die Deformität besteht in allen drei Ebenen, also der Frontal-, Sagittal- und Axialebene (Bunnell 1988; Cobb 1948; Matussek 2013; Goldberg et al. 2008). Da umgangssprachlich die Skoliose häufig nur für die Deformität in der Frontalebene angewandt wird, eignet sich der Begriff Wirbelsäulendeformität besser, um die Dreidimensionalität zu unterstreichen (Hell et al. 2004).

1.2 Skoliosen im Kindes- und Jugendalter

Eine Skoliose, die der genannten Definition entspricht, findet sich im Kindes- und Jugendalter bei 1,7 % bis 2,2 % aller Kinder (Soucacos et al. 1997; Willner und Udén 1982). Da Progression und Therapie entscheidend von der Ätiologie abhängig sind, erfolgt generell eine Einteilung der Skoliosen in folgende Gruppen: Kongenital, neuromuskulär und idiopathisch, wobei letzte Gruppe am häufigsten ist (Lonstein et al. 1995).

1.2.1 Kongenitale Skoliosen

Kongenitale Skoliosen entstehen bereits in der Embryonalzeit. Bei der Entwicklung der Wirbelkörper, die aus dem Mesoderm entstehen, kann es durch exogene oder endogene Einflüsse zu Fehlbildungen kommen (Erol et al. 2004; Matussek 2013). Diese Fehlbildungen der Wirbelkörper lassen sich in verschiedenen Kategorien einordnen:

- a) Wirbelfehlbildungen, die auf einer Formationsstörung beruhen,
- b) Wirbelfehlbildungen, die auf einer Segmentationsstörung beruhen,
- c) Komplexe Wirbelfehlbildungen, die sich weder in a) noch in b) einordnen lassen (McMaster und Ohtsuka 1982).

Die sensibelste Phase für Fehlbildungen der Wirbelkörper scheint zwischen der fünften und der achten Woche der Embryogenese zu liegen (Winter 1973; McMaster und Ohtsuka 1982).

Eine multifaktorielle Ätiologie wird als Grund für die Entstehung von Wirbelkörperfehlbildungen diskutiert. Als mögliche Ursache kommen z. B. eine Hypoxie (Rivard 1986) oder eine gestörte Vaskularisation in Frage (Tanaka und Uthoff 1981). Ein

weiterer Schädigungsmechanismus könnte die Exposition der Mutter gegenüber Stickstoffmonoxid sein, wie Farley et al. im Mausmodell zeigten (Farley et al. 2001). Auch durch Röntgenbestrahlung (Murakami und Kameyama 1964) und Vitamin-A-Mangel (Li et al. 2012) der Mutter konnten im Mausmodell Wirbelfehlbildungen induziert werden.

Hereditäre Faktoren scheint es nur im Rahmen von Syndromen, wie z. B. dem Jarcho-Levin-Syndrom oder Vorliegen von multiplen Wirbelkörperfehlbildungen zu geben, die am ehesten einem Neuralrohrdefekt entsprechen (Wynne-Davies 1975a; Connor et al. 1987). Auch bei der VACTERL-Assoziation, die in den meisten Fällen sporadisch auftritt, gibt es Hinweise auf einzelne erbliche Faktoren (Solomon et al. 2010).

Die exakte Prävalenz der kongenitalen Skoliose ist schwierig festzustellen, da klinisch inapparente kongenitale Wirbelfehlbildungen häufig nur als Nebenbefund entdeckt werden (McMaster und Ohtsuka 1982). Im Rahmen einer Reihenuntersuchung von 15.000 Röntgenfilmen wurden sieben kongenitale Skoliosen gefunden, was einer Prävalenz von 0,046 % entspricht (Shands und Eisberg 1955). Bei einer weiteren Reihenuntersuchung an einer Schule wurden von 1764 untersuchten Kindern zwei mit kongenitaler Skoliose gefunden, was einer Prävalenz von 0,1 % entspricht (Dickson et al. 1980).

Kongenitale Skoliosen können früh zu schweren Krümmungen und damit einhergehenden Einschränkungen, wie z. B. dem *thoracic insufficiency syndrome*, führen (Campbell et al. 2003). Die schnellste Progression wies in einer Studie von McMaster und Ohtsuka die unilaterale unsegmentierte Spange mit kontralateralem Halbwirbel auf, die besonders im thorakolumbalen Bereich ein Fortschreiten von über 10° im Jahr zeigte. Auch die unilaterale unsegmentierte Spange sowie das Vorliegen von zwei Halbwirbeln führen zu einer Progression von bis zu 9° bzw. 5° im Jahr. Deutlich langsames Fortschreiten zeigten einzelne Halbwirbel, Keilwirbel und Blockwirbel (McMaster und Ohtsuka 1982). Die rasche Progression sowie die Tatsache, dass kongenitale Skoliosen nicht auf konservative Therapien, wie z. B. Korsetttherapie, ansprechen, indiziert in vielen Fällen eine frühzeitige operative Therapie (Hefti 2002).

1.2.2 Neuromuskuläre Skoliose

Bei den neuromuskulären Skoliosen liegt keine Deformität der Wirbelkörper, sondern eine Störung der muskulären Funktion vor. Die neuromuskuläre Skoliose lässt sich anhand ihrer Ätiologie in zwei Gruppen einteilen, die Skoliosen neuropathischen und die muskulären Ursprungs. Bei den neuropathischen Skoliosen sind entweder das erste, das zweite oder beide Motoneuronen betroffen. Bei den muskulären Skoliosen dagegen ist primär die Funktion der Muskeln gestört (Brunner und Gebhard 2002; Matussek 2013).

Die zugrunde liegende Ätiologie neuromuskulärer Skoliosen ist sehr unterschiedlich, wobei den meisten gemeinsam ist, dass die Ursache angeboren ist oder frühzeitig erworben wurde (Matussek 2013).

Die Wahrscheinlichkeit, im Rahmen dieser Erkrankungen eine Skoliose zu entwickeln, variiert je nach Krankheit deutlich. So hatten in einer Studie von Persson et al. nur 8 % aller untersuchten Kinder mit Zerebralparese in der Röntgenaufnahme eine Wirbelsäulenkrümmung mit einem Cobb-Winkel über 10° (Persson-Bunke et al. 2012), andere Studien fanden eine Prävalenz von 21 % (Balmer und MacEwen 1970) bzw. 38 % (Rosenthal et al. 1974). Bei Patienten mit Morbus Duchenne dagegen entwickelten in einer Studie von Smith et al. im Verlauf alle untersuchten Patienten im Verlauf eine Skoliose (Smith et al. 1989). Auch Patienten, die an Spinaler Muskelatrophie erkrankt sind, entwickelten zu 98 % eine Skoliose, sobald sie nicht mehr gehfähig waren (Granata et al. 1989). Bei Kindern mit Meningomyelozele fanden Samuelsson und Eklöf in 89 % der Fälle eine Skoliose, wobei die Häufigkeit und Schwere der Skoliosen sich mit der Höhe der Rückenmarksschädigung veränderte (Samuelsson und Eklöf 1988).

In einer Studie von Fujak et al. lag die Krümmung in 97 % der Fälle im thorakolumbalen Bereich, der Kurventyp war bei neuromuskulären Skoliosen infolge einer spinalen Muskelatrophie in 83 % der Fälle C-förmig (Fujak et al. 2013). Je schwerer die Beeinträchtigung bzw. die Behinderung ist, desto eher liegt eine C-förmige Skoliose vor (Piazzolla et al. 2011; Hasler 2013).

1.2.3 Idiopathische Skoliose

Bei der idiopathischen Skoliose, die die häufigste aller Skoliosen darstellt, können keine ätiologischen Ursachen gefunden werden. Daher wird die Diagnose der idiopathischen Skoliose erst gestellt, wenn alle anderen Ursachen wie Wirbelfehlbildungen, neuromuskuläre Erkrankungen und Syndrome ausgeschlossen wurden (Niethard et al. 2009; Wynne-Davies 1968; Harrington 1977).

Man vermutet, dass die Ätiologie der idiopathischen Skoliose multifaktoriell ist (Lowe et al. 2000; Matussek 2013). So nahmen van Rhijn et al. an, dass die idiopathische Skoliose durch genetische Ursachen bedingt ist, da sie bei betroffenen Familien gehäuft vorkam und auch bei eineiigen Zwillingen deutlich häufiger als bei zweieiigen Zwillingen auftrat (Van Rhijn et al. 2001). Eine andere Möglichkeit könnte eine Schädigung des zentralen Nervensystems (Barrios et al. 1987) oder ein hormoneller Einfluss, z. B. durch das *growth hormone*, sein (Ahl et al. 1988). Auch muskuläre Veränderungen werden diskutiert, unter anderem der Anstieg von Bindegewebe innerhalb der Muskeln sowie eine Größenveränderung und Aufspaltung von Muskelfasern (Yarom und Robin 1979). Zudem konnte gezeigt werden, dass bei Mädchen mit Skoliose der Wachstumsschub in der Pubertät im Durchschnitt ein Jahr früher auftritt und der sechste Brustwirbelkörper bei Kindern mit idiopathischer Skoliose größer war als in der Kontrollgruppe. Dies lässt darauf schließen, dass zumindest ein Abschnitt der Wirbelsäule bei Patienten mit idiopathischer Skoliose größer ist als in der Durchschnittsbevölkerung. Man kann daher vermuten, dass das Wachstumsverhalten einen Einfluss auf die Entwicklung der idiopathischen Skoliose hat (Skogland und Miller 1981).

Jedoch bleibt die genaue Ursache der Skoliose weiterhin unbekannt, und es lässt sich nicht feststellen, ob es sich bei den bekannten Auffälligkeiten bei Patienten mit idiopathischer Skoliose um Ursache oder Folge der Skoliose handelt (Lowe et al. 2000).

In den vergangenen Jahren wurde vermehrt nach einer genetischen Grundlage der idiopathischen Skoliose gesucht, um so die Wahrscheinlichkeit des Auftretens einer idiopathischen Skoliose sowie der Progression besser einschätzen zu können. Ogilvie et al. fanden in einer Gruppe von 145 Patienten mit adoleszenter idiopathischer Skoliose (AIS) eine Verwandtschaft zwischen den Probanden in 97 % der Fälle (Ogilvie et al. 2006). Inzwischen ist ein genetischer Test erhältlich, mit welchem das Progressionsrisiko der AIS für kaukasische Patienten eingeschätzt werden kann (Ogilvie 2011).

Die idiopathische Skoliose wird abhängig vom Alter in drei Gruppen eingeteilt (James 1954):

- Infantile idiopathische Skoliosen für Kinder unter drei Jahren
- Juvenile idiopathische Skoliosen für Kinder im Alter von drei bis zehn Jahre
- Adoleszente idiopathische Skoliose (AIS) für Kinder über zehn Jahre

In der neueren Literatur wird auch der Begriff *early onset scoliosis* als Sammelbegriff aller Skoliosen im Kindesalter ohne Unterscheidung der Ätiologie verwendet. Die verwendeten Altersgrenzen sind dabei unterschiedlich, nach einer Übereinkunft der *Scoliosis Research Society* fallen alle Skoliosen mit Beginn im Alter unter zehn Jahren darunter (El-Hawary und Akbarnia 2015).

1.2.3.1 Infantile idiopathische Skoliose

Die Prävalenz der infantilen idiopathischen Skoliose wird sehr unterschiedlich angegeben, da teilweise die Säuglingsskoliose mit in die Definition einbezogen wird, welche in der überwiegenden Zahl der Fälle eine Haltungstörung darstellt und nur in Ausnahmefällen in eine schwere Skoliose übergeht. (Wynne-Davies 1968). Während in einer Studie in Nordamerika gezeigt wurde, dass nur 0,5 % aller idiopathischen Skoliosen infantil sind (Riseborough und Wynne-Davies 1973), waren in Großbritannien ca. 33 % aller idiopathischen Skoliosen vom infantilen Typ (Wynne-Davies 1968). Außerdem liegt bei der infantilen idiopathische Skoliose ein unterschiedlich häufiges Auftreten zwischen den Geschlechtern vor. Es konnte gezeigt werden, dass Jungen im Verhältnis 3:2 häufiger betroffen sind als Mädchen (James 1954; Wynne-Davies 1975b). Der Kurventyp ist bei der infantilen idiopathischen Skoliose mit 88 % (Wynne-Davies 1968) bzw. 76 % aller Krümmungen deutlich häufiger links-konvex gebeugt (Wynne-Davies 1975b).

1.2.3.2 Juvenile idiopathische Skoliose

Die Prävalenz der juvenilen idiopathischen Skoliose liegt zwischen 10,6 % und 16,2 % aller idiopathischen Skoliosen (Riseborough und Wynne-Davies 1973; Keiser und Shufflebarger 1976). Während sich im Alter von 4 bis 6 Jahren noch eine Geschlechtsverteilung

zugunsten der Jungen ergibt, kehrt sich dieses Verhältnis mit steigendem Alter um (Figueiredo und James 1981). Eine rechts-konvexe thorakale Krümmung trat häufiger auf, mit 77,5 % bei Figueiredo und James und 69 % bei Robinson und McMaster (Figueiredo und James 1981; Robinson und McMaster 1996).

1.2.3.3 Adoleszente idiopathische Skoliose

Adoleszente idiopathische Skoliosen (AIS) bilden den größten Anteil an den idiopathischen Skoliosen. Wynne-Davies fand 53 % AIS (Wynne-Davies 1968), Riseborough und Wynne-Davies ordneten 89 % aller idiopathischen Skoliosen dem adoleszenten Typ zu (Riseborough und Wynne-Davies 1973). Bei Goldberg et al. traten 80,9 % aller idiopathischen Skoliosen in der Adoleszenz auf (Goldberg et al. 2008). Dabei zeigte sich ein deutlich häufigeres Auftreten bei Mädchen, die bei Riseborough und Wynne-Davies zu 81,3 % (Riseborough und Wynne-Davies 1973) und bei Wynne-Davies zu 85,2 % (Wynne-Davies 1968) betroffen waren. Goldberg et al. fanden mit 91,4 % ein sogar noch häufigeres Auftreten bei Mädchen (Goldberg et al. 2008). Der Kurventyp war dabei bei 90 % bis 97 % der betroffenen Patienten mit AIS thorakal rechts-konvex (Wynne-Davies 1968; Riseborough und Wynne-Davies 1973). Daher sollte bei Vorliegen einer AIS mit links-konvexer thorakaler Skoliose immer ein Magnetresonanztomogramm zum Ausschluss intraspinaler Pathologien erfolgen (Barnes et al. 1993).

1.3 Klassifikation von Skoliosen

Skoliosen lassen sich anhand unterschiedlicher Kriterien einteilen, wie z. B. der Ätiologie, der Prognose oder des Alters. Um Therapieergebnisse und Verläufe zu vergleichen, wurden in den vergangenen Jahrzehnten mehrere Klassifikationen zur Einordnung der Skoliose entwickelt (Ponseti und Friedman 1950; King et al. 1983; Lenke et al. 2001).

Da die AIS, wie oben aufgeführt, die häufigste Form der Skoliose ist (Riseborough und Wynne-Davies 1973; Matussek 2013), wurden die gängigsten Klassifikationen für die AIS entwickelt (King et al. 1983; Lenke et al. 2001). Zur Klassifikation von Wirbelsäulendeformitäten anderer Entitäten werden im Allgemeinen die AIS-Klassifikationen angewandt, was je nach Deformitätstypus zu Ungenauigkeiten und Schwierigkeiten führen kann. Dies wird besonders deutlich, wenn kongenitale Skoliosen mit schweren Wirbeldeformitäten klassifiziert werden sollen. Dies wurde mündlich im Jahr 2013 durch Frau Professor A.-K. Hell mitgeteilt.

1.3.1 King-Klassifikation

King et al. veröffentlichten 1983 ihre Klassifikation zur Einteilung von idiopathischen Skoliosen, die nach ihrem Erstautor King-Klassifikation genannt wird (King et al. 1983). Bei dieser Klassifikation werden Skoliosen nach Lage und Ausmaß der Kurven anhand der Bestimmung durch den Cobb-Winkel (Cobb 1948) im *anterior-posteriorem* (a.p.) Röntgenbild

sowie der Flexibilität der Krümmungen beurteilt. Für diesen sogenannten Flexibilitätsindex wird zuerst in den Bending-Aufnahmen die maximal mögliche Aufrichtung der Kurven gemessen. Von der prozentualen Korrektur der lumbalen Kurve wird dann die prozentuale Korrektur der thorakalen Kurve abgezogen (King et al. 1983). Daraus ergeben sich fünf verschiedene Typen, King I bis V (Tabelle 1; Abbildung 1):

Tabelle 1: King-Klassifikation (King et al. 1983)

Typ	Definition
King I	Es liegt eine S-förmige Krümmung vor, bei der sowohl die thorakale als auch die lumbale Kurve die Mittellinie überschreiten. Die lumbale Kurve ist größer als die thorakale und der Flexibilitätsindex ist negativ, was bedeutet, dass die lumbale Kurve rigider ist.
King II	Es liegt eine S-förmige Krümmung vor, die thorakale Kurve ist größer als die lumbale, der Flexibilitätsindex ist positiv.
King III	Es besteht eine thorakale Kurve, die lumbale Krümmung überschreitet die Mittellinie nicht.
King IV	Es liegt eine lange thorakale Krümmung vor, der LWK (Lendenwirbelkörper) 5 steht zentriert über dem Sakrum, der LWK 4 neigt sich in Richtung der Krümmung.
King V	Es besteht eine thorakale Doppelkrümmung, bei der sich der BWK (Brustwirbelkörper) 1 in die Konvexität der ersten Kurve neigt.

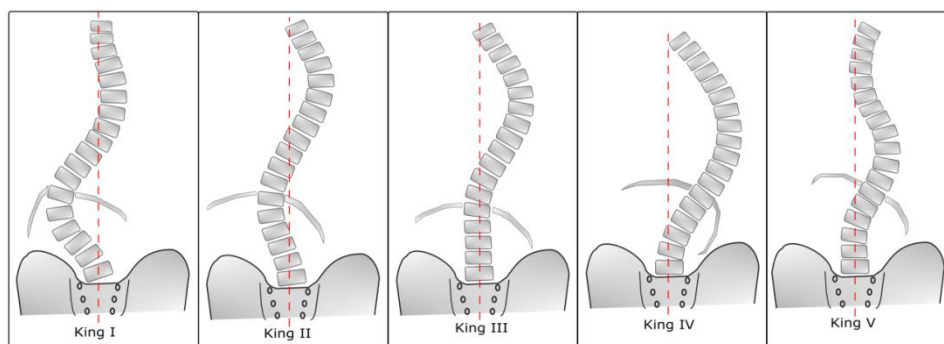


Abbildung 1: Die fünf Typen der King-Klassifikation (King et al. 1983), eigene Abbildung

1.3.2 Lenke-Klassifikation

Da die King-Klassifikationen eine mäßige Intra- und Interobserver Reliabilität zeigte (Cummings et al. 1998), entwickelten Lenke et al. 2001 eine neue Klassifikation zur Einteilung von AIS. Im Unterschied zur King-Klassifikation wird dabei nicht nur der Kurventyp, sondern auch das Ausmaß der Kurven sowie das sagittale Profil beurteilt.

Anhand der Lenke-Klassifikation lassen sich sechs verschiedenen Kurvenverläufe bei Skoliosen in 54 Untergruppen einteilen. Die Zuordnung anhand von Röntgenaufnahmen erfolgt in drei Schritten (Lenke et al. 2001).

1.3.2.1 Kurventyp

Als erstes wird die Lokalisation der Kurve in der a.-p.-Röntgenaufnahme bestimmt (Tabelle 2):

Tabelle 2: Lenke-Klassifikation: Lokalisation der Kurve (Lenke et al. 2001)

Lokalisation:	Scheitelpunkt der Kurve
<i>Proximal thoracic</i>	Apex zwischen BWK 2 und BWK 6
<i>Main thoracic</i>	Apex zwischen BWK 6 und Bandscheibe BWK 11/12
<i>Thoracolumbar</i>	Apex zwischen BWK 12 und LWK 1
<i>Lumbar</i>	Apex zwischen Bandscheibe LWK 1 und 2 und LWK 4

Krümmungen werden als strukturell bezeichnet, wenn sie in den Bending-Aufnahmen einen Cobb-Winkel von mindestens 25° aufweisen oder eine Kyphose von mindestens 20° zwischen BWK 2 und 5 für die *proximal thoracic*-Kurven bzw. zwischen BWK 10 und LWK 2 für die *main thoracic*-, *thoracolumbar*- oder *lumbar*-Kurven vorliegt. Die größte strukturelle Kurve wird als *major*, die kleineren Nebenkrümmungen als *minor* bezeichnet. Die Nebenkrümmungen können sowohl strukturell als auch nicht strukturell sein (Lenke et al. 2001). Daraus ergeben sich sechs Kurventypen (Tabelle 3; Abbildung 2):

Tabelle 3: Lenke-Klassifikation: Kurventyp (Lenke et al. 2001)

Kurventyp	Definition
Lenke 1/ <i>Main thoracic</i>	Es liegt eine strukturelle thorakale Hauptkrümmung vor, Nebenkrümmungen sind nicht strukturell.
Lenke 2/ <i>Double thoracic</i>	Sowohl die thorakale Hauptkrümmung als auch die hochthorakale Nebenkrümmung sind strukturell, weitere Nebenkrümmungen sind nicht strukturell.
Lenke 3/ <i>Double major</i>	Die thorakale Hauptkrümmung und die thorakolumbale/lumbale Nebenkrümmung sind strukturell, eine bestehende hochthorakale Nebenkrümmung nicht. Der Winkel der thorakalen Hauptkrümmung ist größer als der Winkel der thorakolumbalen/lumbalen Nebenkrümmung.
Lenke 4/ <i>Triple major</i>	Alle drei vorliegenden Krümmungen sind strukturell, die thorakale oder die thorakolumbale/lumbale Krümmung ist die Hauptkrümmung.
Lenke 5/ <i>Thoracolumbar/ Lumbar</i>	Thorakolumbale oder lumbale Hauptkrümmung, Nebenkrümmungen sind nicht strukturell.
Lenke 6/ <i>Thoracolumbar/ Lumbar - Main thoracic</i>	Sowohl die thorakolumbale/lumbale als auch die thorakale Krümmung sind strukturell. Die thorakolumbale/lumbale Krümmung ist die Hauptkrümmung, der Cobb-Winkel dieser Kurve ist größer als der der thorakalen Nebenkrümmung. Weitere Nebenkrümmungen sind nicht strukturell.

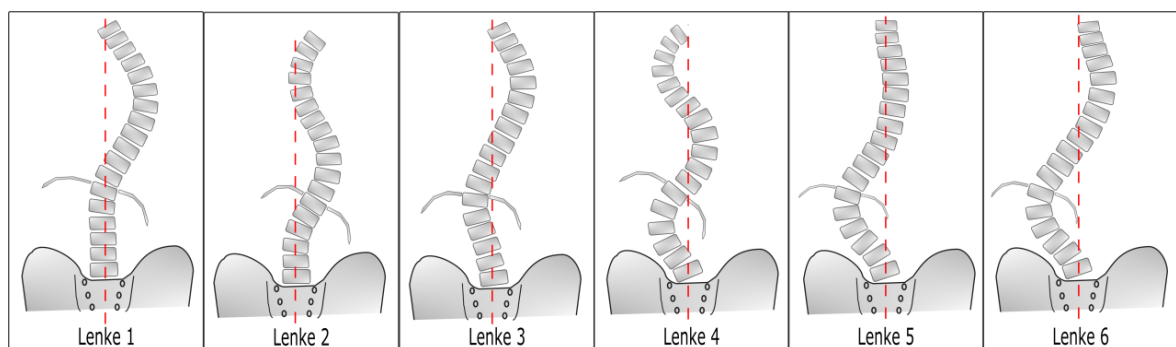


Abbildung 2: Kurventypen der Lenke-Klassifikation (Lenke et al. 2001), eigene Abbildung

1.3.2.2 *Lumbar spine modifier*

Im nächsten Schritt wird der sogenannte *lumbar spine modifier* festgesetzt. Dafür wird eine senkrechte Linie, die *central sacral vertical line* (CSVL) durch das Sakrum gelegt (siehe Abbildung 3, rot gestrichelte Linie). Ein Beckenschiefstand von mehr als 2 cm muss vor der stehenden Röntgenaufnahme ausgeglichen werden. Der Wirbelkörper, der durch die

CSVL am ehesten in zwei gleichgroße Hälften geteilt wird, wird als *stable vertebra* bezeichnet. Trifft dies gerade für eine Bandscheibe zu, wird der nächst kaudal gelegene Wirbelkörper als *stable vertebra* definiert (Lenke et al. 2001). Es ergeben sich drei mögliche Typen (Tabelle 4; Abbildung 3):

Tabelle 4: Lenke-Klassifikation: *lumbar spine modifier* (Lenke et al. 2001)

<i>Lumbar spine modifier</i> – Typ	Definition
Typ A	CSVL verläuft zwischen den Pedikeln der Wirbelkörper bis zum <i>stable vertebra</i> , es liegt nur eine geringe lumbale Krümmung vor.
Typ B	CSVL läuft medial an der konkaven Seite des Pedikels zum konkaven Rand des <i>stable vertebra</i> . Es liegt eine mäßige lumbale Krümmung vor.
Typ C	CSVL verläuft medial der Wirbelkörper zum <i>stable vertebra</i> , es liegt eine starke lumbale Krümmung vor.

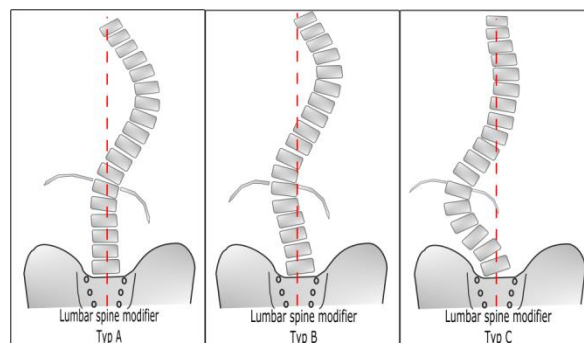


Abbildung 3: *lumbar spine modifier* der Lenke-Klassifikation (Lenke et al. 2001), eigene Abbildung

1.3.2.3 *sagittal thoracic modifier*

Im letzten Schritt wird der *sagittal thoracic modifier* bestimmt. Hierfür wird die Kyphose zwischen BWK 5 und BWK 12 vermessen (Lenke et al. 2001). Auch hier wurden drei verschiedenen Typen festgelegt (Tabelle 5):

Tabelle 5: Lenke-Klassifikation: *sagittal thoracic modifier* (Lenke et al. 2001)

<i>sagittal thoracic modifier</i> – Typ	Definition
-	Cobb-Winkel der Kyphose ist $\leq 10^\circ$.
N	Cobb-Winkel der Kyphose liegt zwischen 10° und 40° .
+	Cobb-Winkel der Kyphose ist $\geq 40^\circ$.

Aus der detaillierten Analyse, die bei der Einteilung der AIS in diese Klassifikation erfolgt, hat sich das Vorgehen zur Wahl der Versteifungshöhen entwickelt (siehe 1.4.2.2).

1.3.3 3D-Klassifikation

Wie bereits in Kapitel 1.1 erwähnt, besteht die Skoliose aus mehreren Komponenten, der seitlichen Krümmung nach rechts oder links, und der Rotation der entsprechenden Wirbelkörper. Diese Rotation entspricht einer dreidimensionalen Veränderung, die jedoch auf den verwendeten Röntgenaufnahmen kaum abgebildet wird und somit auch keinen bzw. kaum Eingang in die vorgestellten King- und Lenke-Klassifikationen findet (Duong et al. 2006).

Es gibt daher Versuche, eine 3D-Klassifikation zu entwickeln. In verschiedenen Studien konnte bereits gezeigt werden, dass Kurvenprofile, die auf koronaren Röntgenaufnahmen nahezu identisch aussehen, sowohl in den sagittalen Aufnahmen als auch in der 3D-Rekonstruktion einen deutlichen Unterschied aufweisen (Sangole et al. 2009; Kadoury und Labelle 2012). Durch diese Studien wurden Ansätze zur Entwicklung einer 3D-Klassifikation geschaffen (Kadoury und Labelle 2012).

1.3.3.1 Dreidimensionale Computertomographie (CT) Rekonstruktion zur individuellen Planung

Präoperative dreidimensionale Rekonstruktionen mittels CT (Wimmer et al. 2015) oder des *EOS Röntgensystems* der Firma *Sanomed* (Morvan et al. 2011) ermöglichen eine präzise Analyse der Deformität und sind in der Planung und Therapiekontrolle von konservativen und operativen Verfahren sehr wertvoll. Besonders bei operativen Verfahren kann durch die individuelle CT Planung Operationszeit und Strahlung reduziert werden (Jin et al. 2012; Hedequist und Emans 2003).

1.4 Behandlung von Skoliosen im Kindesalter

1.4.1 Konservative Methoden

Ziele der konservativen Behandlung von Skoliosen sind eine Verbesserung der Deformität bzw. das Aufhalten der Progredienz der Krümmung sowie indirekt eine Verbesserung der

Lungenfunktion. Hierfür stehen verschiedene Methoden zur Verfügung, wie z. B. Physiotherapie, die bereits ab einer Krümmung von 10° durchgeführt wird, die Datenlage hierfür ist allerdings sehr limitiert. Eine weitere Möglichkeit ist eine Korsetttherapie, die ab einer Krümmung von 20° abhängig von Alter, Wachstum und Progression angewandt wird, um ein Fortschreiten zu verhindern (Trobisch et al. 2010; Brunner und Gebhard 2002; Weiss et al. 2003).

1.4.2 Operative Therapien von Skoliosen

Im Allgemeinen wird bei Vorliegen einer AIS mit einer Krümmung von 40° bis 60° eine operative Versteifung der Wirbelsäule im betroffenen Bereich empfohlen. Abhängig von Art, Ausmaß und Progredienz der Deformität im Verlauf sowie dem individuellen Reifegrad muss von einem signifikanten Fortschreiten der Krümmungen ausgegangen werden (Edgar und Mehta 1988; Weinstein und Ponseti 1983). Das Ziel dieser Operation besteht darin, die deformierten Anteile der Wirbelsäule unter Erhalt bzw. Wiederherstellung des frontalen und sagittalen Profils bestmöglich zu korrigieren. Weitere Ziele sind die Verbesserung bzw. der Erhalt der Lungenfunktion und die Vorbeugung von Rückenschmerzen (Dobbs et al. 2006; Patel et al. 2008; Negrini et al. 2012). Heutzutage wird außerdem versucht, die Wirbelsäule so kurzstreckig wie möglich zu versteifen, um möglichst viele Bandscheiben als flexible Elemente für die Bewegung des Patienten zu erhalten. Dies hat sich aus der Beobachtung ergeben, dass langstreckige Versteifungen oft zu Anschlusssegmentpathologien im Verlauf führen können, wie z. B. Rückenschmerzen, Bandscheibenpathologien, verminderte Beweglichkeit der Wirbelsäule, Spondylolisthesen oder vermehrte Sklerose der Facettengelenke (Connolly et al. 1995; Lark et al. 2013).

1.4.2.1 Spondylodese

Generell unterscheidet man bei der operativen Behandlung von Wirbelsäulendeformitäten im Kindes- und Jugendalter zwischen sogenannten „mitwachsenden“ und versteifenden Verfahren, wobei letztere im Normalfall den Endpunkt der operativen Behandlung im Jugendalter darstellen (Hell et al. 2004; Halm et al. 2009).

Versteifende Verfahren lassen sich in ventrale und dorsale Spondylodesen bzw. die Kombination beider in der Extremform der *vertebral column resection* einteilen (Dwyer et al. 1969; Harrington 1962; Halm et al. 2009; Boachie-Adjei und Bradford 1991).

Bei ventralen Spondylodesen, die erstmals 1969 von Dwyer et al. vorgestellt wurden, wird durch das Instrumentarium Kompression auf die konvexe Seite der Krümmung angewandt (Dwyer et al. 1969).

Aktuell haben sich zunehmend dorsale Techniken durchgesetzt, die das Prinzip der Distraction an der konkaven Seite der Krümmung nutzen. Erstmals wurde 1962 das Harrington-Instrumentarium vorgestellt, welches in den folgenden Jahren 35 Mal modifiziert wurde (Harrington 1962). Die 1982 von Luque vorgestellte segmentale spinale

Instrumentation bot einige Vorteile gegenüber der Harrington-Instrumentation, wie die verbesserte Erhaltung des sagittalen Profils, einen geringeren Verlust der Korrektur im Verlauf und die frühere Mobilität der Patienten postoperativ (Luque 1982; McMaster 1991).

Der Vorteil des in den 1980er Jahren entwickelten Cotrel-Dubousset-Instrumentariums gegenüber den bereits erwähnten OP-Techniken war besonders die deutlich verbesserte Korrektur der Wirbelsäulendeformität in allen Ebenen (Cotrel et al. 1988; Dubousset und Cotrel 1991).

In den letzten Jahrzehnten wurden vermehrt Wirbelsäulenimplantate entwickelt, die sich im Wesentlichen in drei Kategorien zusammenfassen lassen.

1. Hakengetragene Doppelstabsysteme
2. Pedikelschraubengetragene Doppelstabsysteme
3. Hybridsysteme aus beiden vorher genannten Systemen.

Aktuell werden in der überwiegenden Zahl Pedikelschrauben verwendet, welche eine größtmögliche Stabilität gewährleisten (De Kleuver et al. 2014).

1.4.2.2 Wahl der Versteifungshöhe anhand der Klassifizierungen

Wegen der oben beschriebenen Problematik der Anschlusssegmentpathologien wird heutzutage großer Wert auf eine detaillierte Planung der Versteifungshöhe bei Patienten gelegt. Es wird versucht, unter Beibehaltung einer möglichst optimalen Korrektur so wenig Segmente wie möglich zu versteifen (Newton et al. 2010; Trobisch et al. 2013).

Zum Erreichen dieses Therapieziels ist eine sorgfältige Auswertung der radiologischen Bilder nötig, wie z. B. die Analyse der präoperativen Bending-Bilder. Anhand der Bending-Aufnahmen lassen sich die Kurven in strukturell und nicht strukturell unterscheiden. Strukturelle Kurven bleiben in der Bending-Aufnahme größer als 25° bzw. haben eine Kyphose von mehr als 20° zwischen BWK 2 und 5 bzw. BWK 10 und LWK 2, nicht strukturelle Kurven weisen diese Merkmale nicht auf (Lenke et al. 2001). Im Regelfall erfolgt eine Versteifung der strukturellen Kurven (Trobisch et al. 2013).

Da die King-Klassifikation eine schlechte Intra- und Interobserver Reliabilität hatte (Lenke et al. 1998; Cummings et al. 1998), erfolgt heutzutage die Wahl der Versteifungshöhe anhand der verschiedenen Typen der Lenke-Klassifikation (Newton et al. 2010).

Bei Typ 1-Kurven, den *main thoracic curves*, wird als oberster Wirbel der Spondylodese je nach Schulterstand ein Wirbel zwischen BWK 3 bis BWK 5 gewählt. Der unterste Wirbel der Spondylodese unterscheidet sich je nach *lumbar spine modifier*. Bei Typ 1A ist der unterste Wirbel, der noch von der CSVL berührt wird, der unterste versteifte Wirbel, bei Typ 1B ist er der höchste Wirbel, der von der CSVL halbiert wird. Bei Typ 1C ist die Frage, ob die lumbale Kurve mit versteift werden muss, von verschiedenen Parametern wie dem Verhältnis der Winkel der beiden Kurven und der *apical vertebral translation*, also dem

Abstand von BWK 7 von der CSVL abhängig und muss individuell diskutiert werden (Newton et al. 2010).

Für die Versteifung der Typ 2-Kurven, den *double thoracic curves*, wählt man als obersten instrumentierten Wirbel je nach Schulterstand BWK 2 oder BWK 3. Der unterste versteifte Wirbel wird auf die gleiche Art wie bei den Typ 1-Kurven bestimmt (Newton et al. 2010).

Auch für die Typ 3-Kurven, den *double major curves*, fällt die Wahl des höchsten Wirbels der Spondylodese je nach Schulterstand auf BWK 3 bis BWK 5. Der tiefste instrumentierte Wirbel ist der am meisten kranial gelegene Wirbel, der von der CSVL berührt wird (Newton et al. 2010).

Da bei den Typ 4-Kurven, den *triple major curves*, alle Abschnitte der Wirbelsäule von der Skoliose betroffen sind, muss ein großer Teil der Wirbelsäule versteift werden, meist von BWK 2 oder BWK 3 bis LWK 3 oder LWK 4. Die genauen Höhen werden analog den bereits besprochenen Merkmalen gewählt (Newton et al. 2010).

Die Spondylodese der Typ 5-Kurven, der *thoracolumbar/lumbar curves*, sollte alle konvexen Bandscheiben der Kurve enthalten (Newton et al. 2010).

Bei Typ 6-Kurven, den *thoracolumbar/lumbar-main thoracic curves*, werden beide Kurven versteift. Der oberste instrumentierte Wirbel ist je nach Schulterstand BWK 2 bis BWK 5, der unterste instrumentierte Wirbel ist der am meisten kaudal gelegenen Wirbel, der von der CSVL berührt wird (Newton et al. 2010).

Grundsätzlich muss die Auswahl der Höhen einer definitiven Versteifung auch schon für die Planung kindlicher Wirbelsäulenimplantate mit berücksichtigt werden. Dies wurde im Jahre 2013 von Frau Prof. A.-K. Hell mündlich mitgeteilt.

1.4.2.3 Thorax-Insuffizienz-Syndrom (*thoracic insufficiency syndrome, TIS*)

Bei starken Wirbelsäulendeformitäten entsteht abhängig vom Rotationsgrad der Skoliose sowie Ausmaß und Lokalisation der Krümmung eine Einschränkung der Lungenfunktion, wodurch es zu einer erhöhten Mortalität kommt (Campbell et al. 2003). Die Lebenserwartung ist unbehandelt deutlich reduziert, so fanden Pehrsson et al. eine durchschnittliche Lebenserwartung von 54 Jahren (Pehrsson et al. 1992). Da die Entwicklung der Lunge von der physiologischen Funktion des Thorax abhängig ist, kommt es bei Vorliegen eines deformierten Thorax sowie eines mangelhaften Wachstums des Thorax zu einem ungenügenden Wachstum der Lunge, was sich auch in einer reduzierten respiratorischen Funktion erkennen lässt (Campbell et al. 2003; Goldberg et al. 2003; Emans et al. 2004).

Die Einschränkung der Lungenfunktion wird als Thorax-Insuffizienz-Syndrom bezeichnet und beschreibt das Unvermögen des deformierten oder zu kleinen Thorax, eine normale Atemfunktion und ein regelrechtes Lungenwachstum zu unterstützen (Campbell et al. 2003).

1.4.3 Expandierende, „mitwachsende“ Systeme

Eine Wirbelsäulenversteifung durch herkömmliche Spondylodeseverfahren ist bei Wirbelsäulendeformitäten im Kindesalter mit verschiedenen schwerwiegenden Komplikationen wie dem Auftreten des Crankshaftphänomens oder mit schweren Lungenfunktionseinschränkungen verbunden (Dubousset et al. 1989; Karol et al. 2008).

Das Crankshaftphänomen beschreibt das Fortschreiten des ventralen Wachstums der Wirbelkörper nach einer dorsalen Wirbelsäulenversteifung und führt zur Zunahme der Deformität. Das Ausmaß der Progression war abhängig von der Anzahl der nichtversteiften Wachstumszonen und der verbleibenden Dauer des Wachstums (Dubousset et al. 1989).

Des Weiteren ließen ausgedehnte Fusionen im fusionierten Teil der Wirbelsäule kein oder nur ein minimales Wachstum zu, was zu einer verringerten Sitz- und Standhöhe der behandelten Kinder führte (Letts und Bobeck 1974). Durch das mangelhafte Längenwachstum der Wirbelsäule im fusionierten Teil kann es zu schweren Lungenfunktionseinschränkungen kommen (Campbell et al. 2003; Goldberg et al. 2003).

Somit trat bei kleinen Kindern mit schweren Wirbelsäulendeformitäten die Problematik auf, zwischen TIS durch eine frühzeitige Versteifung oder TIS durch den natürlichen Verlauf mit Krümmungszunahme wählen zu müssen. Ende des 20. Jahrhunderts wurden daher zur Vermeidung des TIS expandierende, „mitwachsende“ Systeme entwickelt, die als überbrückendes Verfahren während des Wachstums vor der endgültigen Spondylodese eingesetzt werden (Campbell und Smith 2007; Hell et al. 2004).

1.4.3.1 *Growing rods*

Harrington et al. stellten 1962 die *growing rods* vor, die eine Aufrichtung der Wirbelsäule ohne Versteifung ermöglichten. Bei diesem System erfolgte eine Verankerung der ausziehbaren Stäbe mit Pedikelschrauben oder Haken ober- und unterhalb der Krümmung. Die Stäbe wurden alle sechs Monate durch einen operativen Eingriff verlängert (Harrington 1962). Heutzutage sind verschiedene Instrumentarien erhältlich, welche das Prinzip der *growing rods* nutzen (Dede et al. 2014). Das Auftreten von Komplikationen konnte durch Weiterentwicklungen der Instrumentarien reduziert werden, die Komplikationsrate war jedoch mit ca. 58 % über die gesamte Behandlungszeit hoch (Bess et al. 2010). Typische Komplikationen waren Infektionen, Brüche von Schrauben oder Stäben, Ausbildung einer Anschlusskyphose und Autofusion der Wirbelsäule (Bess et al. 2010; Cahill et al. 2010).

1.4.3.2 *Vertical expandable prosthetic titanium rib* (VEPTR)

Das *vertical expandable prosthetic titanium rib* (VEPTR)-System wurde erstmals 1989 bei einem Kind mit angeborenen Rippenmissbildungen und Skoliose, was bereits im Alter von sechs Monaten zu einem TIS geführt hatte, eingesetzt. Das VEPTR-System wurde als neuartiger

Therapieversuch implantiert und führte postoperativ bei diesem Indexpatienten zu einer deutlichen Verbesserung der Lungenfunktion sowie der Skoliose. Aufgrund dieses Erfolgs wurde das VEPTR-System weiterentwickelt und implantiert (Campbell et al. 2003). In Europa wurde das VEPTR-System erstmals 2002 an der Universitätskinderklinik beider Basel, Schweiz, implantiert (Hell et al. 2004).

Das VEPTR (*Synthes Spine Co.*, Paoli, Pa.) ist ein teleskopierbares Implantat aus Titan, welches für drei verschiedene operative Implantatverankerungsarten und in verschiedenen Größen erhältlich ist:

- Implantat Rippe zu Rippe
- Implantat Rippe zu LWS
- Implantat Rippe zu Beckenkamm

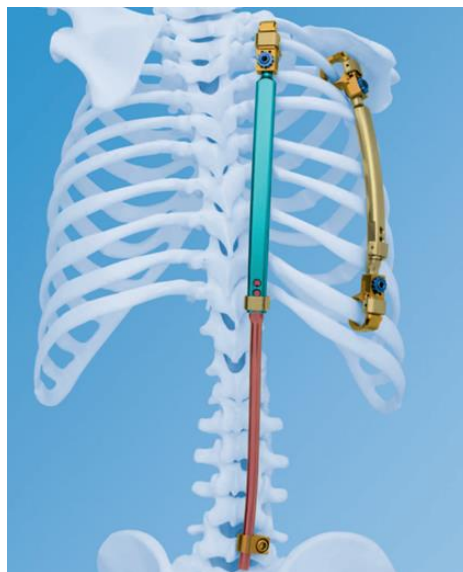


Abbildung 4: Die VEPTR-I-Systeme Rippe-Rippe und Rippe-LWS am Modell mit freundlicher Genehmigung der Firma *Synthes Spine*.

Die VEPTR-Implantate sind aktuell in zwei verschiedenen Ausführungen erhältlich, VEPTR-I und VEPTR-II.

Bei den Implantaten Rippe zu Rippe und Rippe zu Beckenkamm erfolgt keine direkte Manipulation der Wirbelsäule, beim Implantat Rippe zu LWS eine geringe Manipulation der Wirbelsäule durch Einsetzen eines Laminahakens. Dadurch kann eine Autofusion vermieden bzw. reduziert werden (Hell et al. 2004).

Das VEPTR-Implantat wird bei Kindern im Wachstum mit *thoracic insufficiency syndrome* in Kombination mit folgenden Diagnosen eingesetzt (Campbell und Smith 2007):

- Syndrom des instabilen Thorax, z. B. durch fehlende Rippen
- *Constrictive chest syndrome*, z. B. durch fusionierte Rippen
- Syndrom des hypoplastischen Thorax, z. B. durch das Jeune-Syndrom
- Kongenitale Skoliosen

- Neuromuskuläre Skoliosen

Liegt eine einseitige Deformität des Thorax wie bei fehlenden oder fusionierten Rippen vor, so wird das VEPTR-Implantat auf einer Seite eingesetzt. Besteht eine globale Hypoplasie des Thorax, wird das VEPTR-Implantat beidseitig implantiert (Campbell und Smith 2007).

Typische Komplikationen der VEPTR-Behandlung sind Probleme der Hautdeckung bei sehr schlanken Kindern, Ausrisse der Haken und Ringe (Hell et al. 2004), Ossifikationen, besonders im Rippenbereich (Groenefeld und Hell 2013), und Infektionen (Plaass et al. 2016).

Beim VEPTR-System wird dem Wachstum der Wirbelsäule Rechnung getragen, indem alle sechs Monate eine operative Verlängerung des Teleskopsystems vorgenommen wird (Hell et al. 2004). Dies bedeutet oft bis zu 20 Operationen pro Kind und ist sehr belastend für die Patienten und ihre Familien.

1.4.3.3 *Magnetic expansion control* (MAGEC)

Mit dem erstmals in Hongkong implantierten MAGEC wurde 2009 ein Implantat eingeführt, welches von extern durch Magnete steuerbar ist (Cheung et al. 2012). Das MAGEC ist ein spezieller teleskopierbarer Stab, welcher mithilfe von verschiedenen Verankerungsmethoden implantiert werden kann. Bei diesem System werden die regelmäßigen Verlängerungen nicht durch einen operativen Eingriff, sondern ambulant, ohne Operation mithilfe eines externen Magneten durchgeführt (Akbarnia et al. 2013). Das MAGEC-System hat daher den Vorteil, dass die Anzahl der Operationen reduziert wird und häufigere und damit physiologischere Verlängerungen möglich sind (Akbarnia et al. 2013; Cheung et al. 2012; Hickey et al. 2014).

1.5 Fragestellung der Arbeit

In der vorliegenden Untersuchung wurde folgende Hypothese zur Behandlung von Wirbelsäulendeformitäten bei Kindern und Jugendlichen aufgestellt und untersucht:

Zeigt sich im Laufe der gesamten Behandlung von Skoliosen im Kindes- und Jugendalter mit dem VEPTR-Implantat eine Änderung der Wirbelsäulendeformität sowohl im frontalen als auch im sagittalen Profil?

Sekundäre Fragestellungen der Arbeit waren:

1. Haben die Grunderkrankungen der Kinder einen Einfluss auf den Behandlungserfolg?
2. Wie verhält sich die Wirbelsäulendeformität nach Abschluss der VEPTR-Therapie?

2 Material und Methoden

2.1 Ethikkommission

Das Studienprotokoll mit dem Titel „Veränderung der Wirbelsäulendeformität bei Kindern mit VEPTR-Behandlung – retrospektive Auswertung“ wurde durch die Ethikkommission der medizinischen Fakultät der Georg-August-Universität Göttingen geprüft und am 05.12.2013 unter der Antragsnummer DOK_125_2013 genehmigt.

2.2 Studiendesign

Die Studie wurde von Dezember 2013 bis Juli 2016 als retrospektive Kohortenstudie im Schwerpunkt Kinderorthopädie unter der Leitung von Prof. Dr. A.-K. Hell an der Klinik für Unfallchirurgie, Orthopädie und Plastische Chirurgie der Universitätsmedizin Göttingen durchgeführt.

2.2.1 Einschluss- und Ausschlusskriterien

Aus der Gruppe von Kindern und Jugendlichen, die in den Jahren 2002 bis 2013 durch die Betreuerin in der Kinderorthopädie des Universitätskinderspitals beider Basel, Schweiz und in der Kinderorthopädie der Universitätsmedizin Göttingen erstmalig mit einem VEPTR-System versorgt worden sind, wurde das Studienkollektiv anhand folgender Einschlusskriterien ausgewählt:

- Alter bei Implantation $> 0,5$ und < 14 Jahre
- Nachuntersuchungszeitraum mindestens 2,5 Jahre
- Endpunkt Spondylodese, abgeschlossene Behandlung oder mindestens drei Nachuntersuchungen
- Diagnose einer kongenitalen, neuromuskulären oder idiopathischen Skoliose

Dementsprechend ergaben sich folgende Ausschlusskriterien:

- Alter $< 0,5$ und > 14 Jahre
- Nachuntersuchungszeitraum $< 2,5$ Jahre
- Endpunkt nicht erreicht
- Skoliose tumoröser Genese

2.3 Patienten

2.3.1 Patientenkollektiv

In der vorliegenden Studie erfolgte die Analyse eines Patientenkollektivs von 32 Kindern mit Wirbelsäulendeformitäten. Dieses Patientenkollektiv wurde entsprechend der in Kapitel 1.2. erläuterten Kriterien in die drei verschiedenen Typen der Skoliose eingeteilt, kongenital, neuromuskulär, idiopathisch.

2.3.2 Operative Versorgung mit dem VEPTR-System

Alle Patienten aus diesem Kollektiv wurden im Verlauf ihrer Behandlung mit einem VEPTR-System versorgt. Entsprechend Hell et al. wurden abhängig von Krümmungsgrad, Deformität und Grundkrankheit verschiedene Implantatkonstruktionen eingesetzt (Hell et al. 2004):

VEPTR - Lendenwirbelsäule (LWS): Ein Stab des VEPTR-Systems wird auf der konkaven Seite der Hauptkrümmung der Skoliose zwischen einer Rippe und der Lendenwirbelsäule implantiert. Bei einem Teil der Kinder wurde ein weiterer VEPTR-Stab zwischen zwei Rippen auf der gleichen Seite eingesetzt (siehe Abbildung 5). Bei zwei Kindern erfolgte ein Wechsel zwischen diesen Möglichkeiten, bei zwei weiteren Kindern fand ein Wechsel auf das folgende System statt.

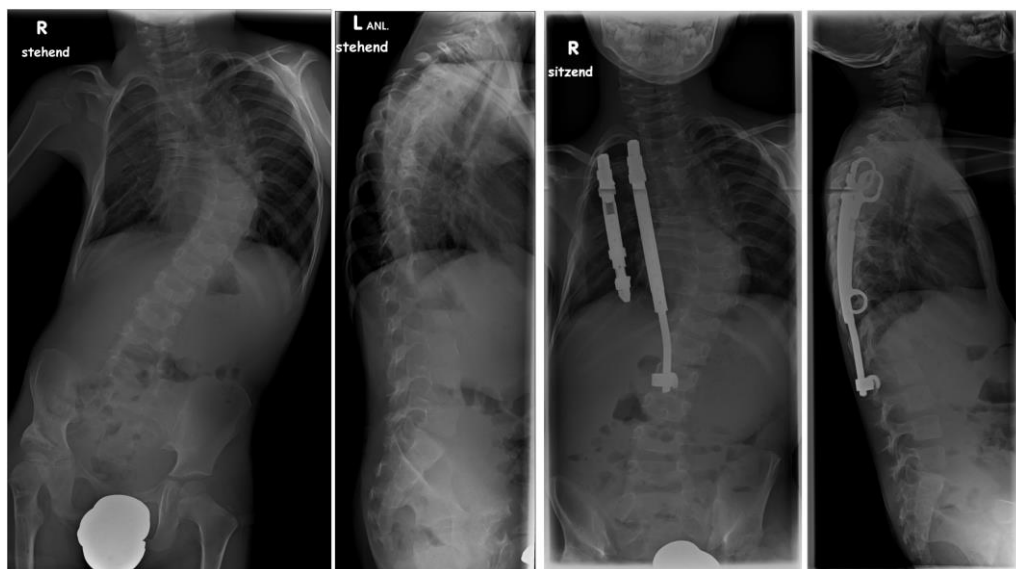


Abbildung 5: a.p.- und seit-Röntgenbilder der Wirbelsäule vor Implantation VEPTR und nach Implantation VEPTR Rippe-LWS (medial) sowie Rippe-Rippe (lateral)

VEPTR - Becken: Der VEPTR-Stab wurde zwischen Rippe und Beckenkamm implantiert. Hierbei gab es zwei Möglichkeiten: die einseitige Implantation auf der konkaven Seite der Hauptkrümmung der Skoliose. Dieses Konstrukt wurde eher in der Anfangsphase der

VEPTR-Behandlung durchgeführt. Als zweites Konstrukt wurde die Implantation von zwei Stäben rechts und links der Wirbelsäule durchgeführt (siehe Abbildung 6). Bei sechs Kindern erfolgte ein Umbau vom ersteren Konstrukt auf ein beidseitiges Implantat.

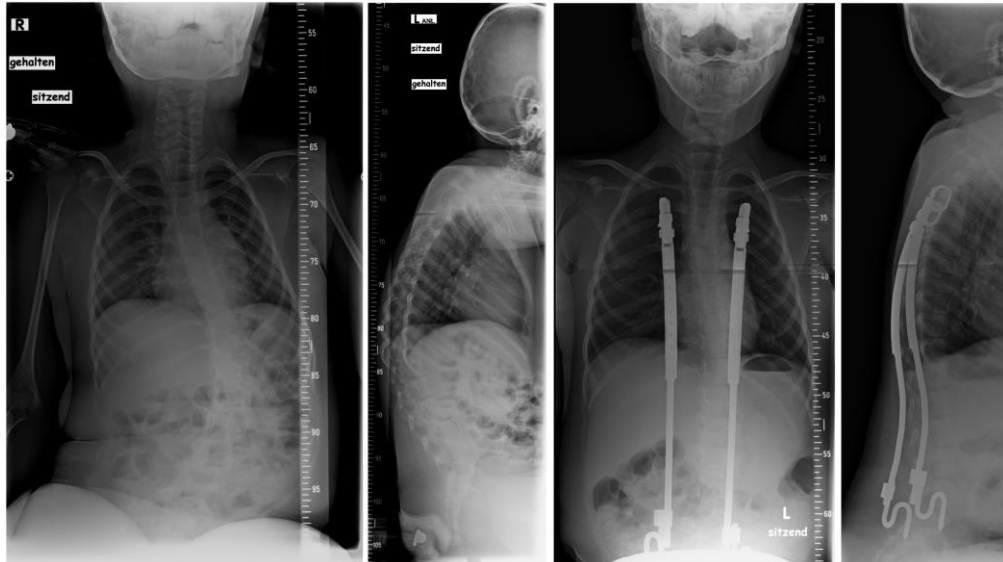


Abbildung 6: a.p. und seitliche Röntgenbilder der Wirbelsäule vor Operation und nach VEPTR Implantation Rippe-Becken beidseits

2.3.3 Versorgung zum Endpunkt der Untersuchung

Der Endpunkt der Untersuchung war die endgültige Versorgung der Patienten nach Abschluss der Behandlung mit dem VEPTR-System, wofür es unterschiedliche Lösungen gab. 23 Kinder (71,9 %) erhielten nach Beendigung der VEPTR-Behandlung eine Spondylodese, wobei aus dieser Gruppe 22 Patienten mit einer dorsalen Spondylodese versorgt wurden. Nur ein Kind erhielt eine ventrale Spondylodese.

Bei vier Kindern (12,5 %) wurde das vorimplantierte VEPTR-System auch nach Abschluss der expandierenden VEPTR-Behandlung endgültig belassen.

Zwei Patienten (6,3 %) erhielten nach Explantation des VEPTR-Systems keine weitere operative Versorgung, zwei weitere Patienten befanden sich bei Ende der vorliegenden Studie noch in regelmäßig expandierender Behandlung durch das VEPTR-System.

Bei einem Patienten (3,1 %) erfolgte die weitere Versorgung extern.

2.4 Datenerhebung

2.4.1 Datenerfassung

Nach Identifikation und Einschluss der Patienten in die Untersuchung wurden Alter bei Implantation, Geschlecht, Diagnose, Nachuntersuchungszeitraum und operative

Implantatverankerung sowie Vorliegen einer Hüftluxation vor VEPTR-Implantation in pseudonymisierter Form in einer Excel-Tabelle erfasst. Zusätzlich zu den unten beschriebenen Daten zur radiologischen Auswertung wurden noch Komplikationen, Wechsel der operativen Implantatverankerung und die Gehfähigkeit notiert.

2.4.2 Radiologische Auswertung

Von Dezember 2013 bis Juli 2016 wurden 403 Röntgenbilder ausgewertet, wobei 350 Röntgenbilder in digitaler und 53 Röntgenbilder in konventioneller Form vorlagen. Die digitalen Röntgenbilder wurden mithilfe des radiologischen Verarbeitungsprogramm *Centricity* der Firma *GE Healthcare* an einem Optiplex 790-Computer der Firma *Dell* ausgewertet. Die konventionell vorliegenden Röntgenbilder wurden an einem Röntgenbild-Betrachter der Firma *Planilux* mithilfe eines Geometrie-Dreiecks und eines Goniometers ausgemessen. Die Messungen der konventionellen Röntgenbilder wurden anhand des auf dem Röntgenfilm vorhandenen Maßstabs umgerechnet. In einem Fall war auf zwei konventionellen Röntgenbildern kein Maßstab vorhanden, so dass der Maßstab anhand unveränderlicher bzw. kaum veränderlicher Punkte bestimmt wurde, wie z. B. der Durchmesser des VEPTR-Stabs, welcher 6 mm beträgt.

Vor Implantation und nach Explantation des VEPTR-Systems wurden vier unterschiedliche Röntgenbilder aufgenommen und ausgewertet:

- Aufnahme der Wirbelsäule im *posterior-anterioren*-Strahlengang (p.a.) bzw. im a.p.-Strahlengang (Abbildung 7).



Abbildung 7: a.p.-Röntgenaufnahme der Wirbelsäule

- Aufnahme der Wirbelsäule im lateralen Strahlengang (Abbildung 8).



Abbildung 8: Röntgenbild der Wirbelsäule im lateralen Strahlengang

- zwei Bending-Aufnahmen der Wirbelsäule, in welchen die Röntgenbilder jeweils in maximaler Seitneigung der Patienten nach rechts bzw. links im a.p.-Strahlengang aufgenommen wurden. Hier erfolgte eine maximale Aufdehnung der jeweiligen thorakalen oder lumbalen Krümmungen. (Abbildung 9).



Abbildung 9: a.p.-Aufnahme der Wirbelsäule im Bending nach links zur Begradigung der Hauptkrümmung

Weitere Röntgenbilder der Wirbelsäule in zwei Ebenen (a.p./p.a. und lateral) wurden zu folgenden Zeitpunkten ausgewertet:

- nach Primärimplantation
- vor Explantation des VEPTR-Systems
- nach Verlängerungsoperationen alle zwei Jahre im Nachuntersuchungs-Zeitraum

Die Bending-Aufnahmen wurden im Liegen durchgeführt. Die a.p., p.a. und seitlichen Röntgenaufnahmen wurden je nach Grunderkrankung des Patienten im Sitzen oder Stehen durchgeführt. Bei sieben Kindern mussten auf Grund der vorliegenden Grundkrankheit einzelne Bilder (n=18) im Liegen durchgeführt werden.

Trotz sorgfältigster Recherche mit externem Anfordern der Bilder bei drei Patienten und Durchsuchen der Archive lagen von 494 potentiell auszuwertenden Aufnahmen 91 Röntgenbilder nicht vor, entsprechend einer Rate von 18,4 %. So fehlten 16 a.p./p.a.-Aufnahmen, 19 laterale Aufnahmen und 56 Bending-Aufnahmen.

2.4.3 Art und Bestimmung der Variablen im a.p./p.a.-Bild

Im a.p./p.a.-Bild wurde primär mithilfe der Cobb-Methode der Winkel der Hauptkrümmung sowie der darüber und darunter befindlichen Nebenkrümmungen bestimmt. Hierfür wurden jeweils der kraniale und kaudale Endwirbel der jeweiligen Krümmung bestimmt. Die Endwirbel sind diejenigen Wirbel, welche am meisten in Richtung der Krümmung geneigt sind, also am stärksten von der Horizontalen abweichen. An die Deck- bzw. Bodenplatten dieser Endwirbel wurden Geraden angelegt. Der Schnittwinkel der Geraden ergibt den Cobb-Winkel (Cobb 1948; Abbildung 10).

Abbildung 10 zeigt das Prinzip der Bestimmung des Cobb-Winkels im a.p.-Röntgenbild (Cobb 1948). Der Cobb-Winkel wird durch zwei Geraden definiert, welche parallel zur Deckplatte des oberen Neutralwirbels und parallel zur Grundplatte des unteren Neutralwirbels liegen.

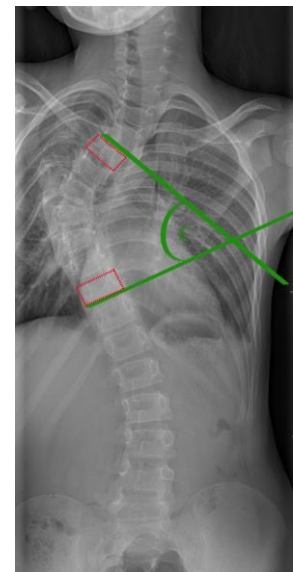


Abbildung 10: Bestimmung des Cobb-Winkels im a.p.-Bild

Zudem wurde für jede Krümmung der Scheitelwirbel bestimmt. Der Scheitelwirbel ist der Wirbelkörper, der am Scheitelpunkt der Krümmung liegt und am meisten rotiert ist (Lenke et al. 2001; Abbildung 11). Anhand dieses Scheitelwirbels wurde die Lage der Krümmung in zervikal, zervikothorakal, thorakal, thorakolumbal, lumbal und lumbosakral eingeteilt (Lenke et al. 2001; Tabelle 6).

Tabelle 6: Einteilung der Krümmung nach Lage des Scheitelwirbels

Einteilung	Lage des Scheitelwirbels
Zervikal	Halswirbelkörper (HWK) 2 – HWK 6
Zervikothorakal	HWK 7 – BWK 1
Thorakal	BWK 2- BWK 11
Thorakolumbal	BWK 12 – LWK 1
Lumbal	LWK 2 – LWK 4
Lumbosakral	LWK 5 - Sakrum

Abbildung 11 zeigt den Scheitelwirbel der rechtskonvexen thorakalen Krümmung im a.p.-Röntgenbild einer Stehendaufnahme der gesamten Wirbelsäule. Der Scheitelwirbel ist am wenigsten gekippt und am meisten rotiert.



Abbildung 11: Scheitelwirbel der Krümmung im a.p.-Bild

Als nächstes wurde der Beckenschiefstand bestimmt, indem eine Gerade zwischen die beiden Beckenkämme gelegt wurde. Der Schnittwinkel mit der Horizontalen ergibt den Winkel des Beckenschiefstands (Abbildung 12).

Abbildung 12 zeigt das Prinzip der Bestimmung des Beckenschiefstandes im a.p.-Röntgenbild. Zur Messung des Beckenschiefstandes wurde eine Gerade an die beiden Beckenkämme gelegt und der Schnittwinkel zur Horizontalen bestimmt.

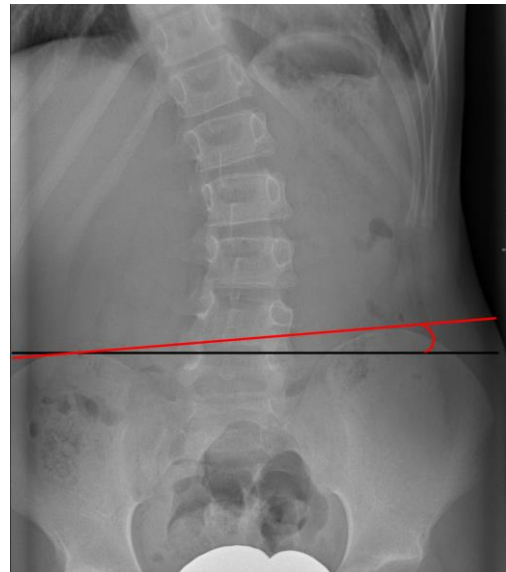


Abbildung 12: Bestimmung des Beckenschiefstandes im a.p.-Bild

Bei stehfähigen Patienten wurde eine Beinlängendifferenz anhand des Beckenschiefstandes auf dem a.p.-Röntgenbild der Wirbelsäule im Stehen bestimmt. Hierfür wurde jeweils eine Horizontale ausgehend von jeweils einem Beckenkamm gebildet. Die Entfernung zwischen beiden Horizontalen ergab die Beinlängendifferenz. Es wurde unterteilt in Beinlängendifferenzen größer oder kleiner 2 cm (Abbildung 13).

Abbildung 13 zeigt das Prinzip der Bestimmung der Beinlängendifferenz im a.p.-Röntgenbild. Die Beinlängendifferenz ist definiert als der Abstand zwischen den zwei Horizontalen, die an jeweils einem Beckenkamm angelegt wurden.

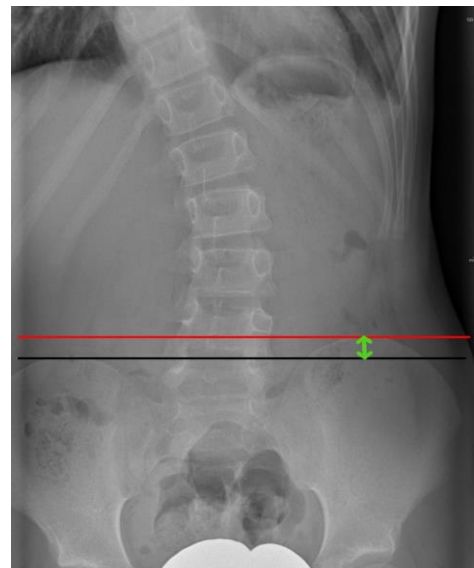


Abbildung 13: Bestimmung der Beinlängendifferenz im a.p.-Bild

Zusätzlich zu den obigen Analysen wurde noch die *horizontal distance* (HD) frontal gemessen. Hierzu wurde zuerst eine Tangente an die Beckenkämme gelegt. Eine Senkrechte, entsprechend der CSVL, wurde in die Mitte des Sakrums konstruiert. Der

Abstand zwischen CSVL und dem Zentrum von BWK 1 ergab die HD frontal (Abbildung 14).

Abbildung 14 zeigt das Prinzip der Bestimmung der HD frontal im a.p.-Röntgenbild. Die HD frontal ist definiert als der Abstand der CSVL zum Zentrum von BWK 1.



Abbildung 14: Bestimmung der HD frontal im a.p.-Röntgenbild

2.4.4 Art und Bestimmung der Variablen im lateralen Bild

Im lateralen Röntgenbild wurden die Krümmungswinkel der Kyphose und Lordose bestimmt. Hierbei wurden analog zur Cobb-Winkelmessung im a.p.-Bild jeweils der kraniale und kaudale Neutralwirbel bestimmt, die Geraden an die Deck- bzw. Bodenplatten gelegt und der Schnittwinkel gemessen (Abbildung 15). Zudem wurde die definierte Kyphose nach Lenke et al. zwischen BWK 5 und BWK 12 vermessen (Lenke et al. 2001).

Abbildung 15 zeigt das Prinzip der Bestimmung des Winkels der Kyphose im stehenden Seitrontgenbild. Der Winkel der Kyphose wird durch zwei Geraden definiert, welche parallel zur Deckplatte des oberen Neutralwirbels und parallel zur Grundplatte des unteren Neutralwirbels liegen.

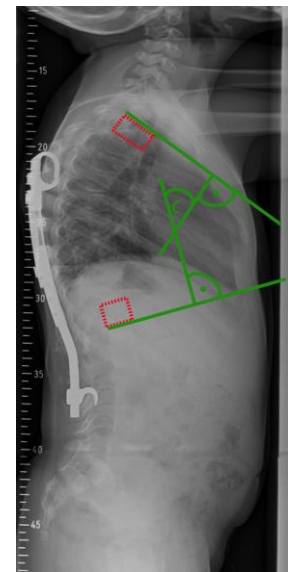


Abbildung 15: Messung des Cobb-Winkels der Kyphose im stehenden Seitrontgenbild

Bei der Bestimmung der Kyphose und Lordose muss beachtet werden, dass in verschiedenen Altersklassen unterschiedliche Normwerte gelten. So zeigten Giglio und Volpon, dass sowohl die Werte der Kyphose als auch der Lordose mit dem Alter zunehmen. Da diese Zunahme einem annähernd linearen Verlauf folgt, kann man den Normwert für ein bestimmtes Alter für die Kyphose mit folgender Formel bestimmen: $25^\circ + 0,58 \times \text{Alter}$. Für die Lordose geben die Autoren die Formel $24^\circ + 0,51 \times \text{Alter}$ an (Giglio und Volpon 2007). Die gemessenen Kyphose- und Lordosewinkel wurden daher nach folgender Formel altersgerecht umgerechnet, um eine Abweichung vor der altersabhängigen Norm zu erkennen:

$$\text{Abweichung der gemessenen Kyphose vom altersabhängigen Normwert} = \\ \text{gemessene Kyphose } X - (25^\circ + 0,58 \times \text{Alter in Jahren})$$

Dies wird im folgenden Text als „altersadaptierte Kyphose“ bezeichnet. Lag z. B. bei einem Patienten im Alter von acht Jahren eine Kyphose von 65° vor, wurde folgende Berechnung durchgeführt:

$$\text{Altersadaptierte Kyphose} = 65^\circ - (25^\circ + 0,58 \times 8) = 35,36^\circ$$

Dies bedeutet, dass die gemessene Kyphose um $35,36^\circ$ vom altersabhängigen Normwert abweicht, sprich eine vermehrte Kyphose vorliegt. Eine Hyperkyphose wurde mit positiven Werten angegeben, eine verminderte Kyphose mit negativen Werten.

Analog wurde die Lordose nach folgender Formel berechnet:

$$\text{Abweichung der gemessenen Lordose vom altersabhängigen Normwert} = \\ \text{gemessene Lordose } X - (24^\circ + 0,51 \times \text{Alter in Jahren})$$

Dies wird im Folgenden „altersadaptierte Lordose“ genannt.

Um die *spinal length* (Länge der Wirbelsäule von BWK 1 bis Sakrum) zu bestimmen, wurde eine Gerade vom Zentrum von BWK 1 zur Mitte der Deckplatte des Sakrums gezogen und die Länge dieser Strecke auf dem stehenden oder sitzenden Seitröntgenbild der Wirbelsäule vermessen (Abbildung 16).

Abbildung 16 zeigt das Prinzip der Bestimmung der *spinal length* im stehenden Seitrontgenbild. Die *spinal length* ist definiert als die Länge der Strecke vom Zentrum von BWK 1 zur Mitte der Deckplatte des Sakrums.

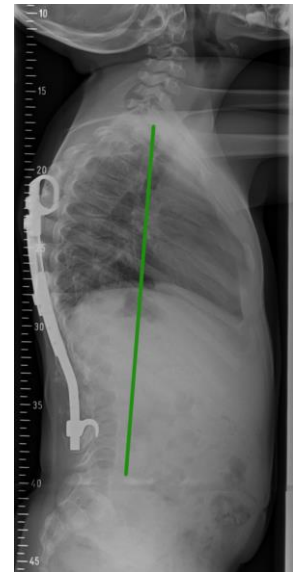


Abbildung 16: Messung der *spinal length* im stehenden Seitrontgenbild

Die HD im Seitbild wurde bestimmt, indem ein Lot vom Zentrum des ersten Brustwirbelkörpers gefällt wurde. Von dieser Geraden wurde im rechten Winkel eine weitere Gerade auf Höhe der Spitze des Promontoriums gezogen. Die Entfernung zwischen dem Schnittpunkt der beiden Geraden und dem Promontorium wurde gemessen. Zudem wurde bestimmt, ob der erste Brustwirbelkörper, entsprechend dem Schnittpunkt der Geraden, ventral oder dorsal des Sakrums lag (Van Royen et al. 1998; Abbildung 17).

Abbildung 17 zeigt das Prinzip der Bestimmung der HD sagittal im stehenden Seitrontgenbild. Die HD sagittal ist definiert als die Entfernung zwischen Promontorium und des Lot zum Zentrum von BWK 1.



Abbildung 17: Messung der HD sagittal im stehenden Seitrontgenbild

2.4.5 Art und Bestimmung der Variablen in den Bending-Aufnahmen

Analog zu den Messungen in den a.p./p.a.-Aufnahmen wurden auch auf den Bending-Röntgenbildern die Cobb-Winkel und die Scheitelwirbel bestimmt. Hier wurden jeweils diejenigen Cobb-Winkel und Scheitelwirbel der Krümmungen vermessen, welche durch die Seitneigung der Patienten während der Aufnahme kleiner geworden waren.

2.4.6 Einteilung in die King- und Lenke-Klassifikation

2.4.6.1 King-Klassifikation

Zur Einteilung der Skoliosen in die King-Klassifikation wurde, wie in Kapitel 1.3.1 beschrieben, der Flexibilitätsindex berechnet. Hierfür wurde die prozentuale Korrektur der lumbalen und der thorakalen Krümmung durch die Bending-Aufnahmen berechnet und dann das Ergebnis der thorakalen Kurve von dem der lumbalen Kurve abgezogen. Mithilfe dieses Indexes und den vorher bestimmten Winkeln erfolgte dann die Einteilung der Skoliose in die King-Klassifikation (King et al. 1983).

Lag z. B. ein Cobb-Winkel der lumbalen Krümmung von 95° vor, der sich im Bending auf 68° korrigierte, sowie eine thorakale Krümmung von 53° , die sich im Bending auf 34° verbesserte, ergab sich folgende Berechnung:

$\text{Korrektur lumbal} = \left(1 - \frac{68^\circ}{95^\circ}\right) \times 100 \% = 28,4 \%$
$\text{Korrektur thorakal} = \left(1 - \frac{34^\circ}{53^\circ}\right) \times 100 \% = 35,8 \%$

$28,4 \%$ (Korrektur lumbal) - $35,8 \%$ (Korrektur thorakal) = $-7,4 \%$, der Flexibilitätsindex ist also negativ. Damit ist die lumbale Kurve größer und steifer als die thorakale Krümmung, es liegt also ein King-I-Typ vor (siehe Kapitel 1.3.1).

2.4.6.2 Lenke-Klassifikation

Für die Einteilung in die Lenke-Klassifikation wurde, wie in Kapitel 1.3.2 beschrieben, der *stable vertebra* bestimmt. Der *stable vertebra* entspricht jenem Wirbelkörper, welcher von der CSVL, also einer senkrechten Geraden, die das Sakrum halbiert, am ehesten in zwei etwa gleichgroße Hälften geteilt wird. Mithilfe des *stable vertebra* kann dann der *lumbar spine modifier* bestimmt werden (siehe Tabelle 4).

Für den zusätzlich benötigten *sagittal thoracic modifier* wurde der Cobb-Winkel analog den bisher beschriebenen Messungen zwischen dem fünften und dem zwölften Brustwirbelkörper gemessen (siehe Tabelle 5).

Durch diese und die bereits beschriebenen Messungen der Cobb-Winkel der Haupt- und Nebenkrümmungen sowie des Bendings wurden dann die Skoliosen in die Lenke-Klassifikation (siehe Kapitel 1.3.2) eingeteilt.

2.5 Statistische Auswertung

2.5.1 Datendokumentation

Alle erhobenen Daten wurden in pseudonymisierter Form in eine Excel-Tabelle (*Microsoft Corporation*, Redmond, USA) übernommen. Zur statistischen Auswertung erfolgte eine Datenübertragung in eine Tabelle des Programms *Statistica* Version 13.0 (*Dell*, USA).

2.5.2 Validierung der Messmethode

Zur Validierung der Ergebnisse wurden alle radiologischen Messungen durch zwei unabhängige Untersucher durchgeführt. Die Messergebnisse wurden gemittelt, die weitere statistische Analyse wurde anhand dieser Mittelwerte durchgeführt.

Ebenso wurde der mittlere Messfehler der verwendeten Methode für das vorliegende radiologische Material bestimmt.

2.5.3 Statistische Auswertung

Die statistische Analyse erfolgte mit dem Programm *Statistica* Version 13.0 (*Dell*, USA).

Dafür wurden eine Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholungen und der *post-hoc*-Test mit Bonferroni-Korrektur bei den Paarvergleichen zwischen den einzelnen Gruppen angewandt.

Das Signifikanz-Niveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Zur Visualisierung der Ergebnisse wurden Linienplots sowie Tabellen erstellt.

3 Ergebnisse

3.1 Patientenspezifische Daten

3.1.1 Grunderkrankung

Es wurden die Röntgenbilder von 32 Patienten ausgewertet. Anhand der in Kapitel 1.2 aufgeführten Einteilung ließ sich das Patientenkollektiv (n=32) folgendermaßen einteilen:

- Kongenitale Skoliose n= 10 (31 %)
- Neuromuskuläre Skoliose n=19 (59 %), davon:
 - Spinale Muskelatrophie n=5
 - Myelomeningocele n=2
 - Infantile Cerebralparese n=2
 - Neurofibromatose n=2
 - Sonstige neuromuskuläre Erkrankungen n=8
- Idiopathische Skoliose n=3 (9 %)

3.1.2 Alter und Geschlecht

Das durchschnittliche Alter bei Erstimplantation lag bei 7,8 Jahren, wobei das jüngste Kind 0,82 Jahre und das älteste Kind 13,95 Jahre alt waren.

Der durchschnittliche Beobachtungszeitraum betrug 6,1 Jahre, der kürzeste Zeitraum war 2,8 Jahre, der längste Zeitraum 11,8 Jahre.

24 Kinder des Studienkollektivs (n=32) waren weiblich, was einer Rate von 75 % entspricht. Entsprechend waren acht der Patienten männlich, was eine Rate von 25 % ergibt.

3.1.3 Hüftluxation und Gehfähigkeit

Bei 12,5 % der Kinder (n=4) lag eine Hüftluxation vor, bei weiteren 9,4 % (n=3) ein Zustand nach Rekonstruktion bei Hüftluxation. Von diesen insgesamt sieben Kindern hatten sechs eine neuromuskuläre Grunderkrankung.

In 34,3 % der Fälle (n=11) waren die Kinder nicht gehfähig, also rollstuhlabhängig. Alle elf Kinder hatten eine neuromuskuläre Grunderkrankung.

3.2 Skoliose

Zur Auswertung wurden für jeden untersuchten Messwert folgende Grafiken erstellt:

- Messwerte im ca. zweijährigen Abstand über den gesamten Verlauf der VEPTR-Behandlung
- Änderung des Messwerts zu fünf definierten Zeitpunkten (Prä VEPTR, Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR-Implantat, nach Explantation). Da für den Zeitpunkt nach Explantation nur für 16 Kinder Messwerte vorlagen, wurden weitere Grafiken mit den ersten vier Zeitpunkten erstellt, um so das gesamte Kollektiv (n=32) abzubilden.
- Gruppierung des Kollektivs nach Erkrankung und operativer Implantatverankerung
- Gruppierung des Kollektivs nach Alter bei Behandlungsbeginn und Behandlungszeitraum

In den folgenden Grafiken wurde $p < 0,05$ mittels des Zeichens „*“ dargestellt, analog bedeutet „**“ $p < 0,01$ und „***“ $p < 0,001$. Die Signifikanzen beziehen sich jeweils, wenn nicht anders angegeben, auf den Zeitpunkt „Prä VEPTR.“ Angegeben ist für jeden Messwert das 95 %-Konfidenzintervall.

Eine Unterteilung nach Geschlecht zeigte keine Signifikanzen und wurde daher nicht dargestellt.

3.2.1 Thorakale Krümmung der Skoliose

Bei einer thorakalen Krümmung der Skoliose liegt der Scheitelwirbel zwischen BWK 2 und BWK 11. Dies entsprach in 87,5 % der Fälle (n=28) der Hauptkrümmung, also der Krümmung mit dem größten Cobb-Winkel. Nur in 12,5 % der Fälle (n=4) war die Hauptkrümmung die lumbale Krümmung. Auf Abbildung 18 wird der gesamte Verlauf der thorakalen Krümmung betrachtet. Hier zeigte sich, dass der Cobb-Winkel durch die Implantation des VEPTR-Systems 33,8 % kleiner wurde, dann jedoch im Verlauf der Behandlung und vor allem nach Explantation des VEPTR-Systems wieder zunahm und mit 69° 1,4 % über dem Ausgangswert lag. Da die Behandlungsdauer der Kinder zwischen 2,8 und 11,8 Jahren variierte, lagen für die Zeitpunkte Verlängerung 2, 3, 4 und 5 jeweils nur Daten von einem kleinen Anteil (n=15 bzw. n=6, n=2, n=1) des Kollektivs (n=32) vor.

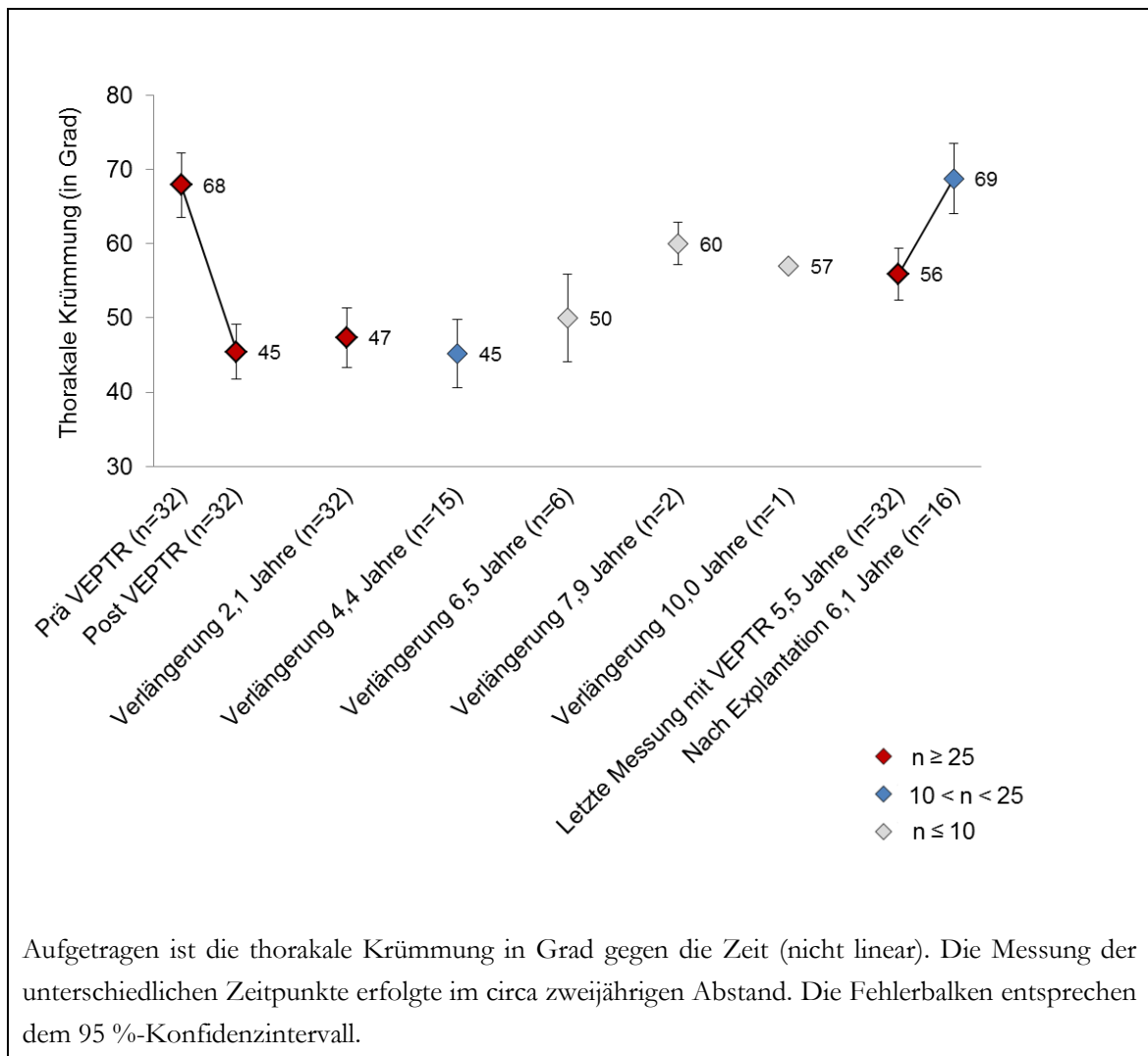


Abbildung 18: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung

In Abbildung 19 und Abbildung 20 zeigt sich, dass durch die Behandlung mit dem VEPTR-System eine signifikante Abnahme des Cobb-Winkels ($p < 0,001$) der thorakalen Krümmung erreicht wurde. In Abbildung 20 sieht man, dass diese signifikante Reduktion des Cobb-Winkels bis zum Zeitpunkt „letzte Messung mit VEPTR“ beibehalten wurde ($p < 0,001$). Nach Explantation zeigte sich ein Anstieg der Krümmung auf $68,8^\circ$ in den Bereich der Ausgangskrümmung $66,6^\circ$.

In der Analyse der Bending-Aufnahmen in einem Teilkollektiv ($n=10$) zeigte sich, dass vor Implantation des VEPTR-Systems eine Korrektur der Hauptkrümmung um 50 % durch eine Aufdehnung erreicht werden konnte, während nach Explantation des VEPTR-Systems nur noch eine Korrektur um 24 % möglich war. Dieser Unterschied war jedoch nicht statistisch nicht signifikant ($p < 0,06$).

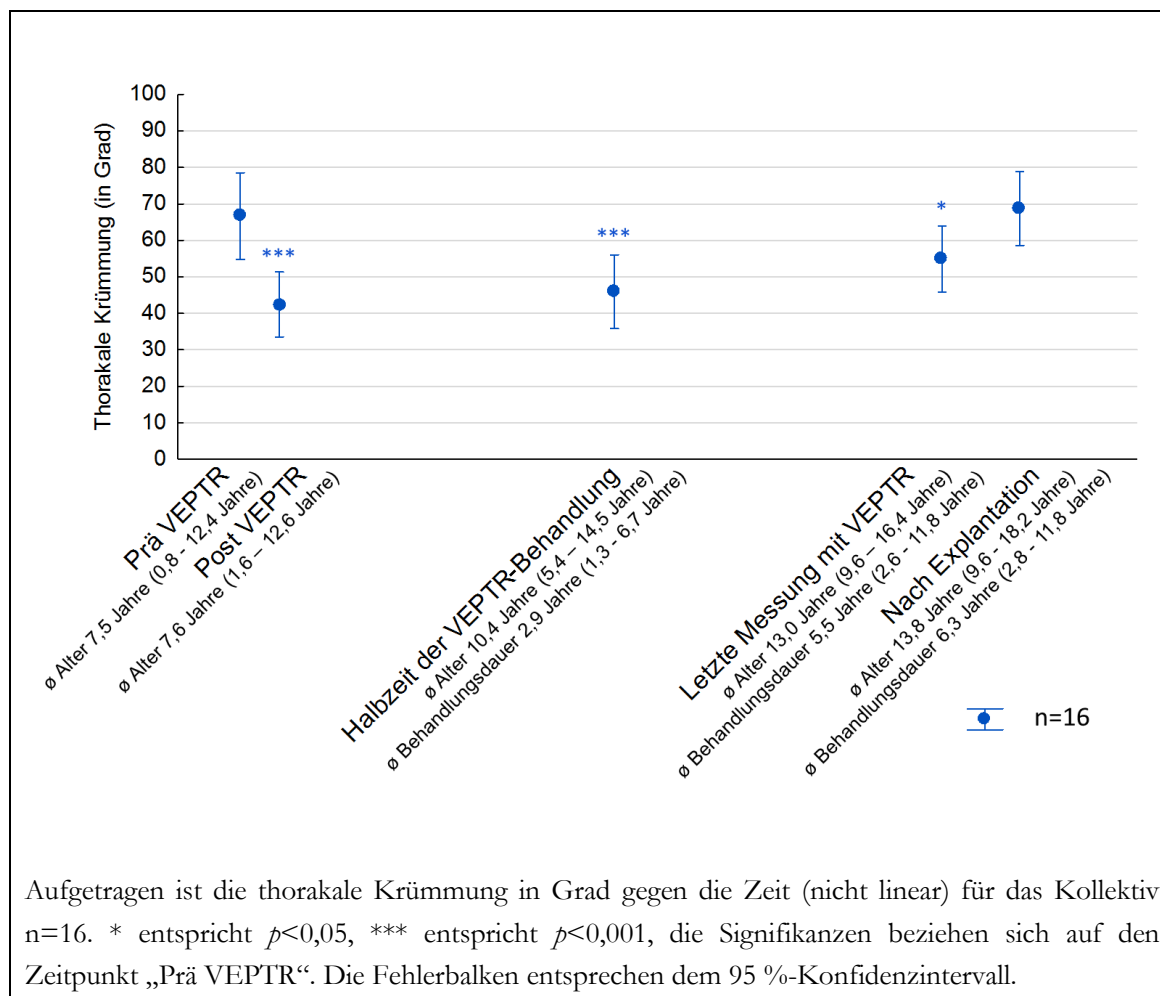


Abbildung 19: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

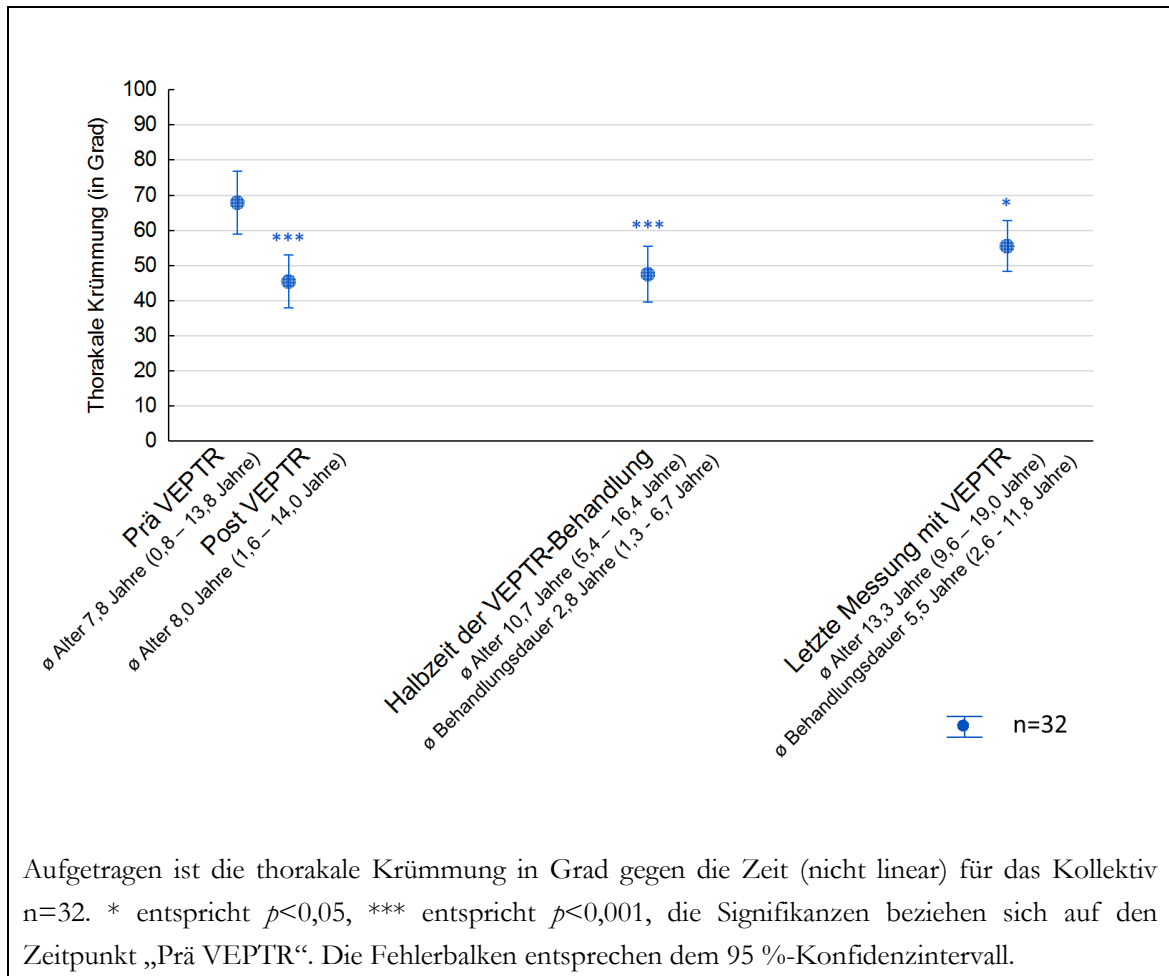


Abbildung 20: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

In Abbildung 21 wurde das Kollektiv zu den bekannten Zeitpunkten nach den Erkrankungen kongenital (n=5) und neuromuskulär (n=10) in zwei Gruppen eingeteilt. Da die Gruppe der Kinder mit idiopathischer Skoliose auf Grund der kleinen Gruppengröße (n=3) einer statistischen Auswertung nicht zugänglich war, wurde diese Gruppe herausgenommen. Es zeigte sich in beiden Gruppen eine signifikante Reduktion des Cobb-Winkels durch Implantation des VEPTR-Systems. Nach Explantation des VEPTR-Instrumentariums nahm der Cobb-Winkel der Kinder mit neuromuskulären Skoliosen im Vergleich mit dem Cobb-Winkel der Kinder mit kongenitaler Skoliose signifikant ($p < 0,001$) zu.

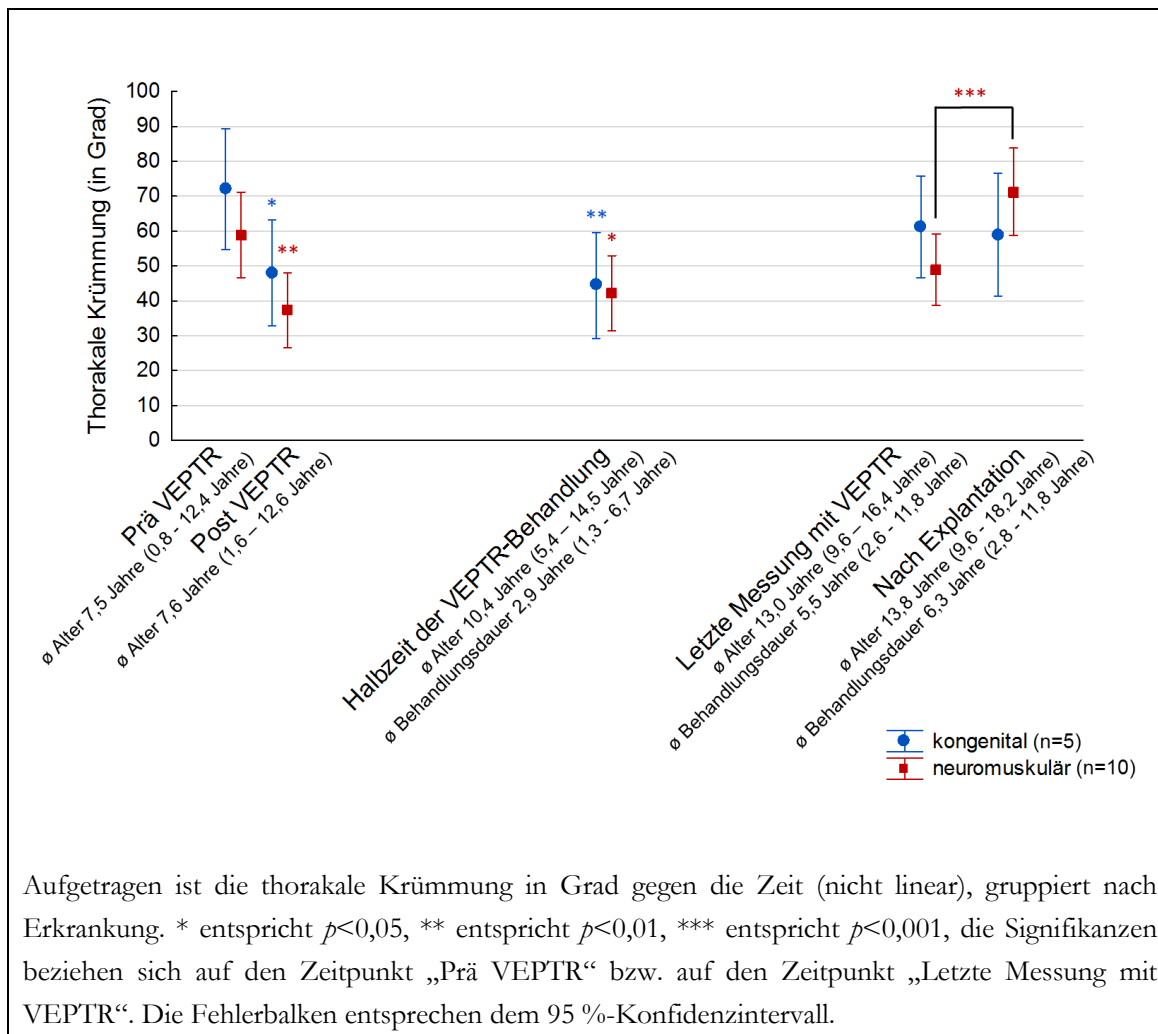


Abbildung 21: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

Nach Aufteilung des Kollektivs entsprechend der Implantatverankerung Rippe zu LWS ($n=7$) und Rippe zu Becken ($n=7$) zeigte sich eine signifikante Reduktion der thorakalen Krümmung für beide Gruppen. Die thorakale Krümmung nahm jedoch im Verlauf wieder zu und lag in der Gruppe Rippe zu Becken mit $68,8^\circ$ im Bereich des Ausgangswerts ($66,6^\circ$) (Abbildung 22). Da bei zwei Kindern ein Wechsel der Implantatverankerung durchgeführt wurde, wurden diese Kinder für diese Gruppierung aus der statistischen Analyse ausgeschlossen.

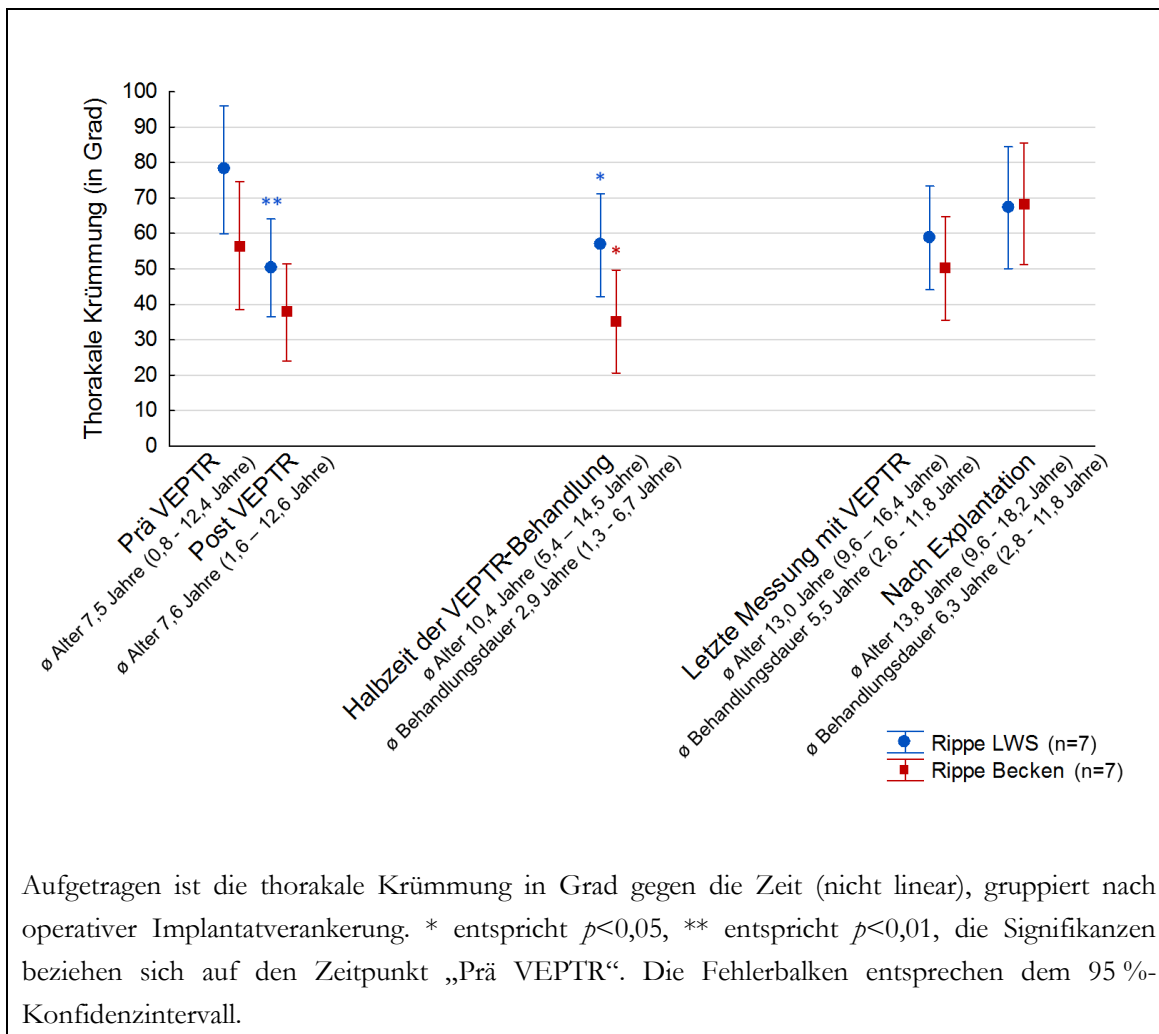


Abbildung 22: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTTR, Halbzeit der VEPTTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTTR und nach Explantation

Abbildung 23 zeigt die Einteilung nach Alter bei Behandlungsbeginn in die Gruppen < 6 Jahren, 6 – 10 Jahre und > 10 Jahre. Die Gruppe der 6 – 10-Jährigen wies zu allen Zeitpunkten den kleinsten Cobb-Winkel auf, der Unterschied zwischen den Gruppen war jedoch nicht signifikant.

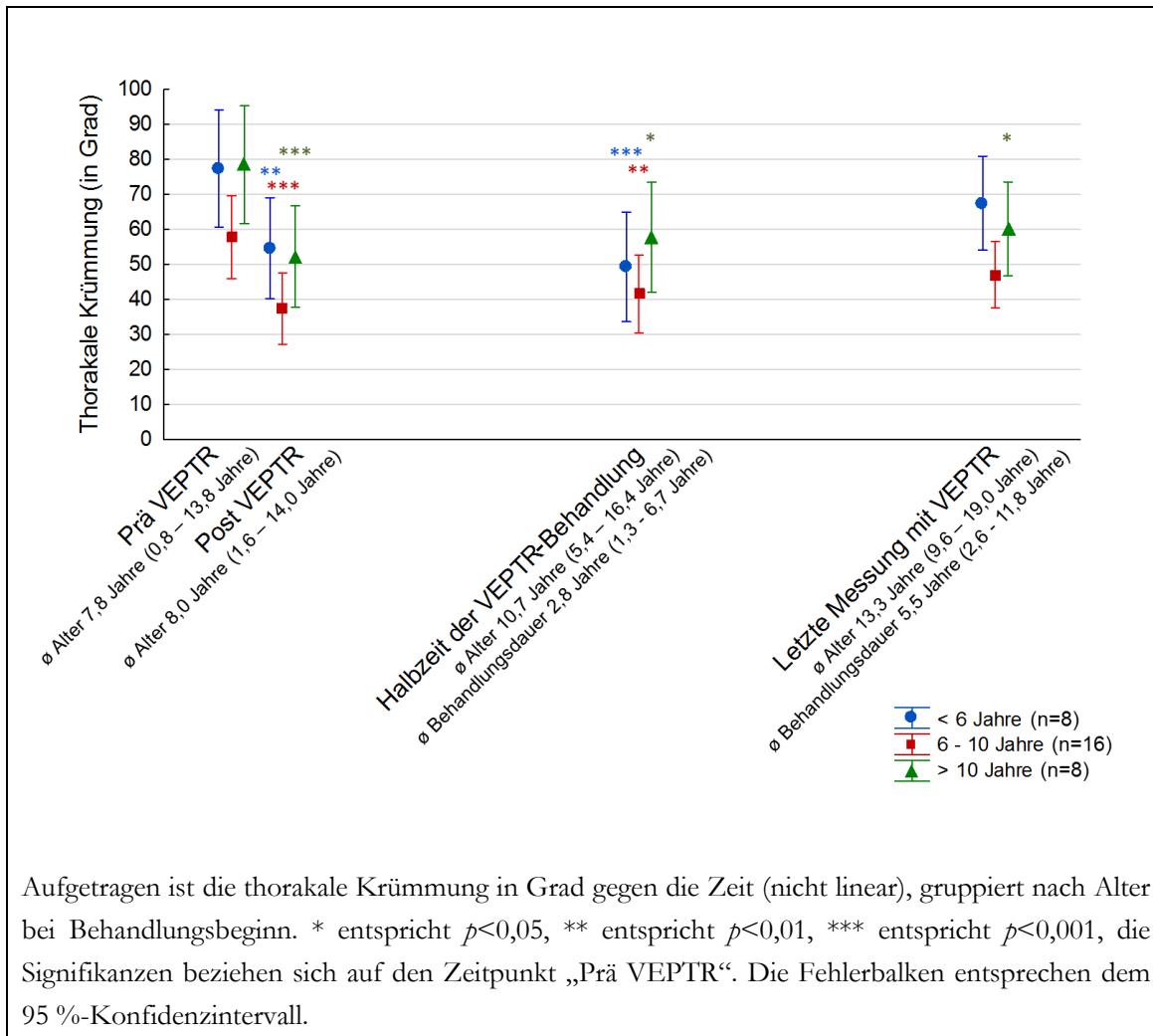


Abbildung 23: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung gruppiert nach Alter bei Behandlungsbeginn für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

Abbildung 24 gruppiert nach der Behandlungsdauer in die Gruppen < 4 Jahre, 4 – 8 Jahre und > 8 Jahre. Auch hier zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Gruppen.

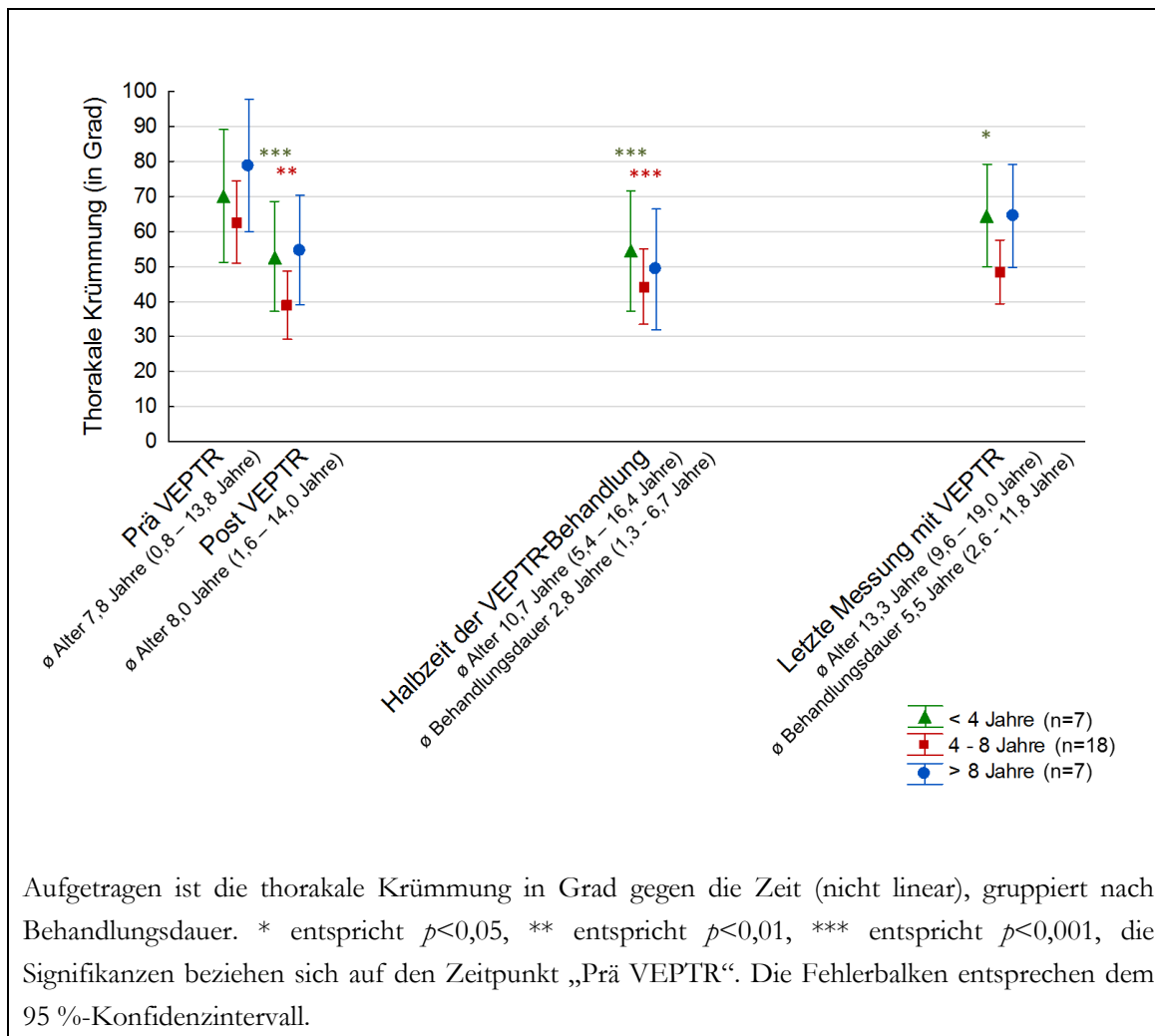


Abbildung 24: Mittelwerte des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung gruppiert nach Behandlungsdauer für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

3.2.2 Kraniale Krümmung

Bei der kranialen Kurve lag der Scheitelwirbel zwischen HWK 1 und HWK 6. Abbildung 25 stellt den Verlauf der kranialen Krümmung über den gesamten Verlauf der Behandlung dar. Im Gesamtkollektiv ($n=32$) waren die Werte zwischen 26° und 28° im gesamten Behandlungsverlauf weitgehend unverändert.

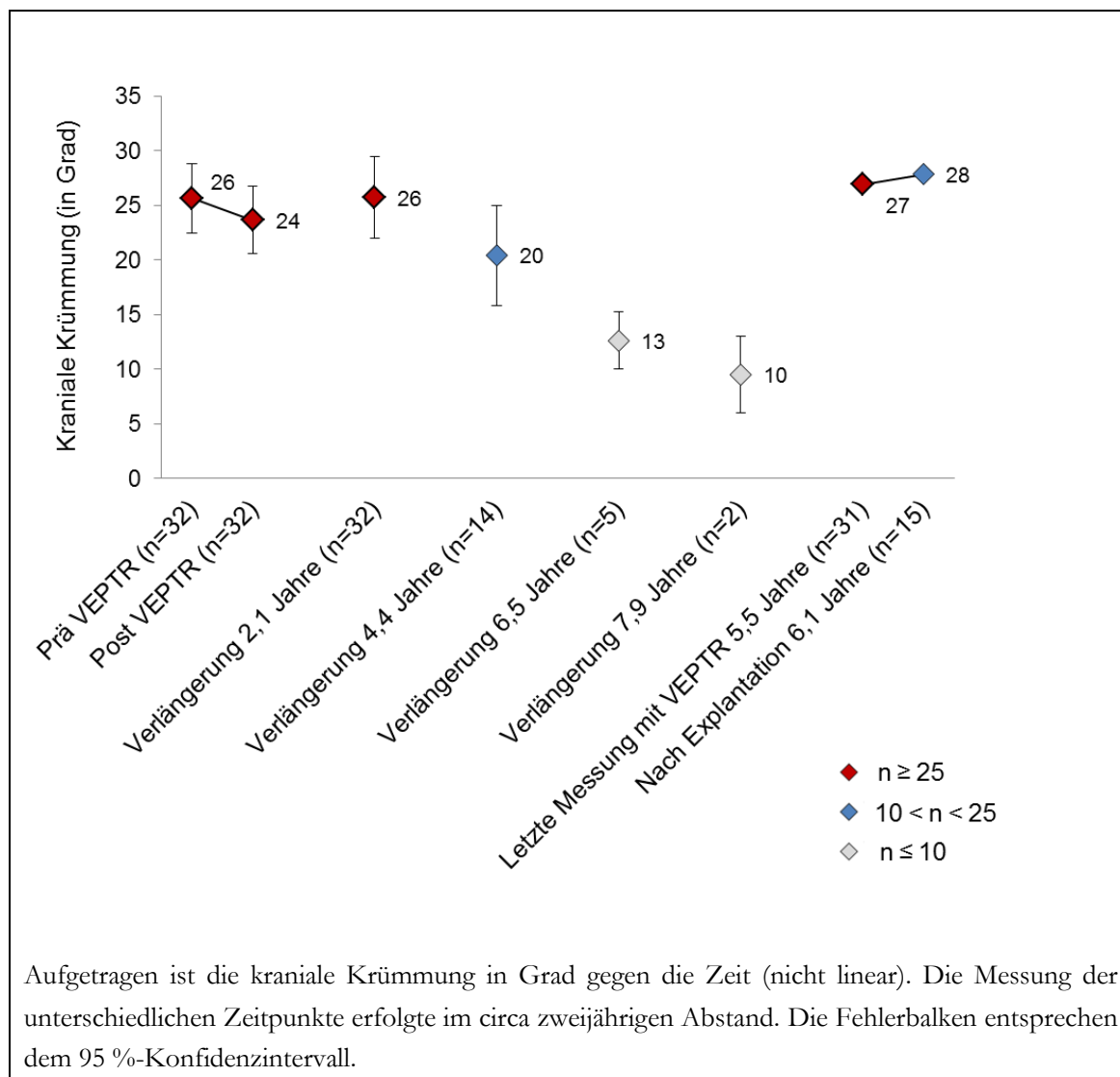


Abbildung 25: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Nebenkrümmung

Auch in den Darstellungen zu den bekannten Zeitpunkten zeigte sich ein ähnliches Bild, also keine signifikante Änderung der kranialen Krümmung (Abbildung 26, Abbildung 27).

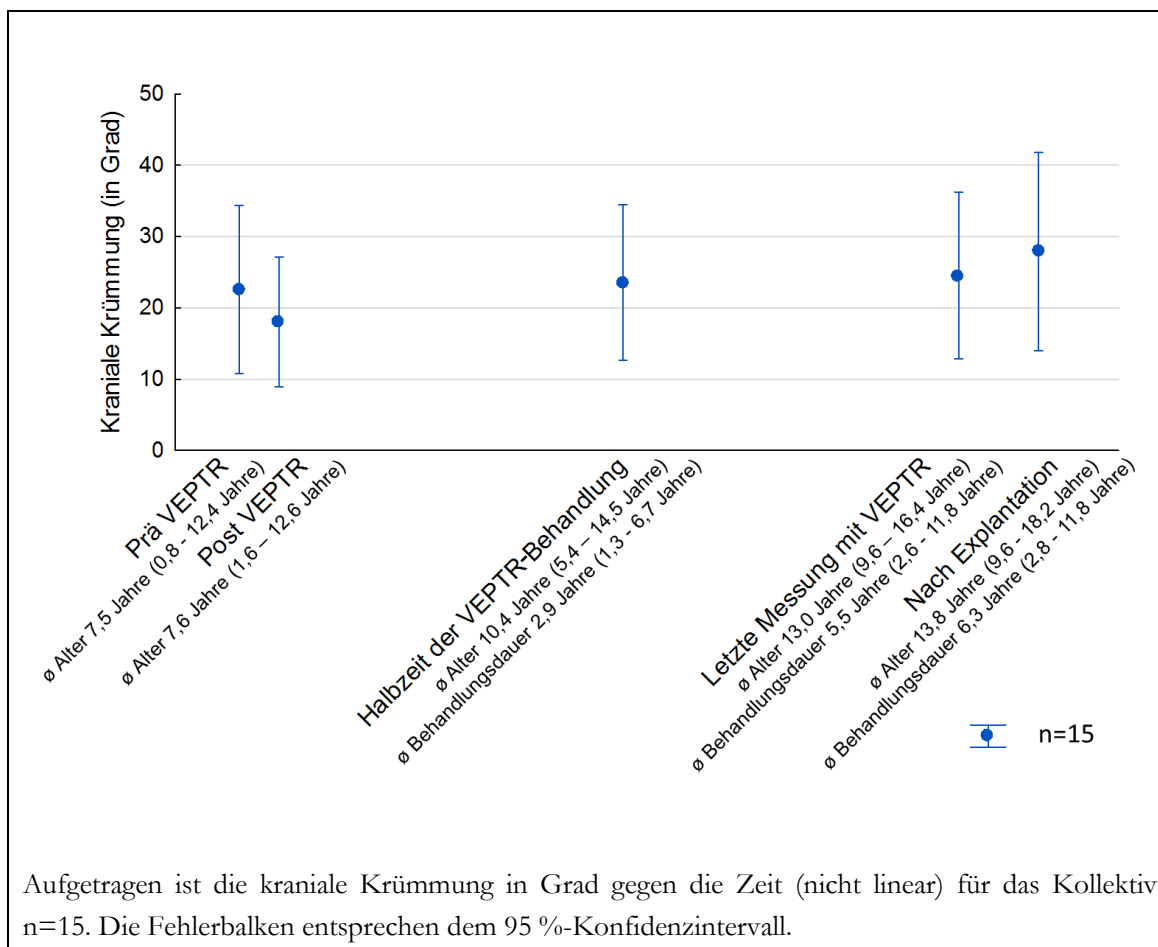


Abbildung 26: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Krümmung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

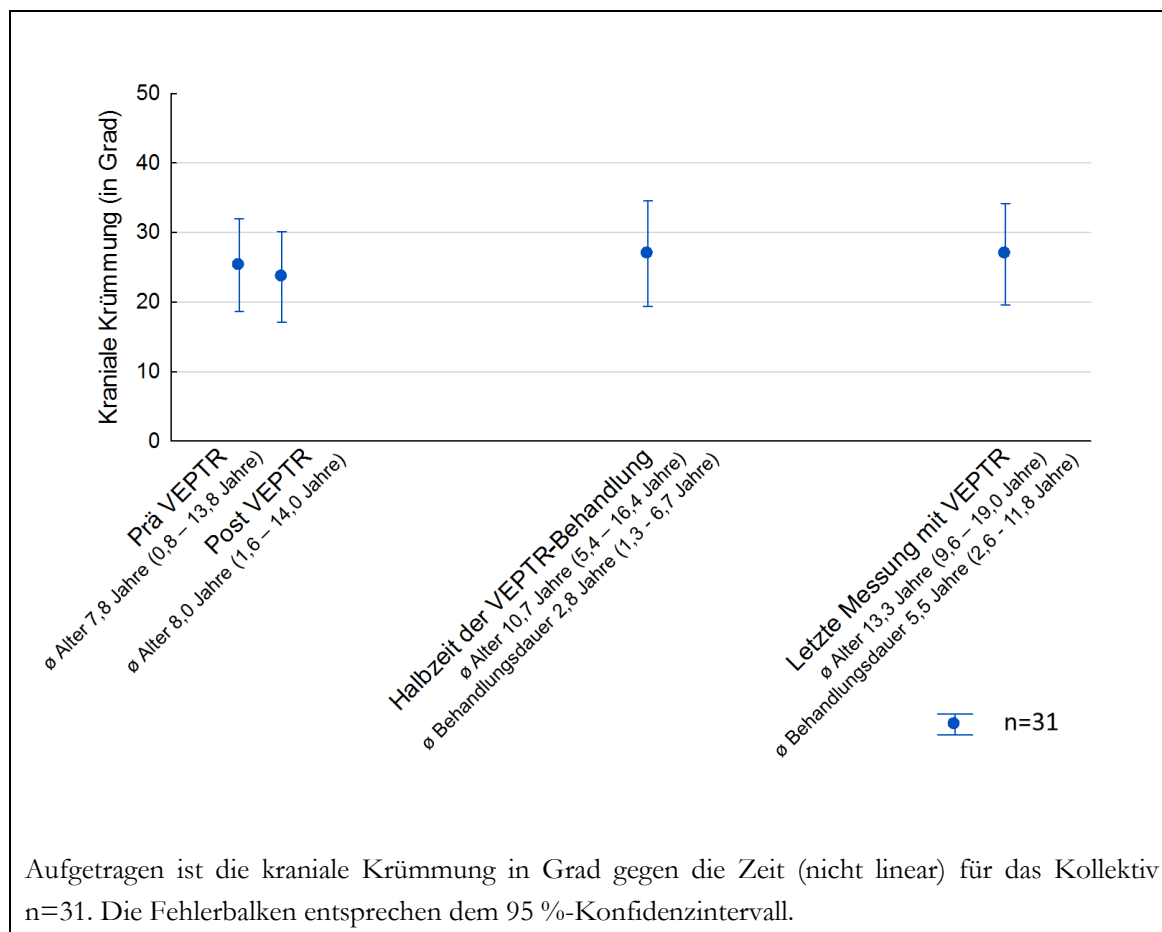


Abbildung 27: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Krümmung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

In der Gruppierung des Kollektivs nach Erkrankung (n=14) und operativer Implantatverankerung (n=13) konnte kein statistisch signifikanter Unterschied gefunden werden (Abbildung 28, Abbildung 29).

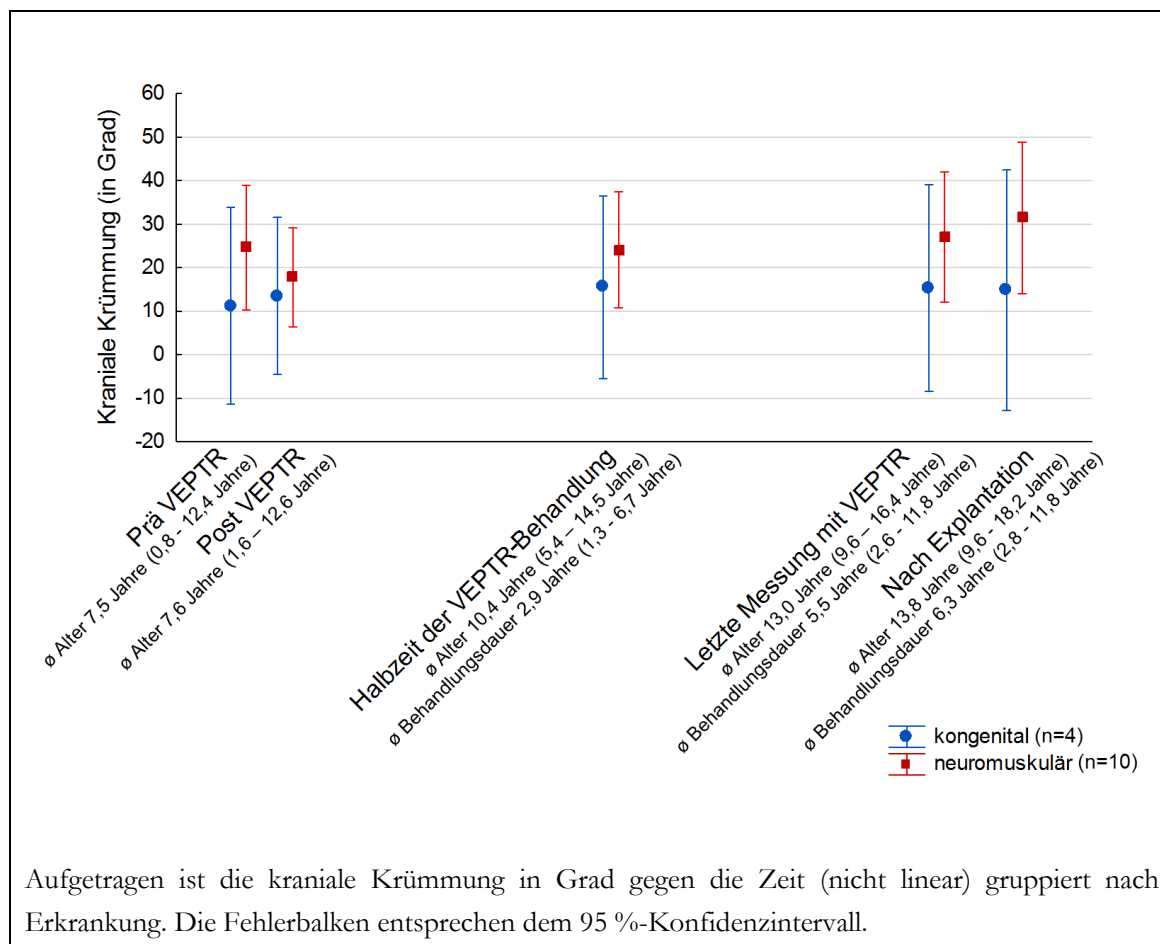


Abbildung 28: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Krümmung gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

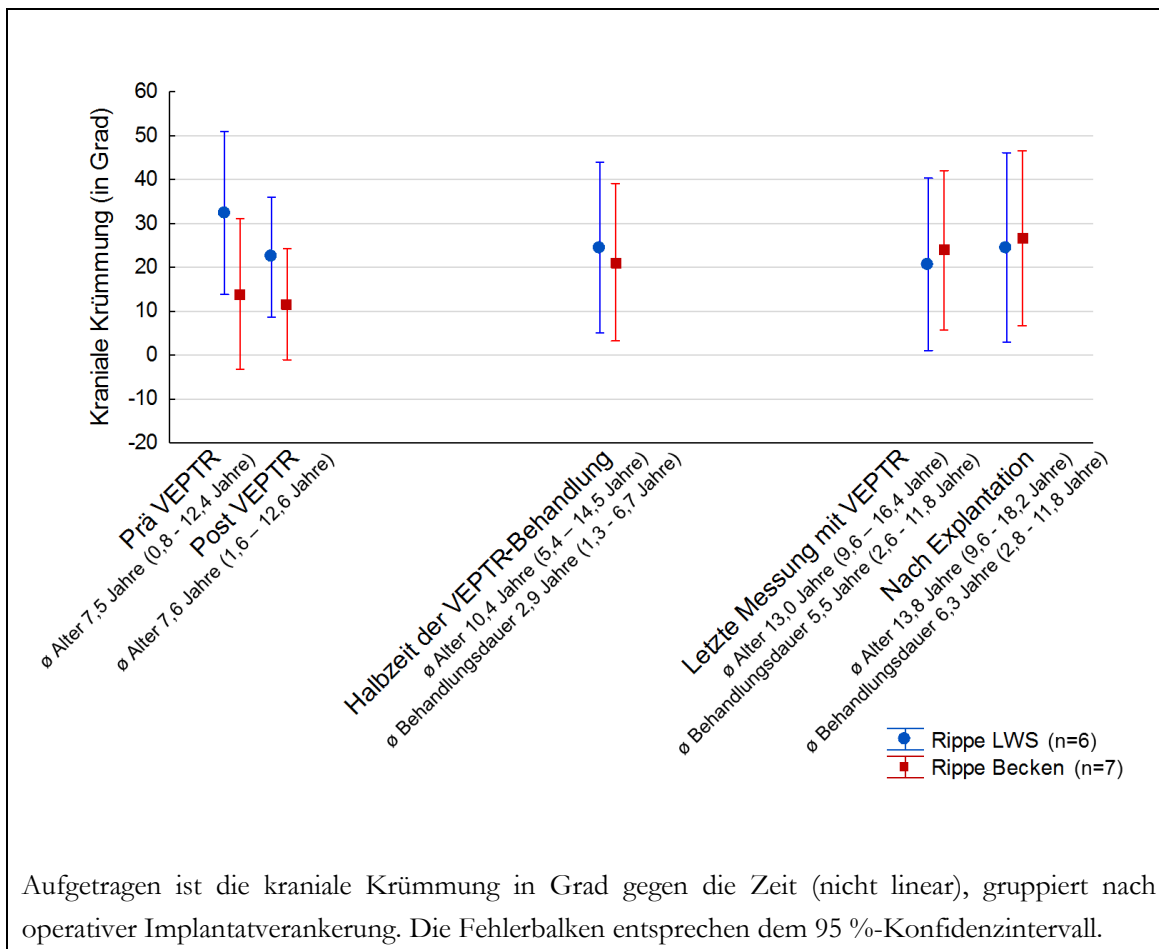


Abbildung 29: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Krümmung gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTTR, Halbzeit der VEPTTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTTR und nach Explantation

In der Unterteilung des Kollektivs (n=31) nach Alter bei Behandlungsbeginn wiesen die Kinder, die erst im Alter > 10 Jahre mit dem VEPTTR-System behandelt wurden, eine größere kraniale Krümmung auf. Dieser Unterschied war jedoch nicht statistisch signifikant (Abbildung 30).

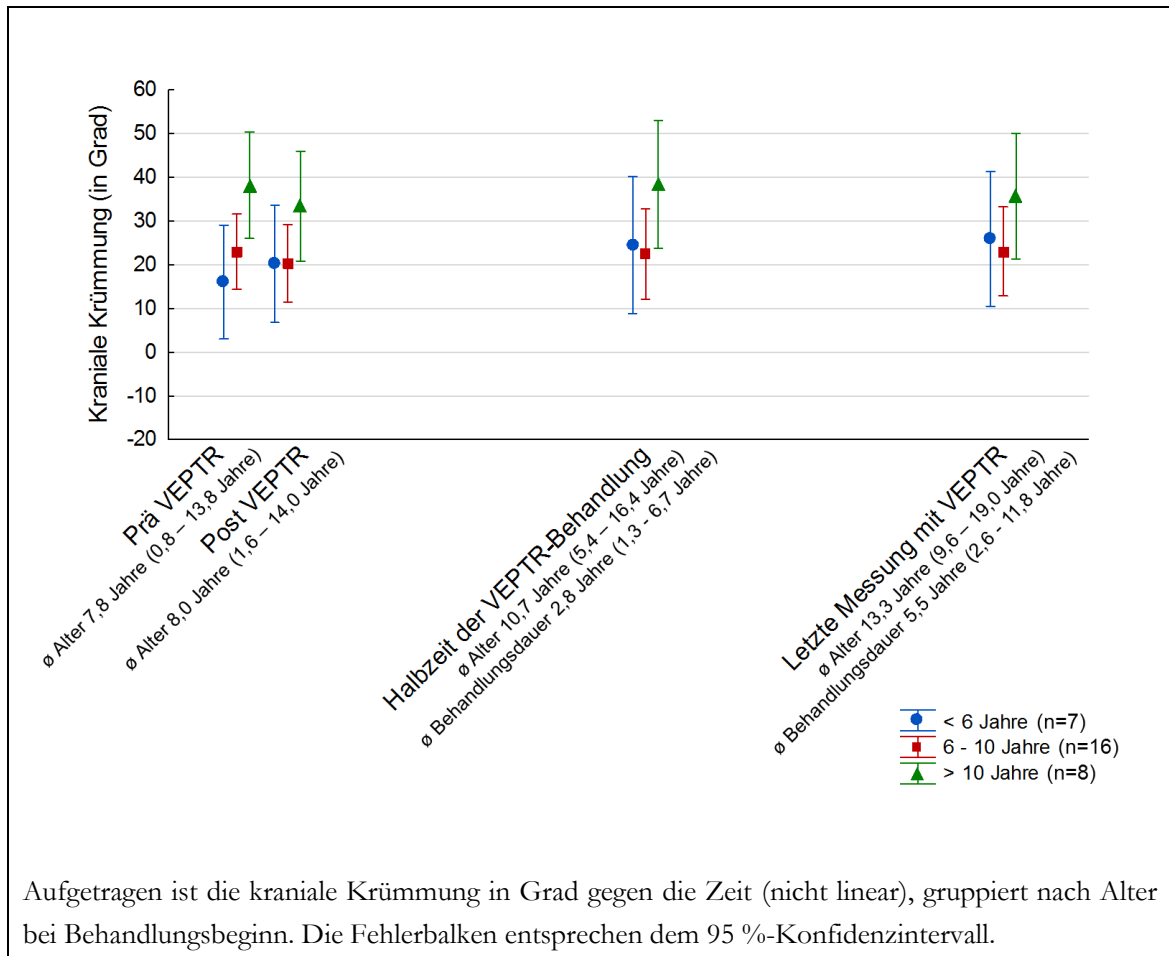


Abbildung 30: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Krümmung gruppiert nach Alter bei Behandlungsbeginn für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

In der Darstellung nach der Behandlungsdauer zeigte sich keine signifikante Änderung der kranialen Krümmung (Abbildung 31).

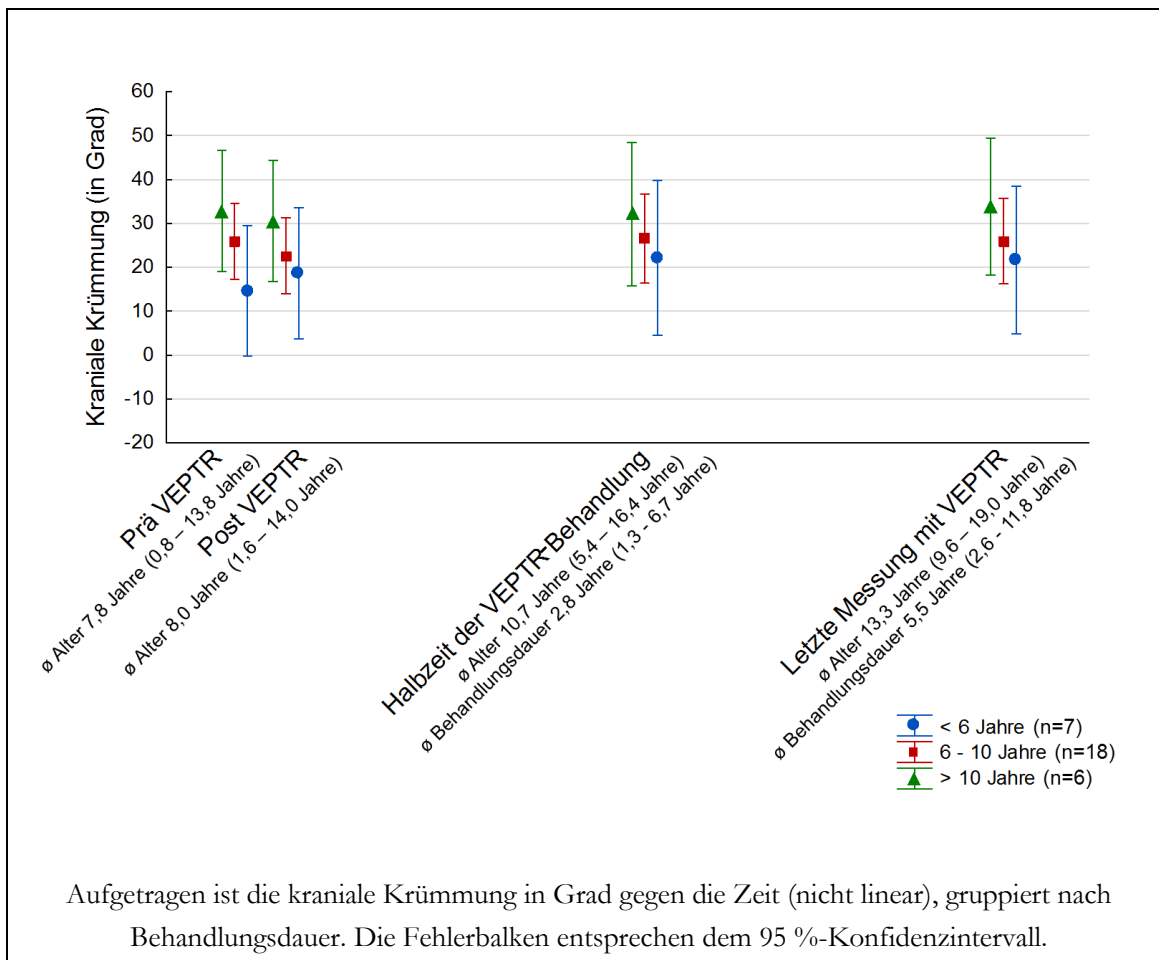


Abbildung 31: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kranialen Krümmung gruppiert nach Behandlungsdauer für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

3.2.3 Kaudale Krümmung

Der Verlauf der kaudalen Krümmung über den gesamten Behandlungszeitraum ist in Abbildung 32 dargestellt.

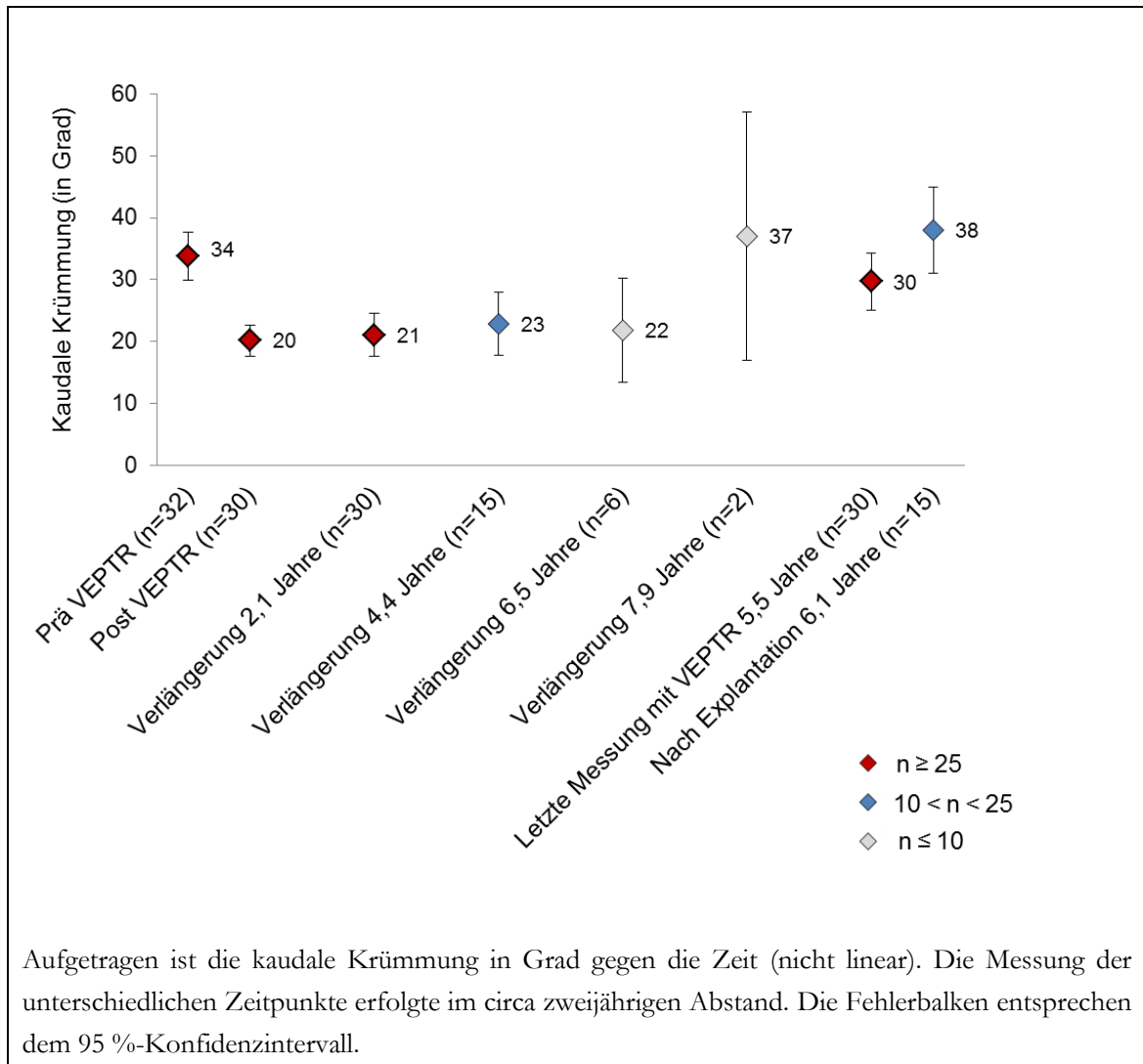


Abbildung 32: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung

In der Darstellung zu den bekannten Zeitpunkten konnte eine signifikante Abnahme der kaudalen Krümmung für den zweiten Zeitpunkt, entsprechend der ersten Messung nach VEPTR-Implantation, und den dritten Zeitpunkt, entsprechend der Halbzeit der VEPTR-Behandlung, gefunden werden. Im längeren Verlauf (Behandlungsdauer 5,5 Jahre) stieg der kaudale Krümmungswinkel wieder auf den Ausgangswert an (Abbildung 33, Abbildung 34).

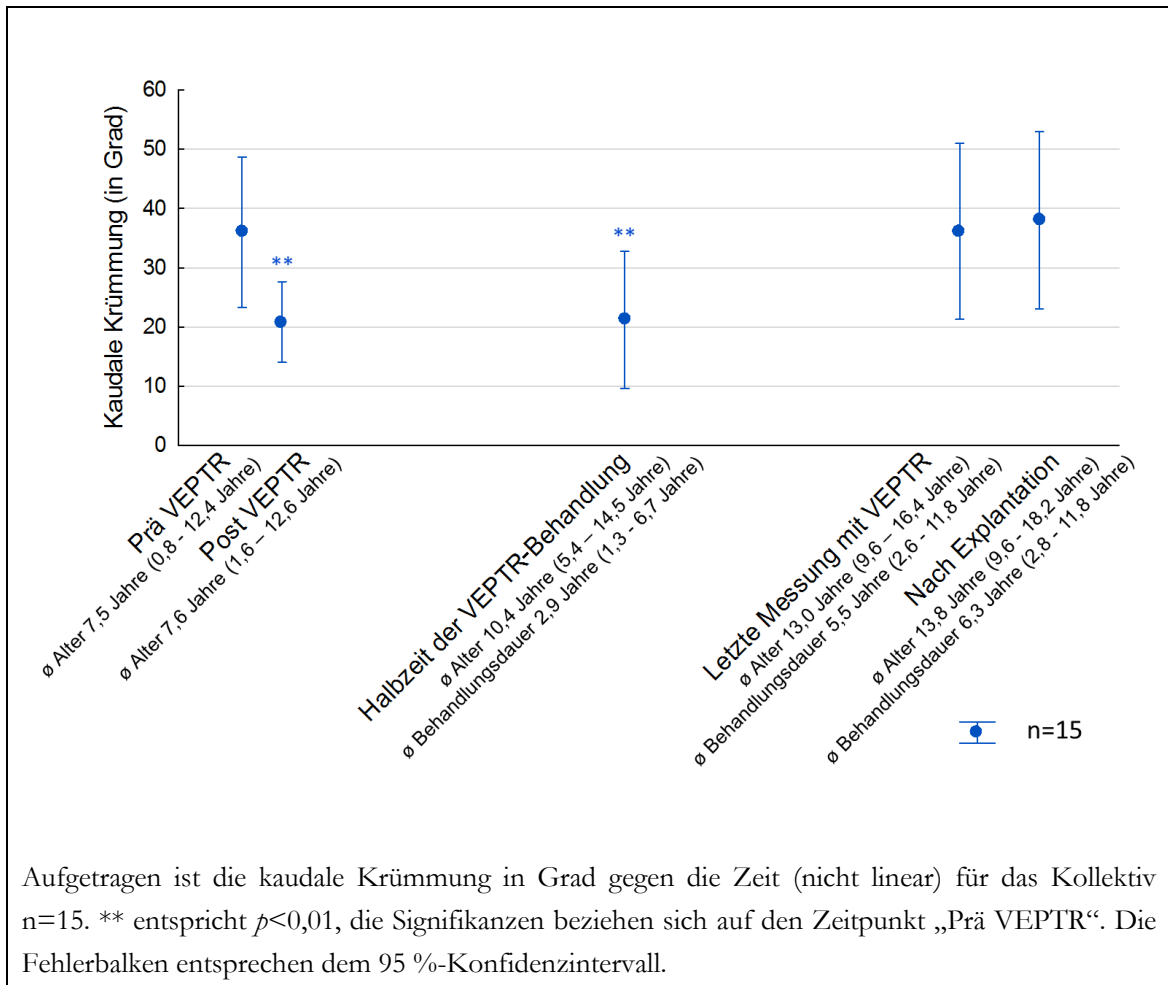


Abbildung 33: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

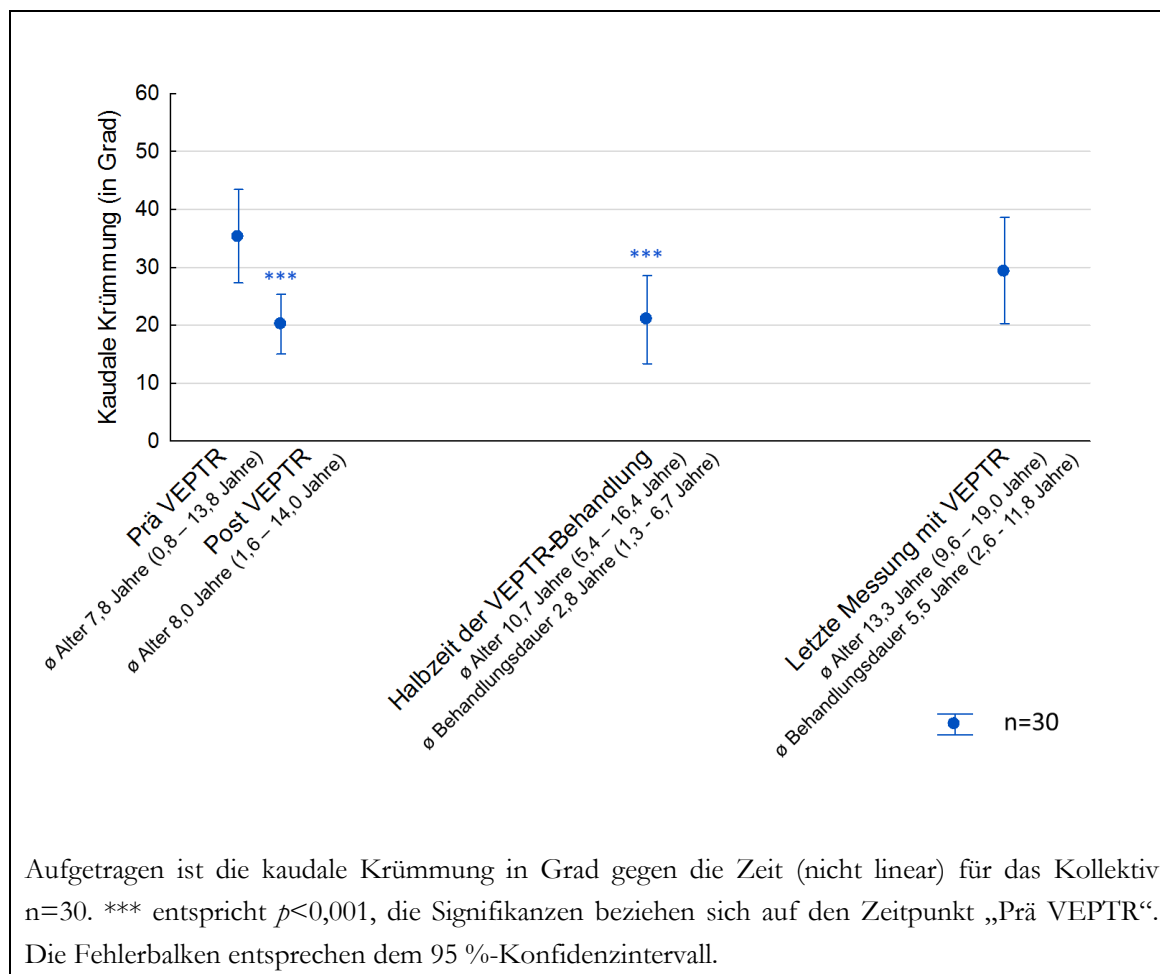


Abbildung 34: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

Für die Unterscheidung in die Gruppen nach Erkrankung und operativer Implantatverankerung konnte keine signifikante Veränderung der kaudalen Krümmung gefunden werden (Abbildung 35, Abbildung 36).

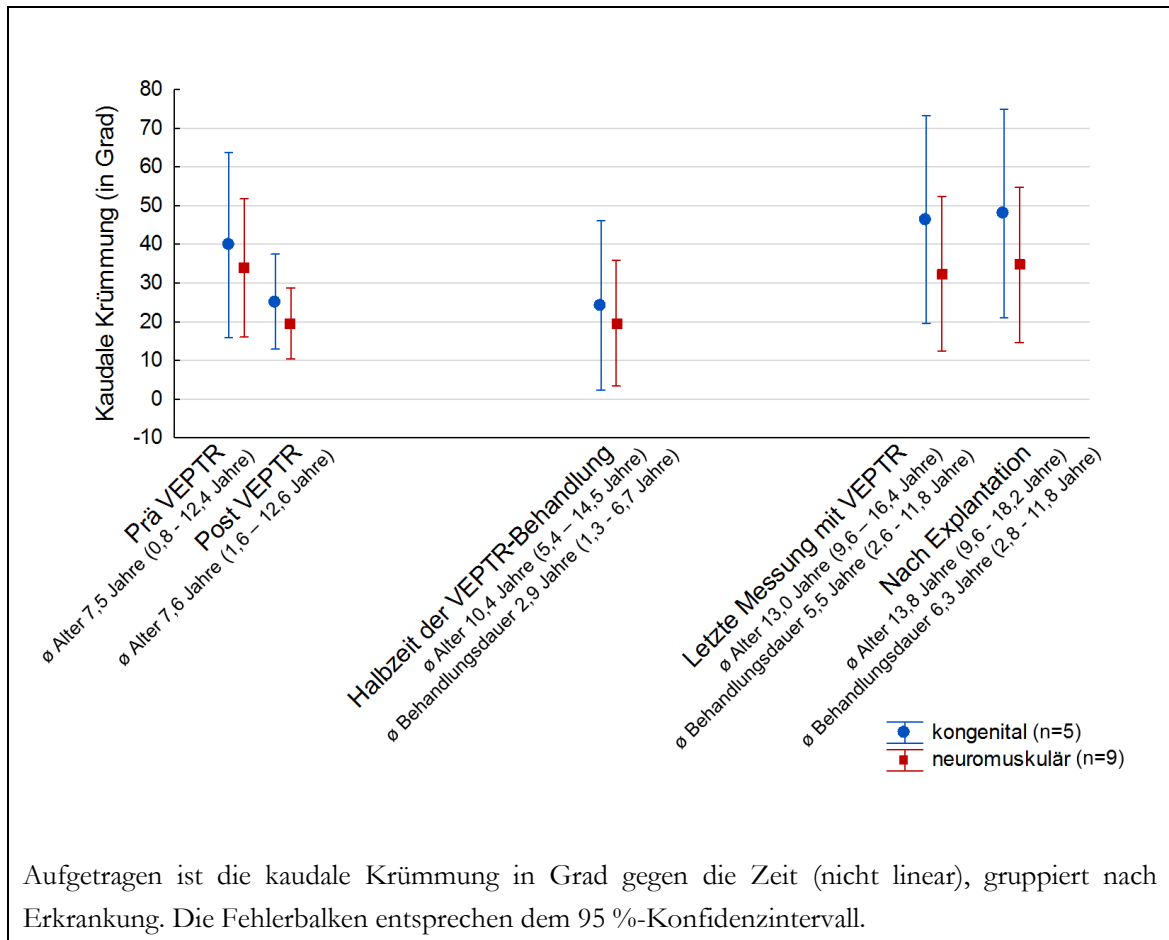


Abbildung 35: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

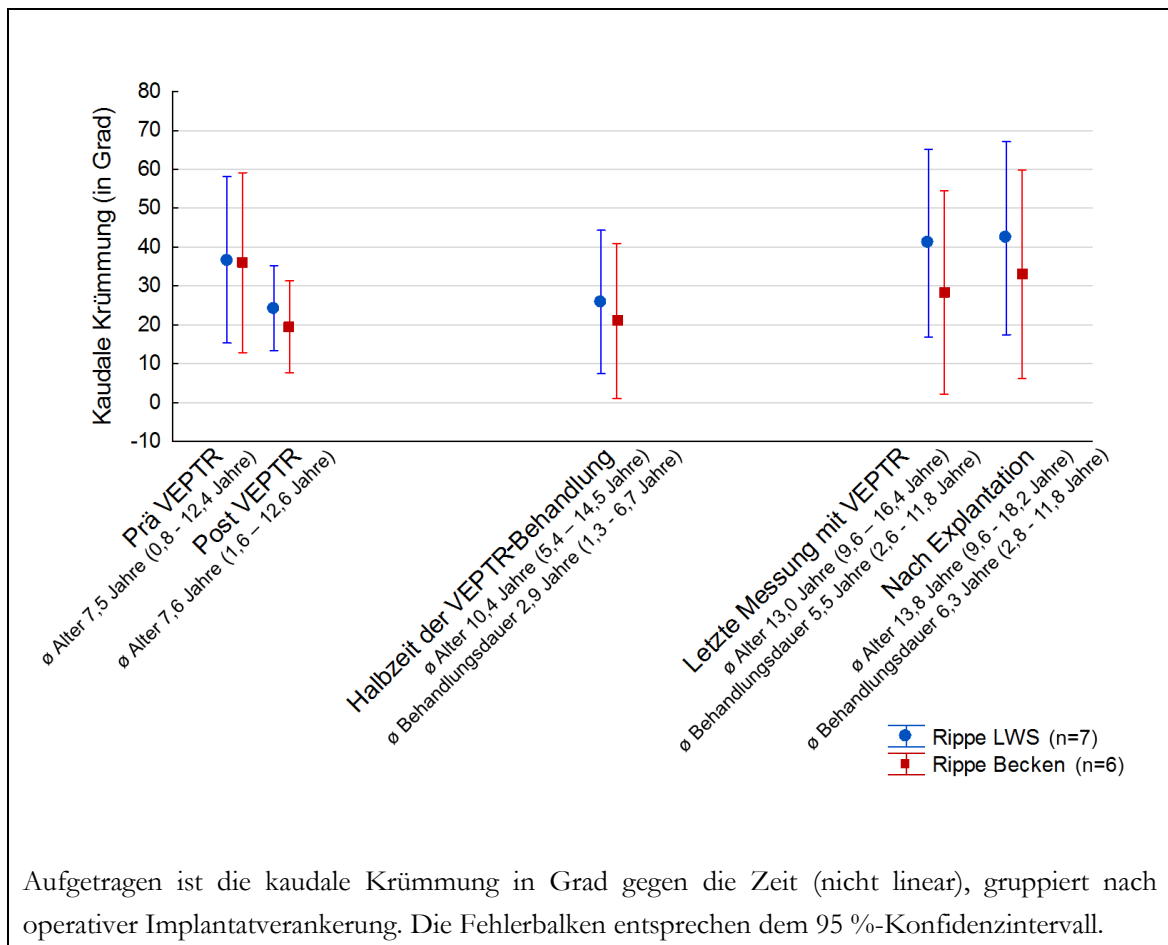


Abbildung 36: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

In der Gruppierung nach Alter bei Behandlungsbeginn (Abbildung 37) wurde für die Gruppe der bei Behandlungsbeginn 6 – 10-Jährigen bis zum Zeitpunkt „Halbzeit der VEPTR Behandlung“ eine signifikante Reduktion der kaudalen Krümmung um 45,3 % gefunden. Im Verlauf zeigte sich ein Anstieg, so dass in der Messung nach Explantation des VEPTR-Systems nur noch eine Verkleinerung der kaudalen Krümmung um 21,8 % gegenüber dem Zeitpunkt vor Implantation des VEPTR-Systems vorlag. Die beiden anderen Gruppen wiesen keine statistisch relevante Veränderung der kaudalen Krümmung auf, als Trend ließ sich jedoch erkennen, dass die jüngsten Kinder den stärksten Anstieg im Verlauf zeigten. Ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Gruppen bestand nicht.

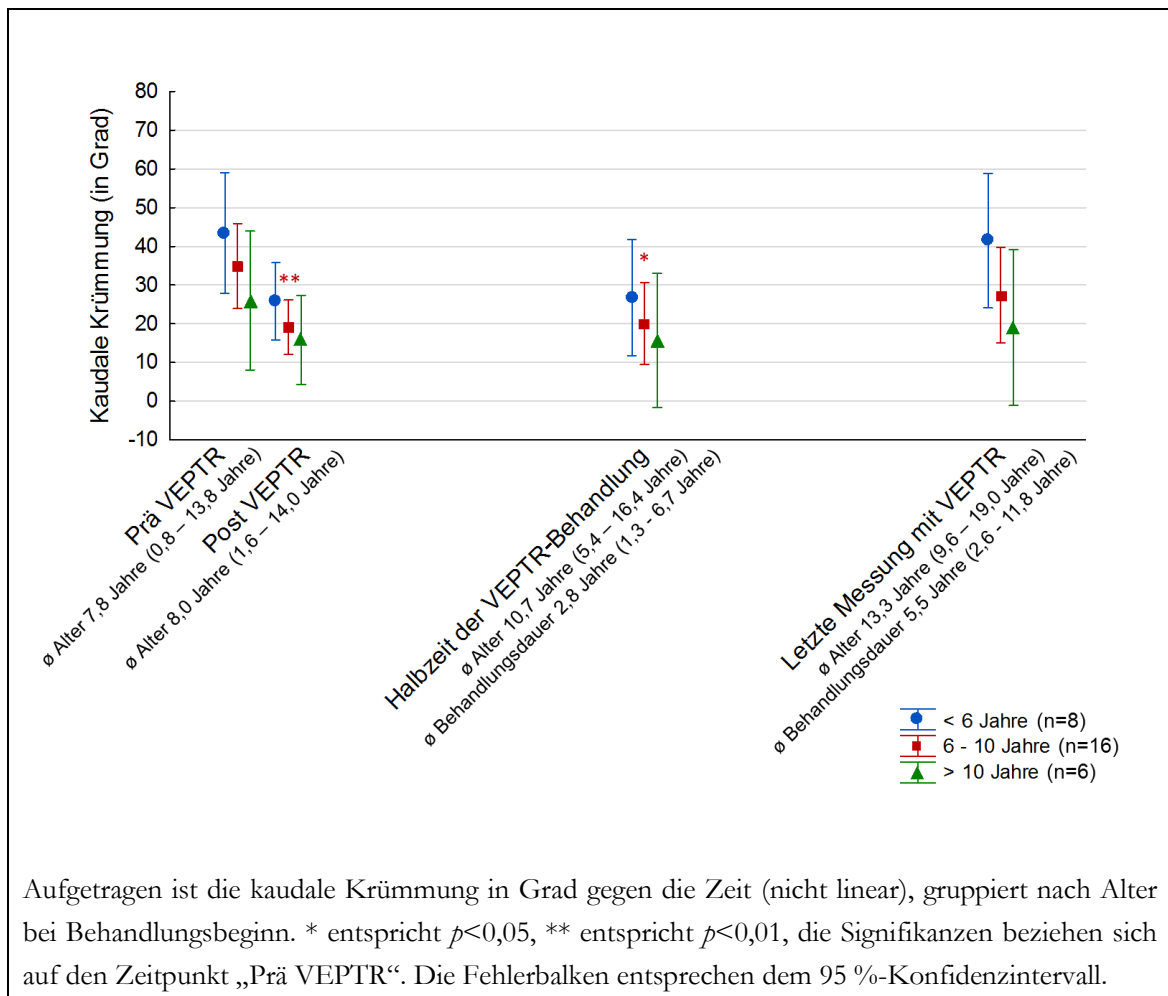


Abbildung 37: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung gruppiert nach Alter bei Behandlungsbeginn für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTTR, Halbzeit der VEPTTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTTR

Für die Gruppierung nach Behandlungsdauer (Abbildung 38) konnte für die Gruppe der Kinder, die eine 4 - 8jährige Behandlung durch das VEPTTR erhielten, eine signifikante Abnahme der kaudalen Krümmung gefunden werden. Auch hier zeigten die zwei anderen Gruppen keine signifikante Veränderung der kaudalen Krümmung. Wiederum ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Gruppen.

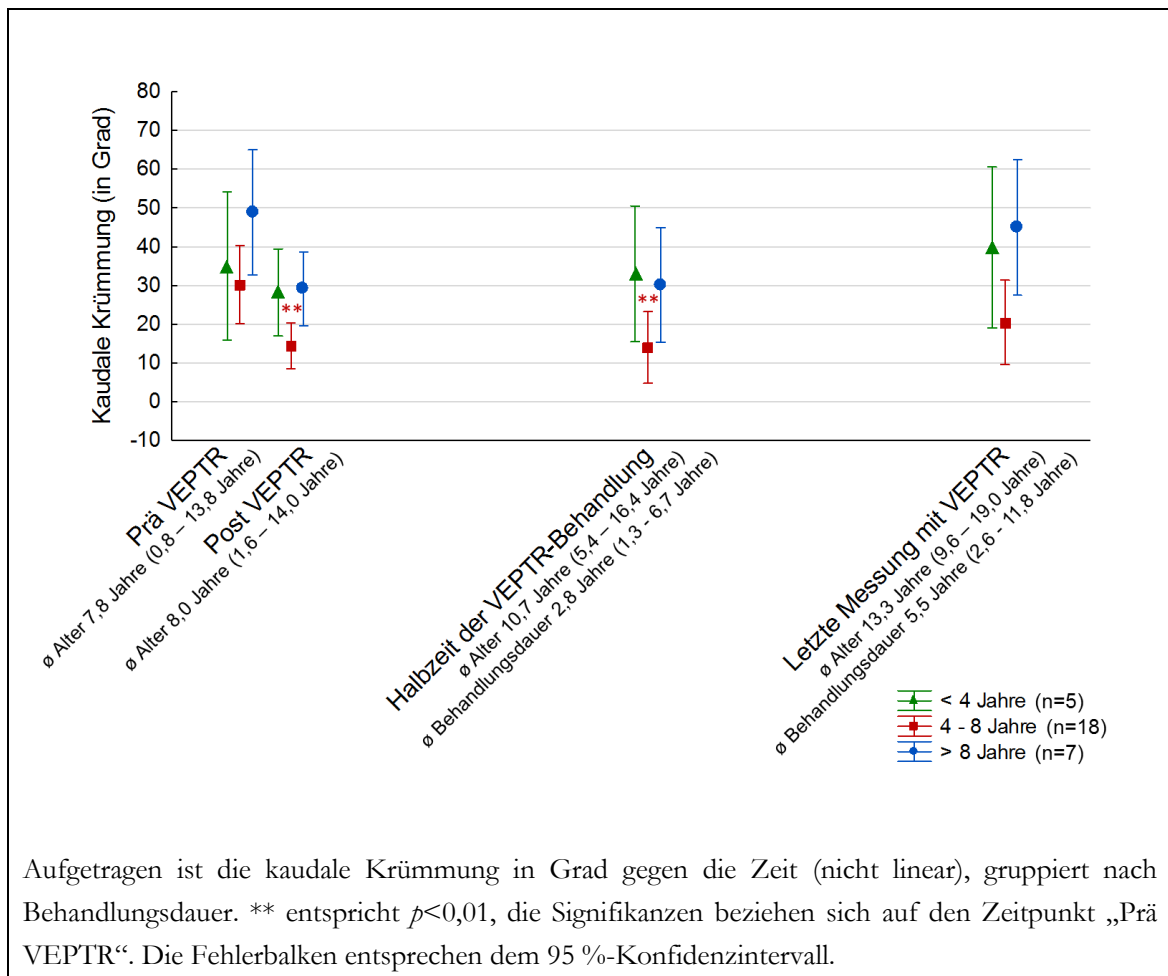


Abbildung 38: Mittelwerte des Cobb-Winkels der kaudalen Krümmung gruppiert nach Behandlungsdauer für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

3.2.4 Altersadaptierte Kyphose

Zur Veranschaulichung des Verlaufs des Cobb-Winkels der „altersadaptierten Kyphose“ (Begriffserklärung siehe 2.4.4) über durchschnittlich 6,1 Jahre wurde Abbildung 39 erstellt. Zur Darstellung der Werte für die altersadaptierten Kyphose wurden die gemessenen Werte mithilfe der Formel von Giglio und Volpon (Giglio und Volpon 2007) berechnet, so dass die Werte der Grafiken die Abweichung von den Normwerten anzeigen (siehe 2.4.4). Der obere Grenzwirbel zur Messung der Kyphose lag zu den Zeitpunkten vor Implantation sowie vor Explantation des VEPTR-Systems und nach Explantation des VEPTR-Stabs im Durchschnitt bei BWK 3 (min. HWK 7, max. BWK 6), der untere Grenzwirbel war vor Implantation sowie vor Explantation des VEPTR-Systems im Durchschnitt BWK 12 (min. BWK 9, max. LWK 4), zum Zeitpunkt nach Explantation des VEPTR-Stabs lag er durchschnittlich bei LWK 1 (min. BWK 9, max. LWK 3).

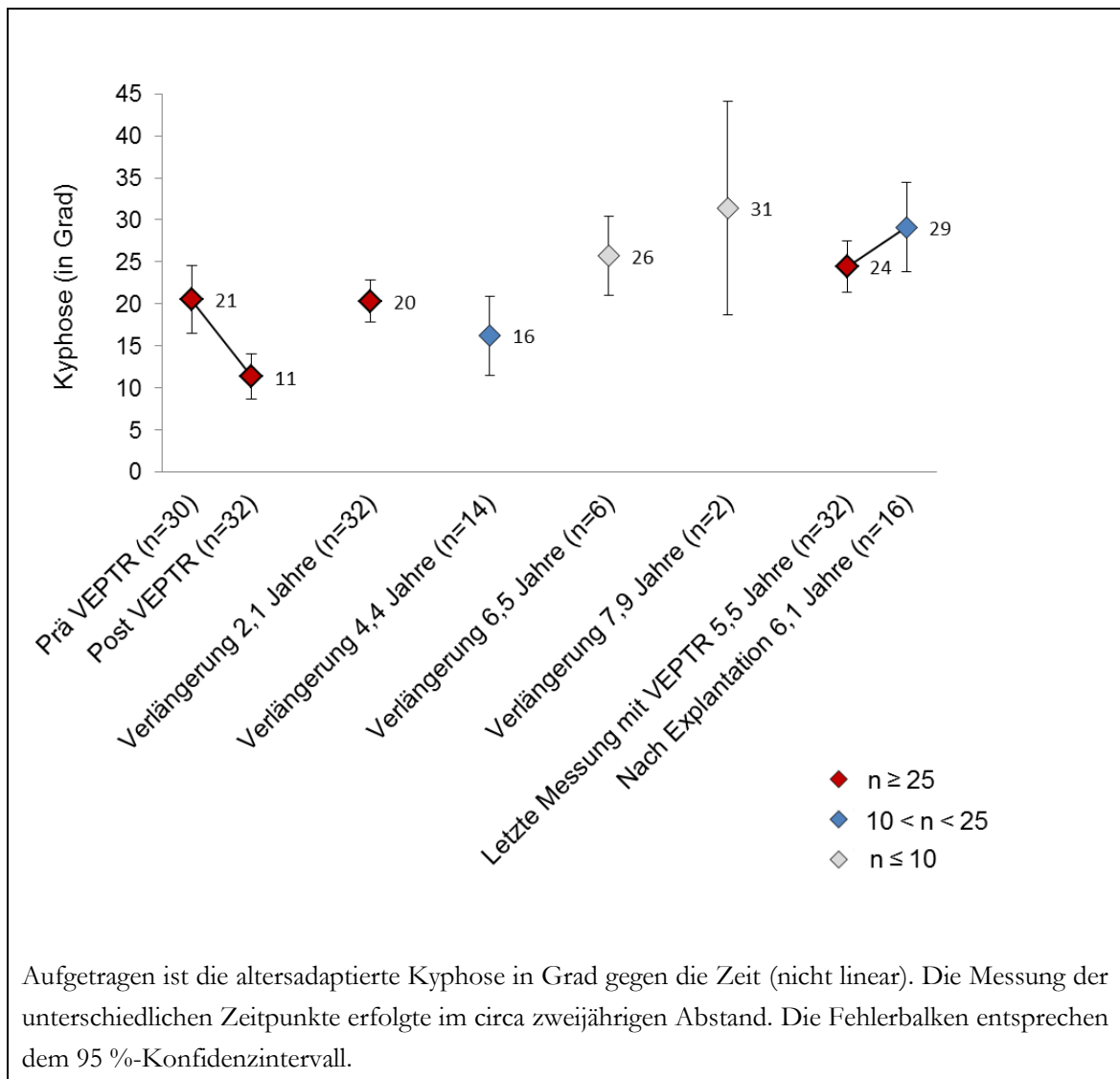


Abbildung 39: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose

In der Darstellung nach den bekannten Zeitpunkten ergab sich eine signifikante Reduktion der altersadaptierten Kyphose durch Implantation des VEPTRs der Hyperkyphose von $19,9^\circ$ auf $9,7^\circ$ (Abbildung 41), im Verlauf zeigte sich eine Verstärkung der Hyperkyphose auf $28,5^\circ$ nach Explantation des VEPTRs, entsprechend 43,2 % über dem Ausgangswert (Abbildung 40, Abbildung 41).

Insgesamt zeigten 87,1 % ($n=27$) der Kinder ($n=31$) vor VEPTR-Implantation eine Hyperkyphose von durchschnittlich $22,5^\circ$. Bei 12,9 % ($n=4$) der Kinder lag eine verminderte Kyphose von durchschnittlich $7,4^\circ$ vor. Im Verlauf änderte sich diese Relation, so dass vor Explantation des VEPTR-Systems bei 93,8 % ($n=30$) der Kinder ($n=32$) eine Hyperkyphose von durchschnittlich $24,4^\circ$ vorlag und bei 6,3 % ($n=2$) der Kinder eine verminderte Kyphose von durchschnittlich $16,1^\circ$. Nach Explantation des VEPTR-Systems lag bei allen Kindern ($n=13$) eine Hyperkyphose von durchschnittlich $29,9^\circ$ vor.

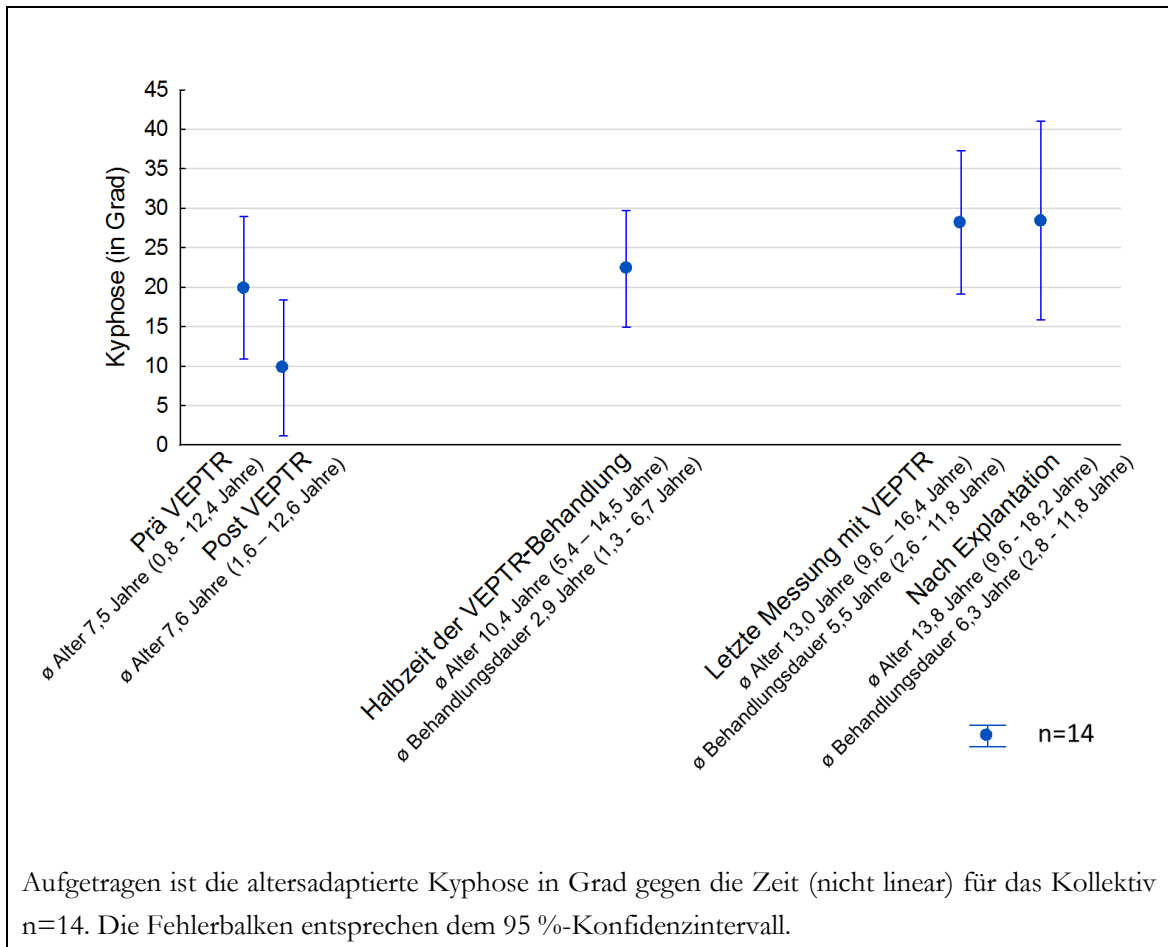


Abbildung 40: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

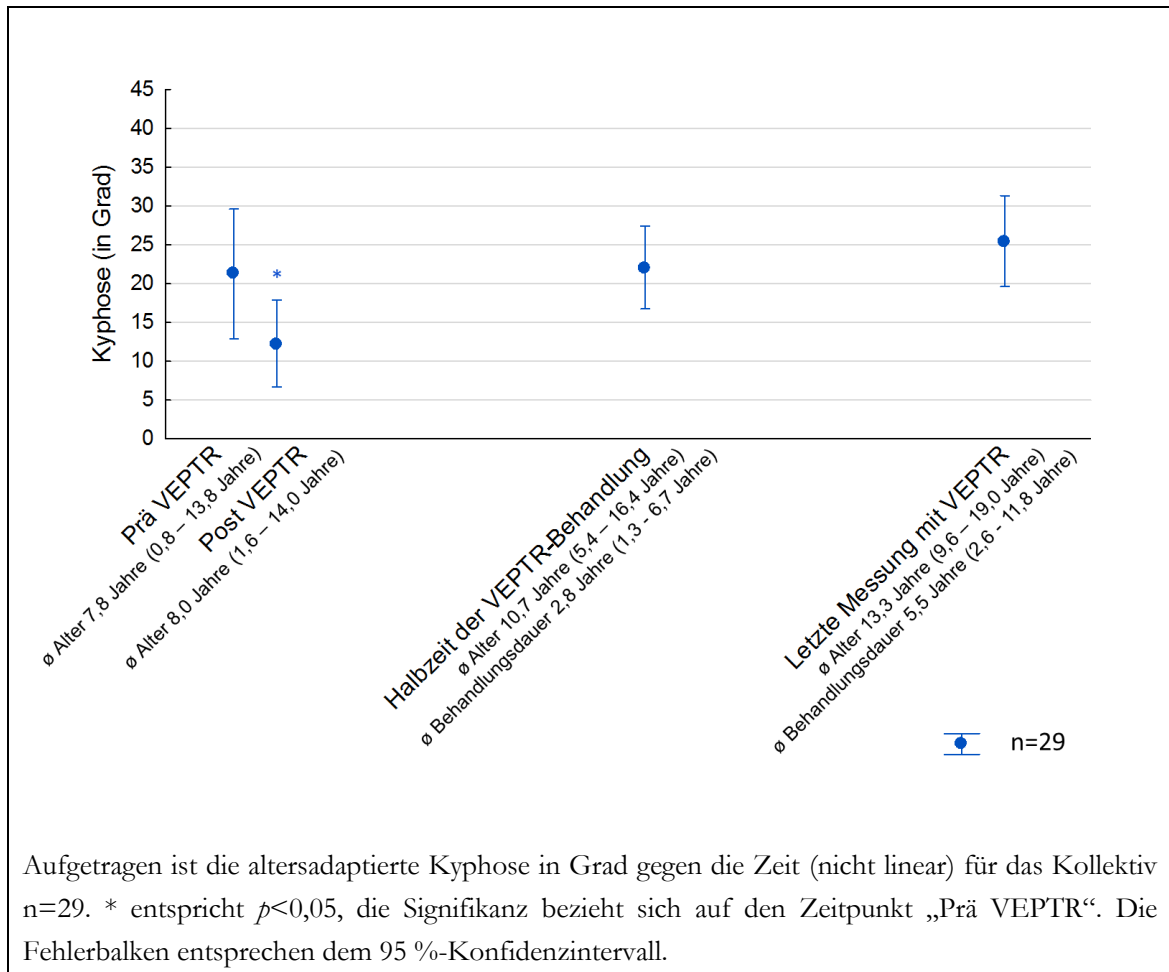


Abbildung 41: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTTR, Halbzeit der VEPTTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTTR

Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der Analyse der Kyphose nach Erkrankung (Abbildung 42) oder operativer Implantatverankerung (Abbildung 43). Der Wert der Kyphose blieb in der Betrachtung des Implantats Rippe-Becken stabiler, wohingegen beim Implantat Rippe-LWS eine Dekompensation auftrat. Dieser Unterschied war jedoch bei kleinen Fallzahlen nicht statistisch signifikant (Abbildung 43).

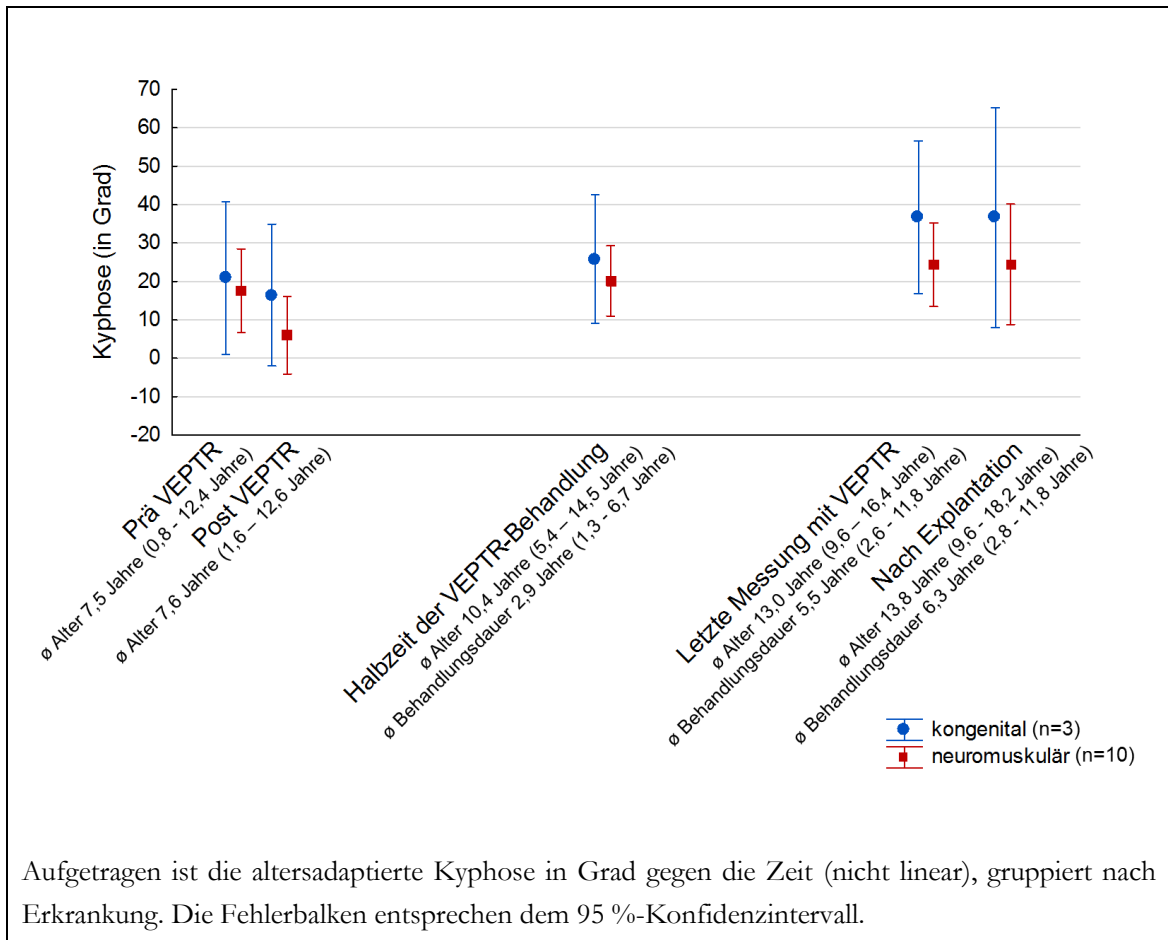


Abbildung 42: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

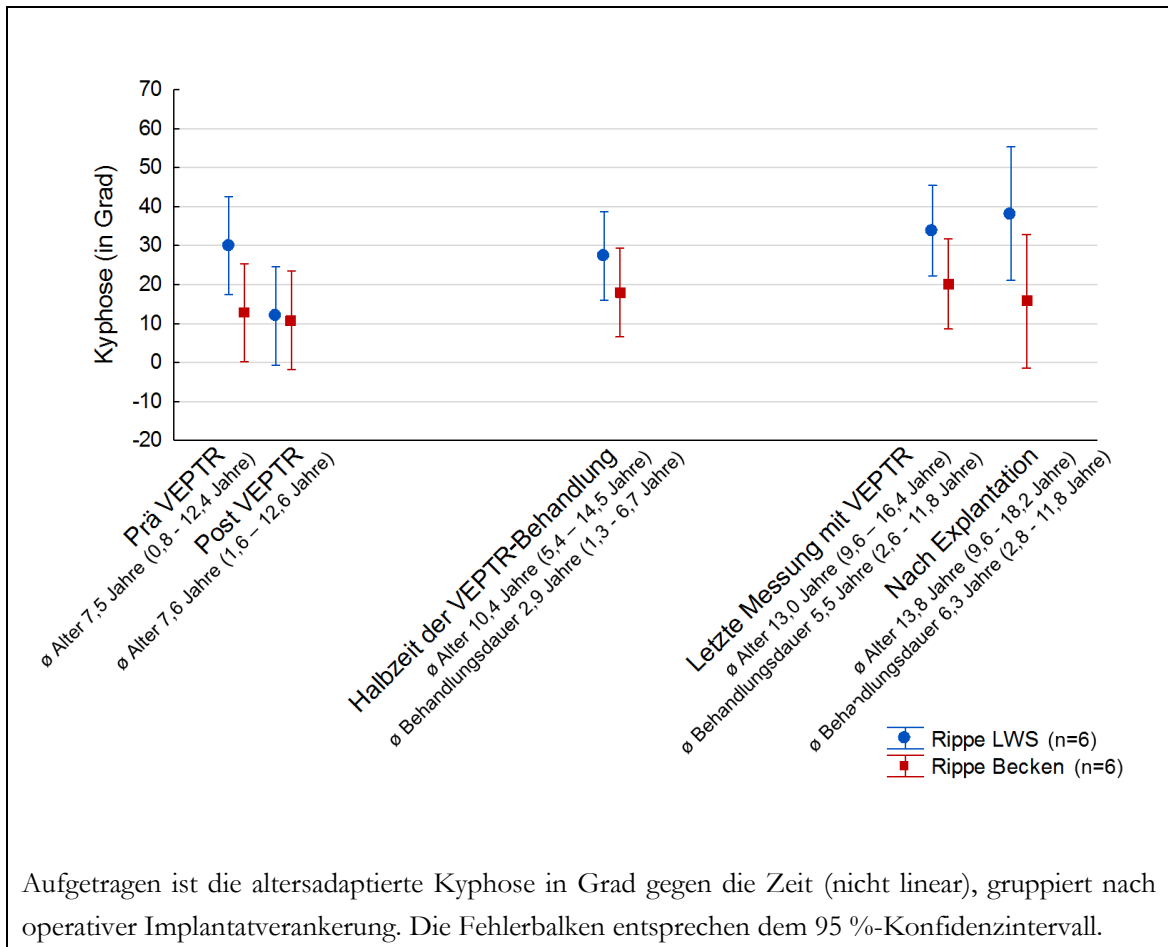


Abbildung 43: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

Auch in der Unterteilung nach Alter bei Behandlungsbeginn (Abbildung 44) und Behandlungsdauer (Abbildung 45) konnte kein signifikanter Unterschied gefunden werden.

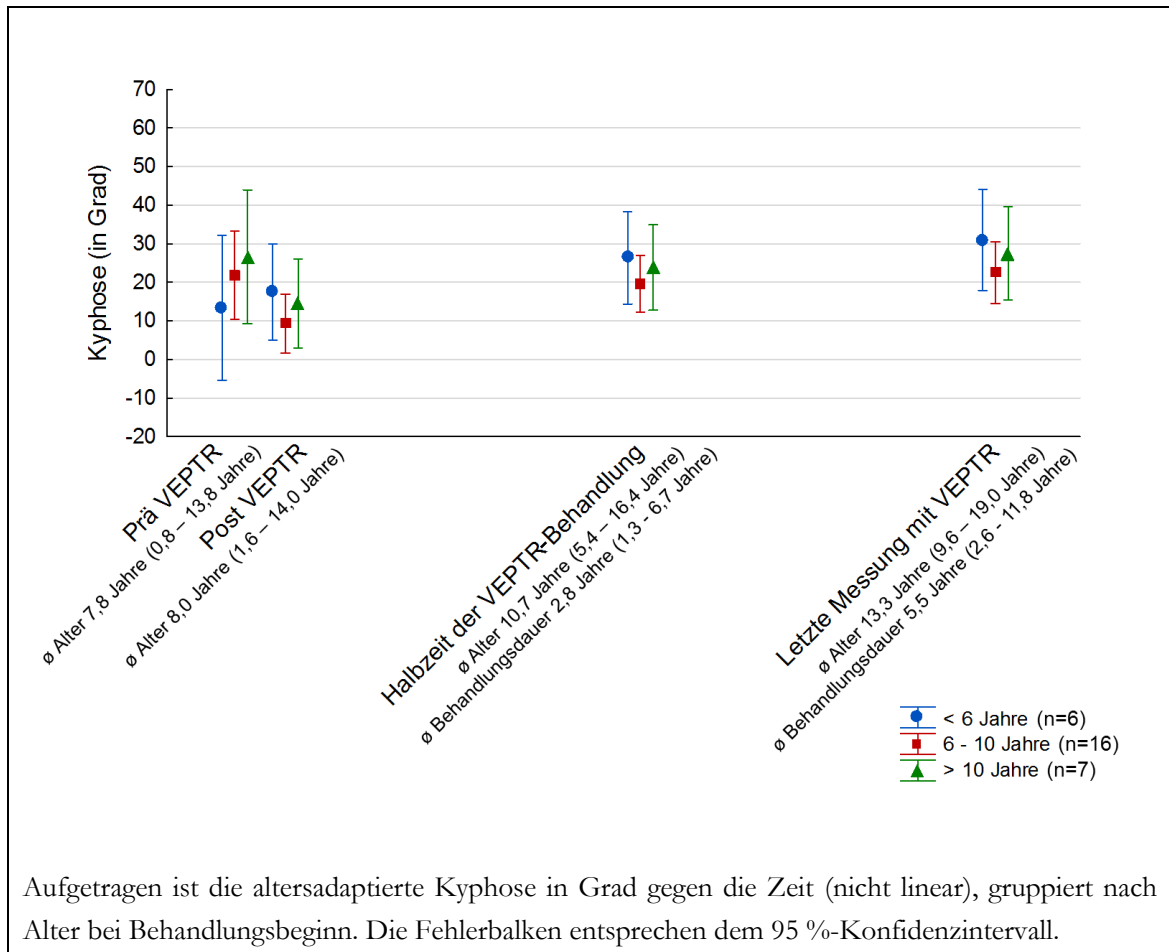


Abbildung 44: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose gruppiert nach Alter bei Behandlungsbeginn für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

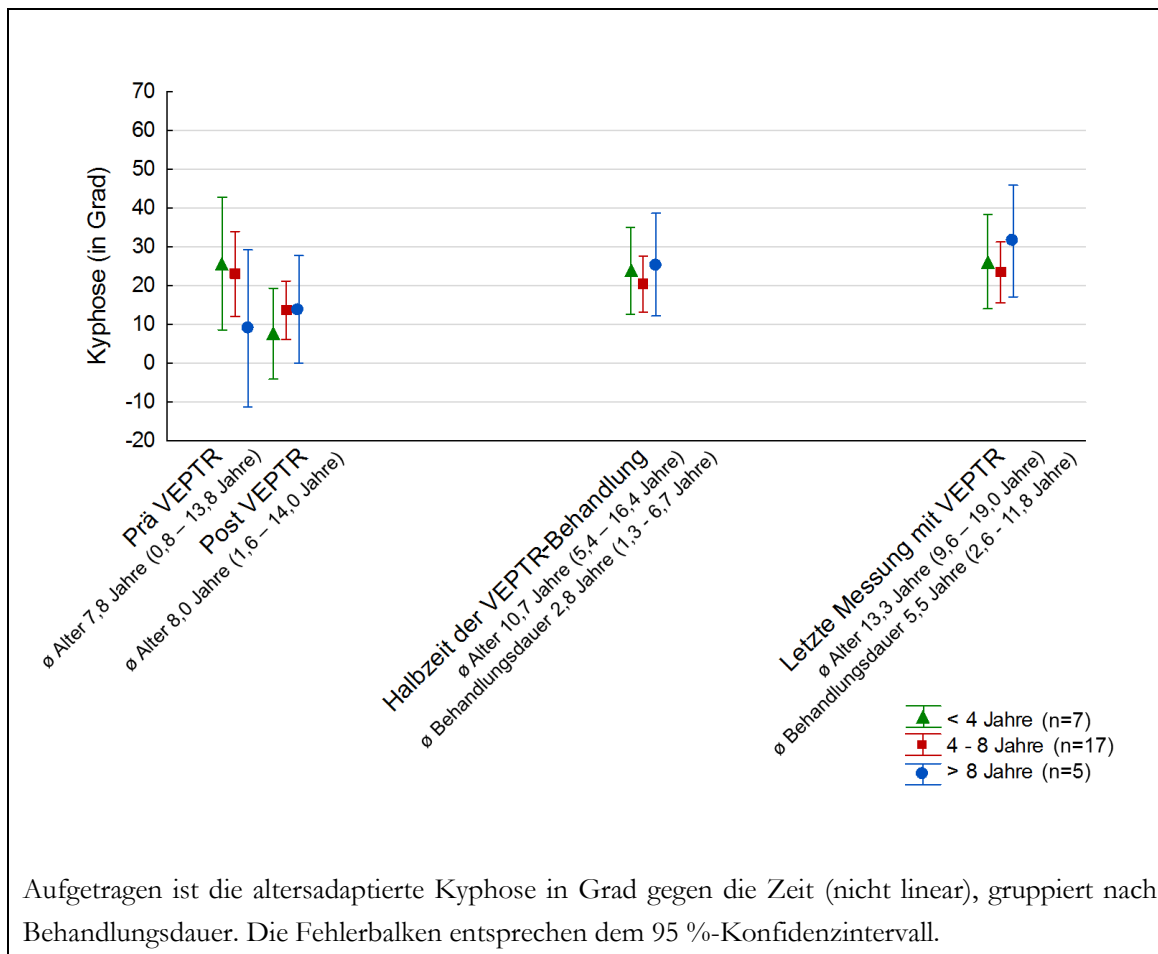


Abbildung 45: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Kyphose gruppiert nach Behandlungsdauer für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

3.2.5 Altersadaptierte Lordose

Auch in der Darstellung der „altersadaptierten Lordose“ (Begriffserklärung siehe 2.4.4) zeigen die Werte der Grafiken die Abweichung der Lordose vom altersadaptierten Normwert (siehe 2.4.4). Abbildung 46 veranschaulicht den Verlauf der altersadaptierten Lordose über einen durchschnittlichen Behandlungszeitraum von 6,1 Jahren.

80,6 % (n=25) der Kinder (n=31) zeigten vor VEPTR-Implantation eine Hyperlordose von durchschnittlich 14,0°. Bei 19,4 % (n=6) der Kinder lag eine verminderte Lordose von durchschnittlich 7,6° vor. Im Verlauf fand sich eine Tendenz zur Entwicklung einer verminderten Lordose. So lag bei Explantation des VEPTR-Systems nur noch bei 62,5 % (n=20) der Kinder (n=32) eine Hyperlordose von durchschnittlich 13,9° vor und bei 37,5 % (n=12) der Kinder eine verminderte Lordose von durchschnittlich 12,6°. Nach Explantation des VEPTR-Systems fand sich bei 68,7 % (n=11) der Kinder eine Hyperlordose von durchschnittlich 12,8° und bei 31,3 % (n=5) der Kinder eine verminderte Lordose von durchschnittlich 8,4°.

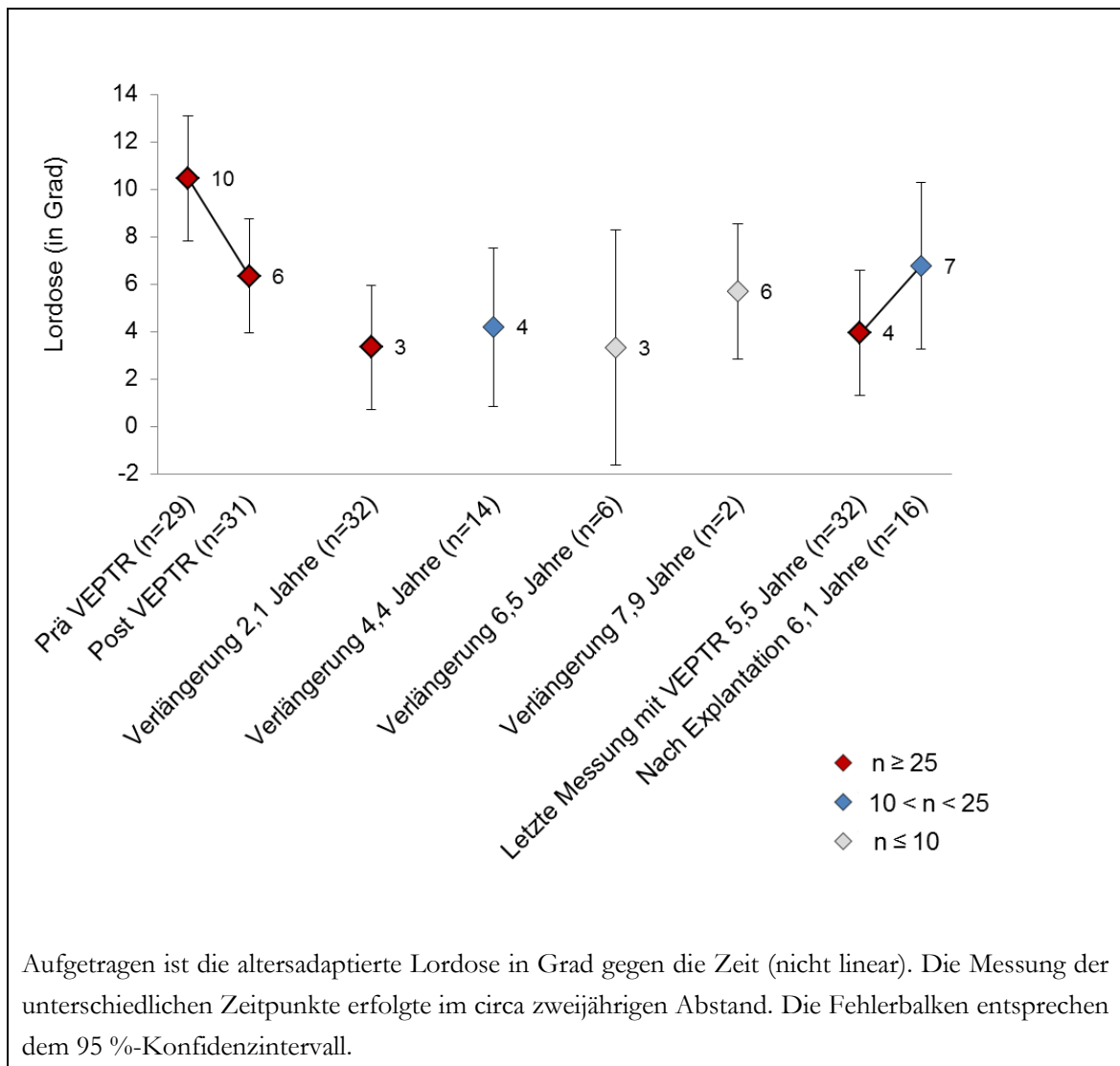


Abbildung 46: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose

In Abbildung 47 und Abbildung 48 ist zu sehen, dass über den gesamten Verlauf der VEPTR-Behandlung keine signifikante Änderung der Lordose stattfand. Über den gesamten Untersuchungszeitraum lag eine Hyperlordose von minimal $5,4^\circ$ zum Zeitpunkt vor Explantation der VEPTR-Implantate bis zu maximal $10,5^\circ$ zum Zeitpunkt vor Implantation des VEPTR-Systems vor.

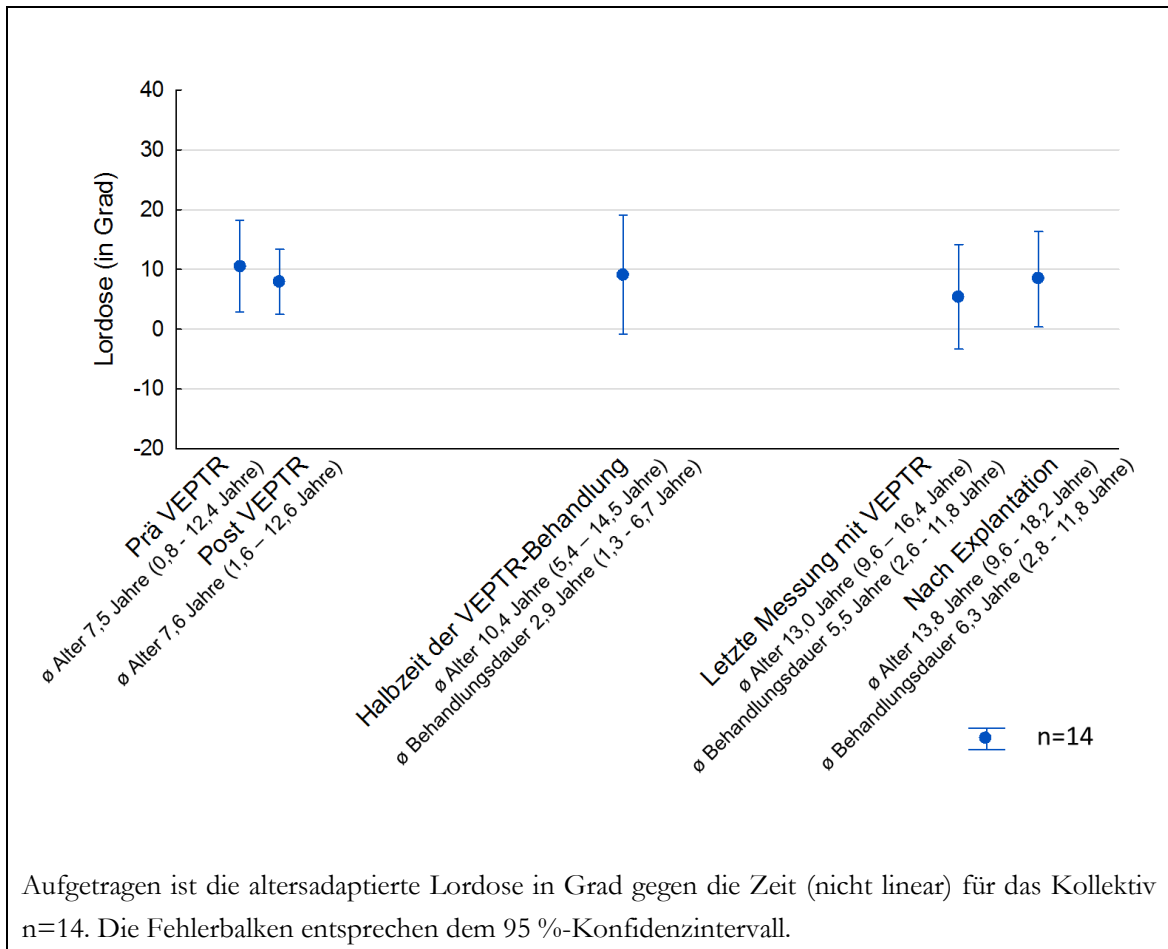


Abbildung 47: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

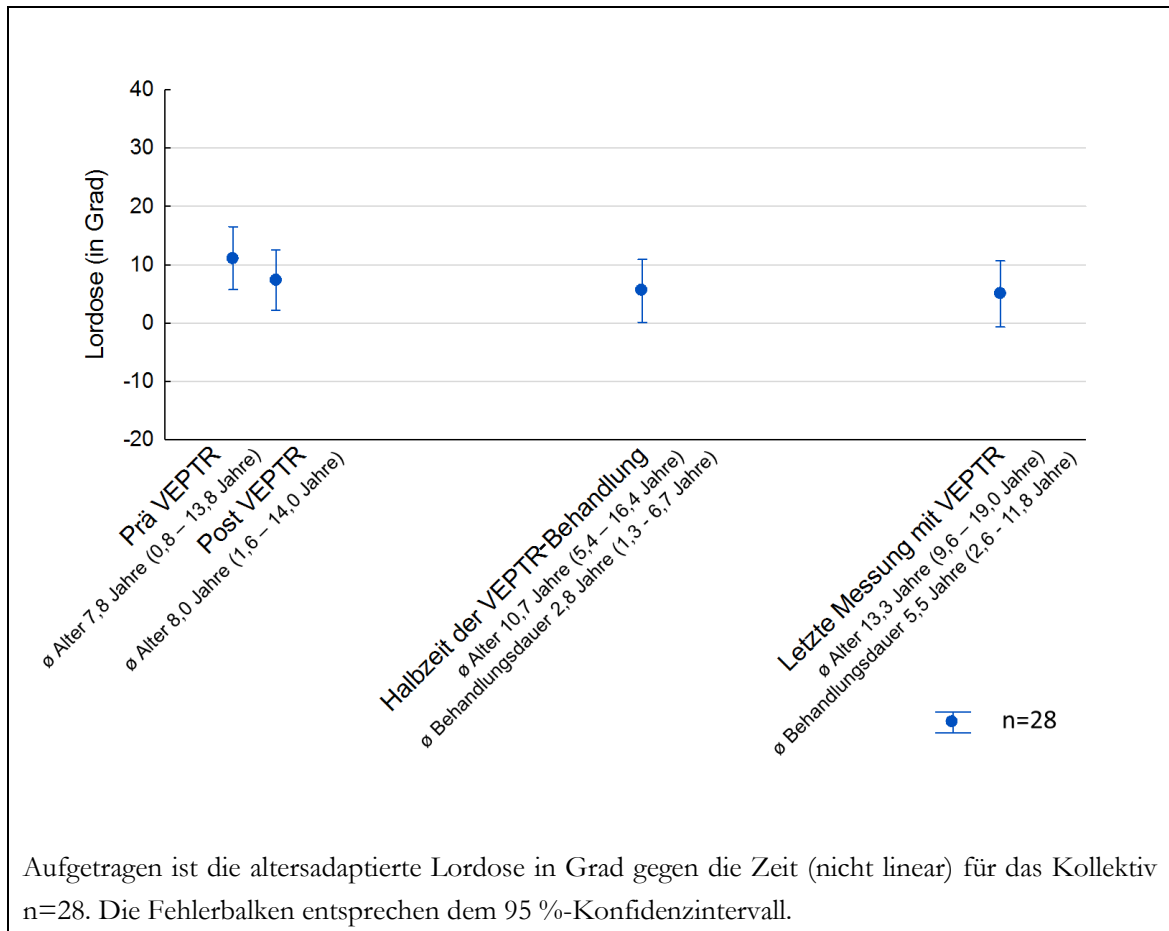


Abbildung 48: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

Auch nach Analyse der Gruppierungen nach Erkrankung (Abbildung 49) und operativer Implantatverankerung (Abbildung 50) konnte keine signifikante Änderung sowie kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen gefunden werden.

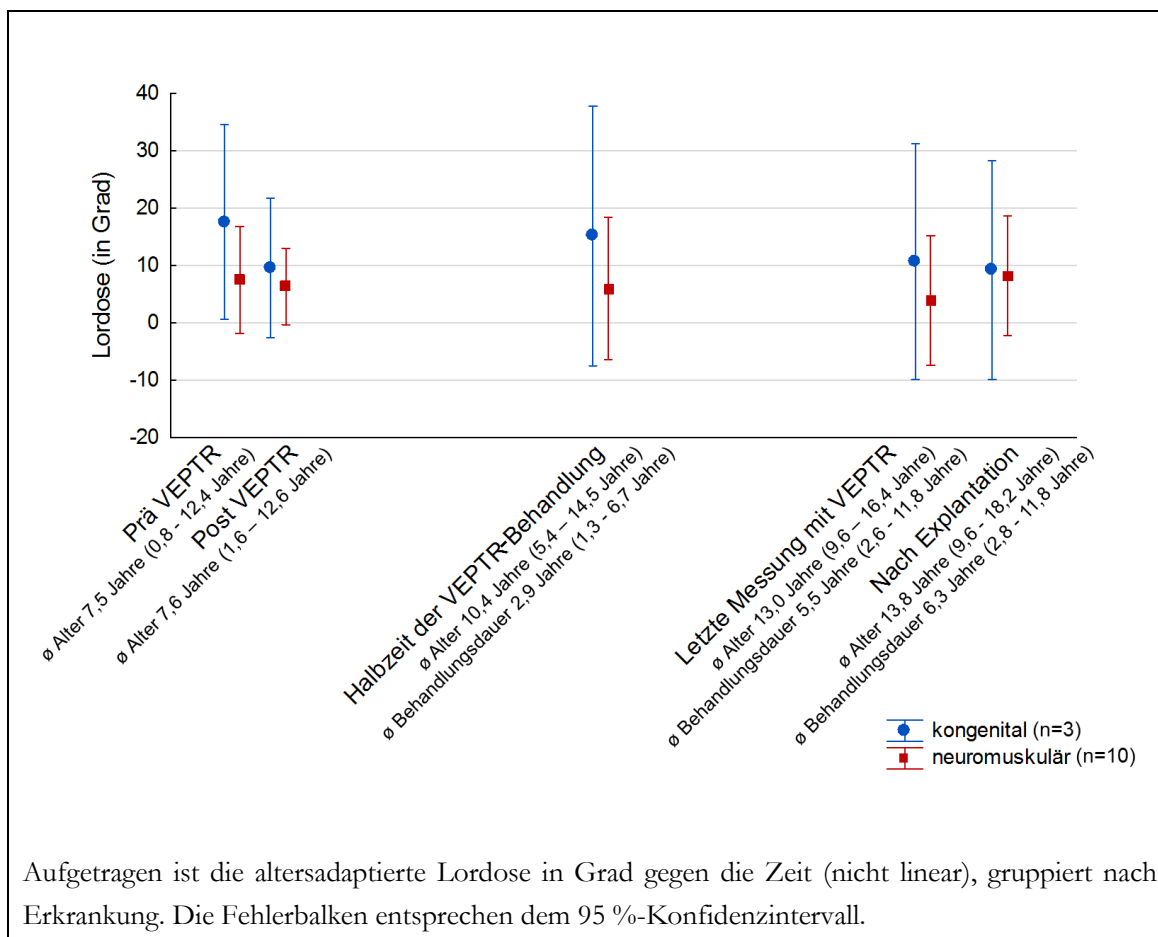


Abbildung 49: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

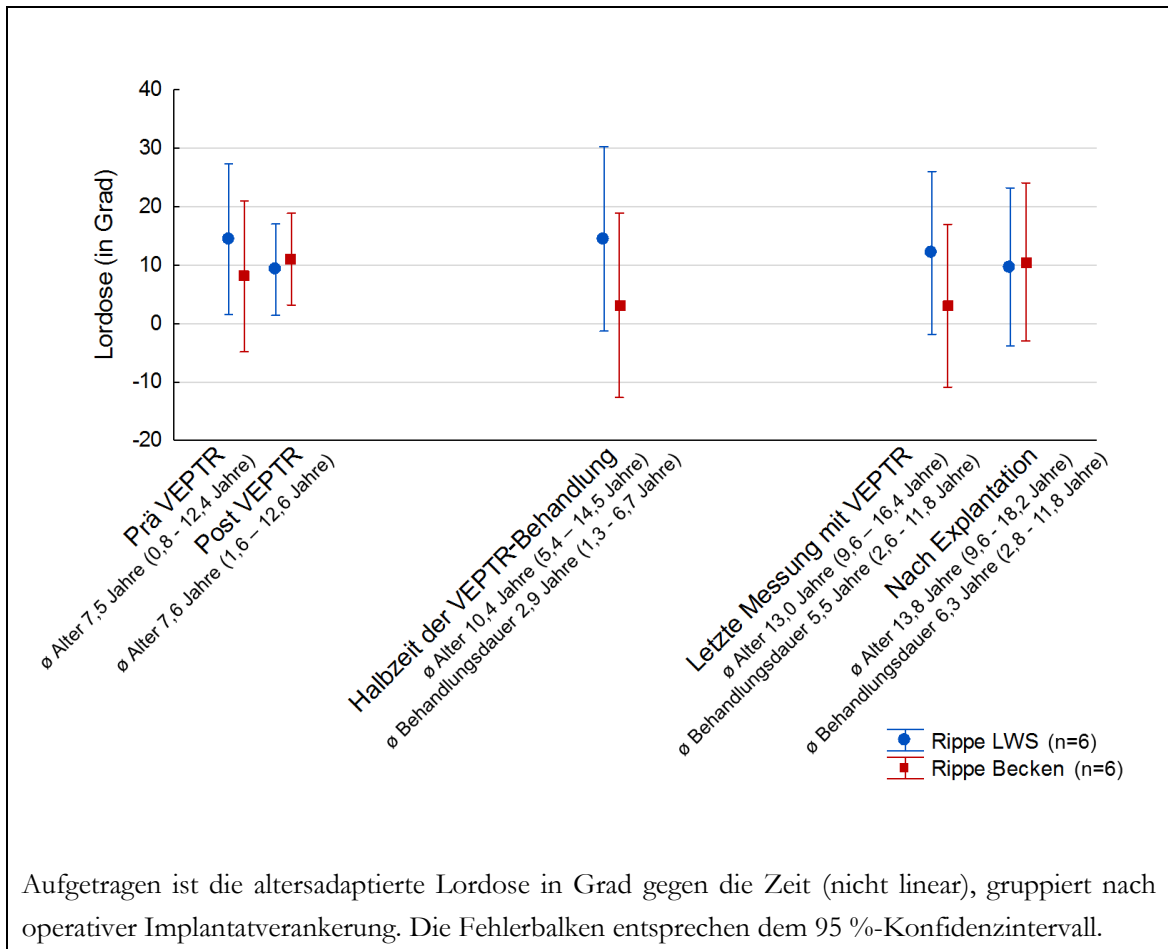


Abbildung 50: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

Letztlich konnte auch die Gruppierung nach Alter bei Behandlungsbeginn (Abbildung 51) sowie Behandlungsdauer (Abbildung 52) keine Signifikanz zeigen.

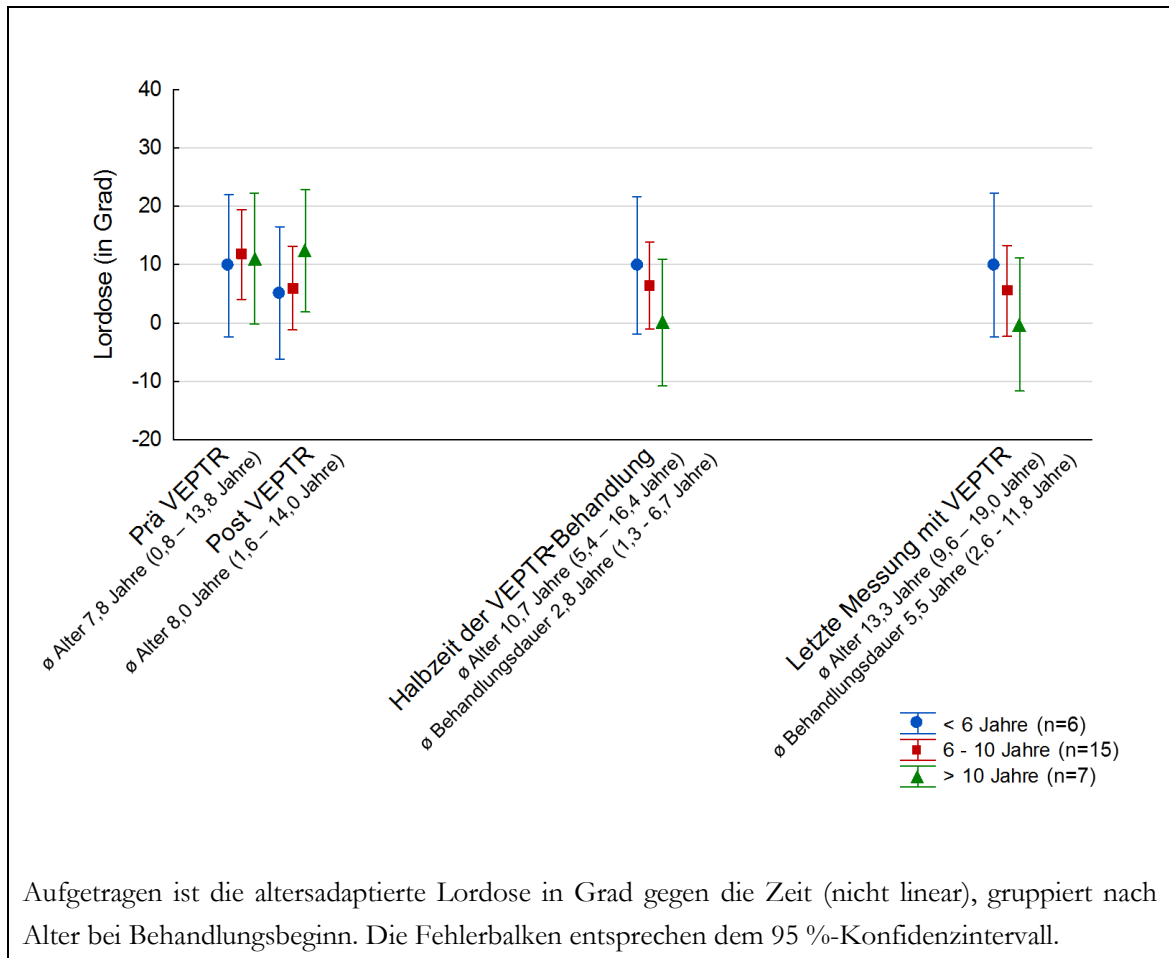


Abbildung 51: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose gruppiert nach Alter bei Behandlungsbeginn für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

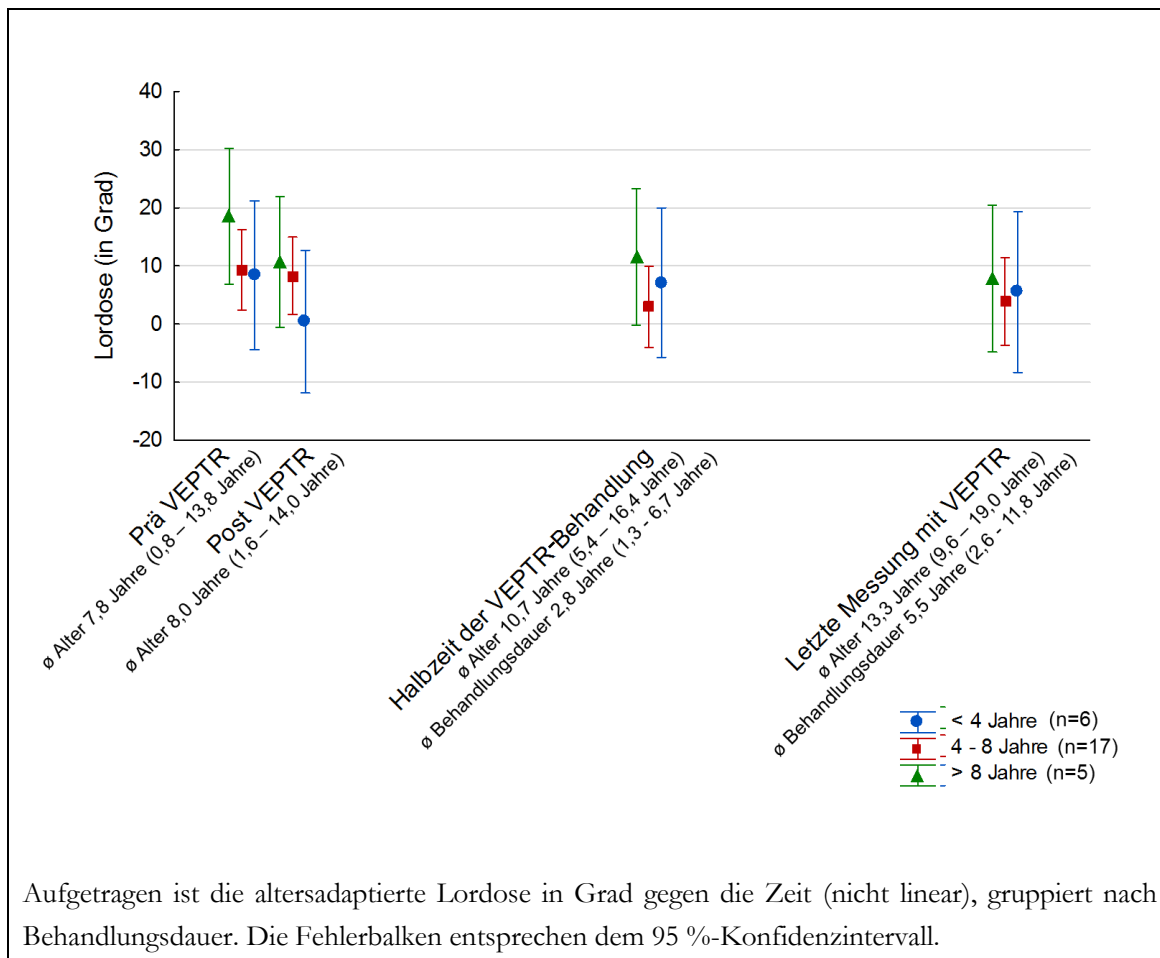


Abbildung 52: Mittelwerte des Cobb-Winkels der altersadaptierten Lordose gruppiert nach Behandlungsdauer für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

3.2.6 Beckenschiefstand

In Abbildung 53 ist eine Übersicht über den Beckenschiefstand im Verlauf von durchschnittlich 6,1 Jahren zu sehen. Auch hier weisen einzelne Zeitpunkte, z. B. Verlängerung 3 und 4, nur sehr geringe Fallzahlen ($n=6$ bzw. $n=2$) auf. Es ist eine deutliche Abnahme des Beckenschiefstands durch die Implantation des VEPTR-Systems zu erkennen. Der Beckenschiefstand nahm nach Explantation der VEPTR-Implantate wieder deutlich zu.

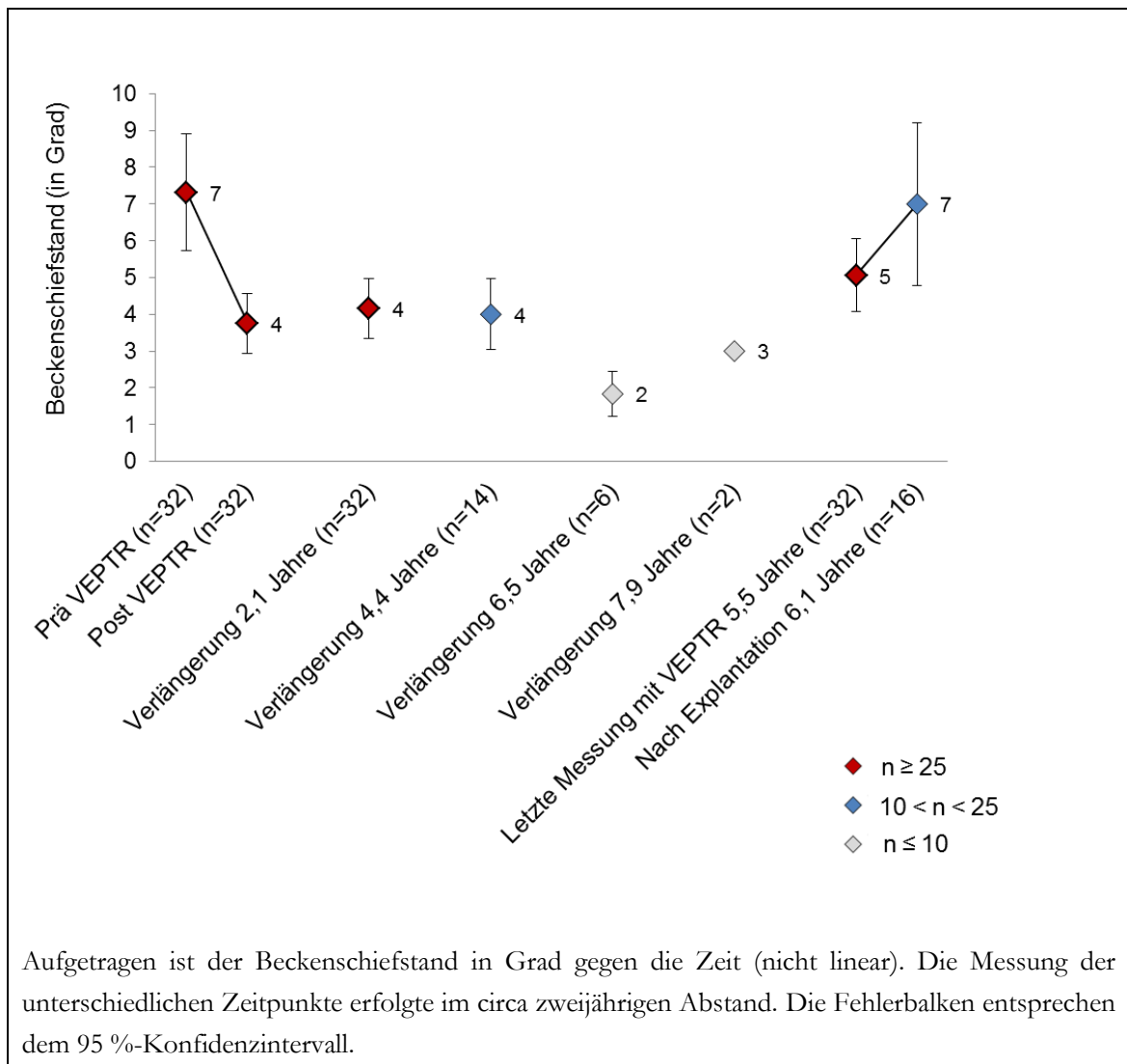


Abbildung 53: Mittelwerte des Beckenschiefstands

Es konnte gezeigt werden, dass die VEPTTR-Implantation zu einer signifikanten Reduktion des Beckenschiefstands um 62,1 % führt. Im Verlauf zeigte sich eine kontinuierliche Zunahme des Beckenschiefstands, so dass nach Explantation des VEPTTR-Systems der Beckenschiefstand noch 19,5 % unter dem Ausgangswert lag (Abbildung 54, Abbildung 55).

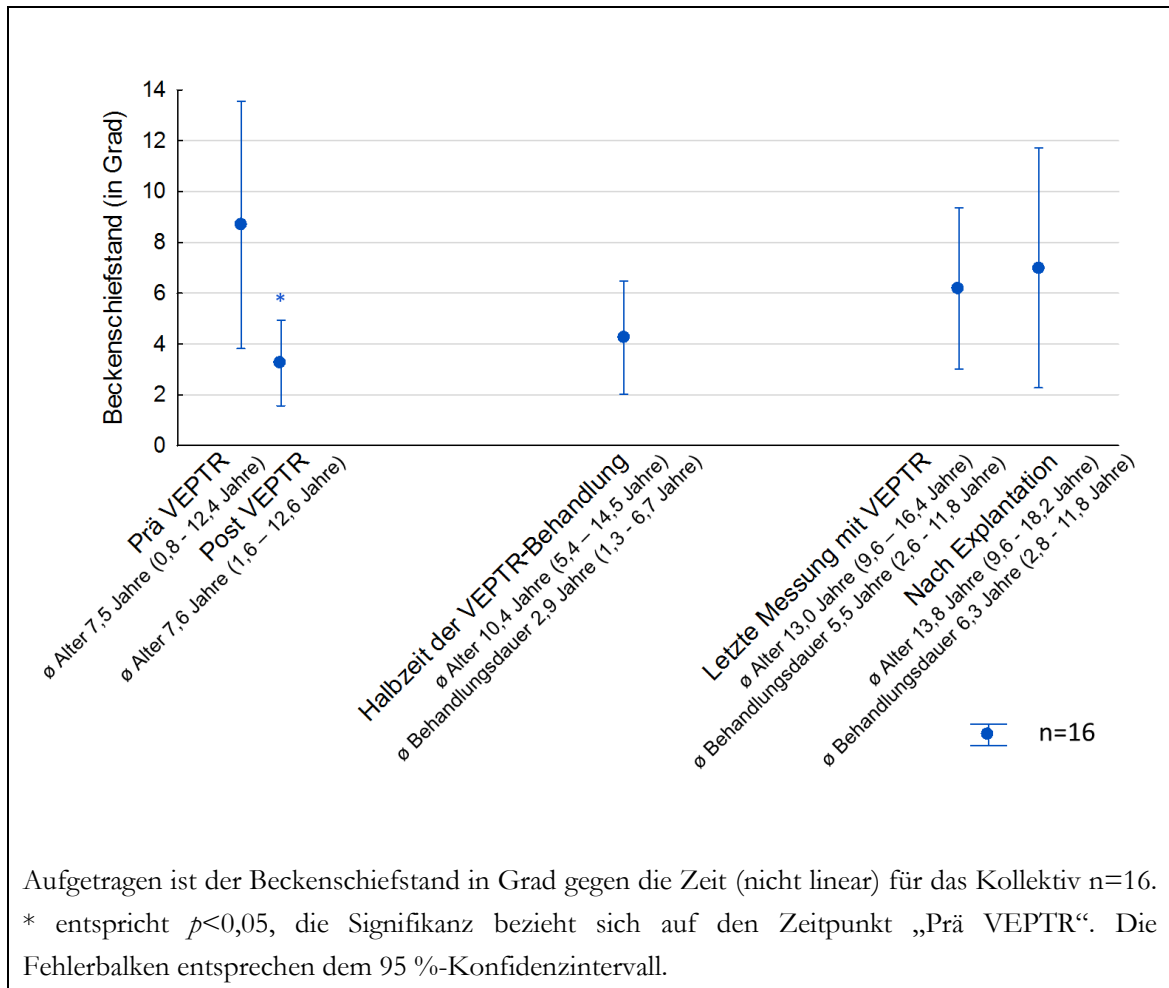


Abbildung 54: Mittelwerte des Beckenschiefstands für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

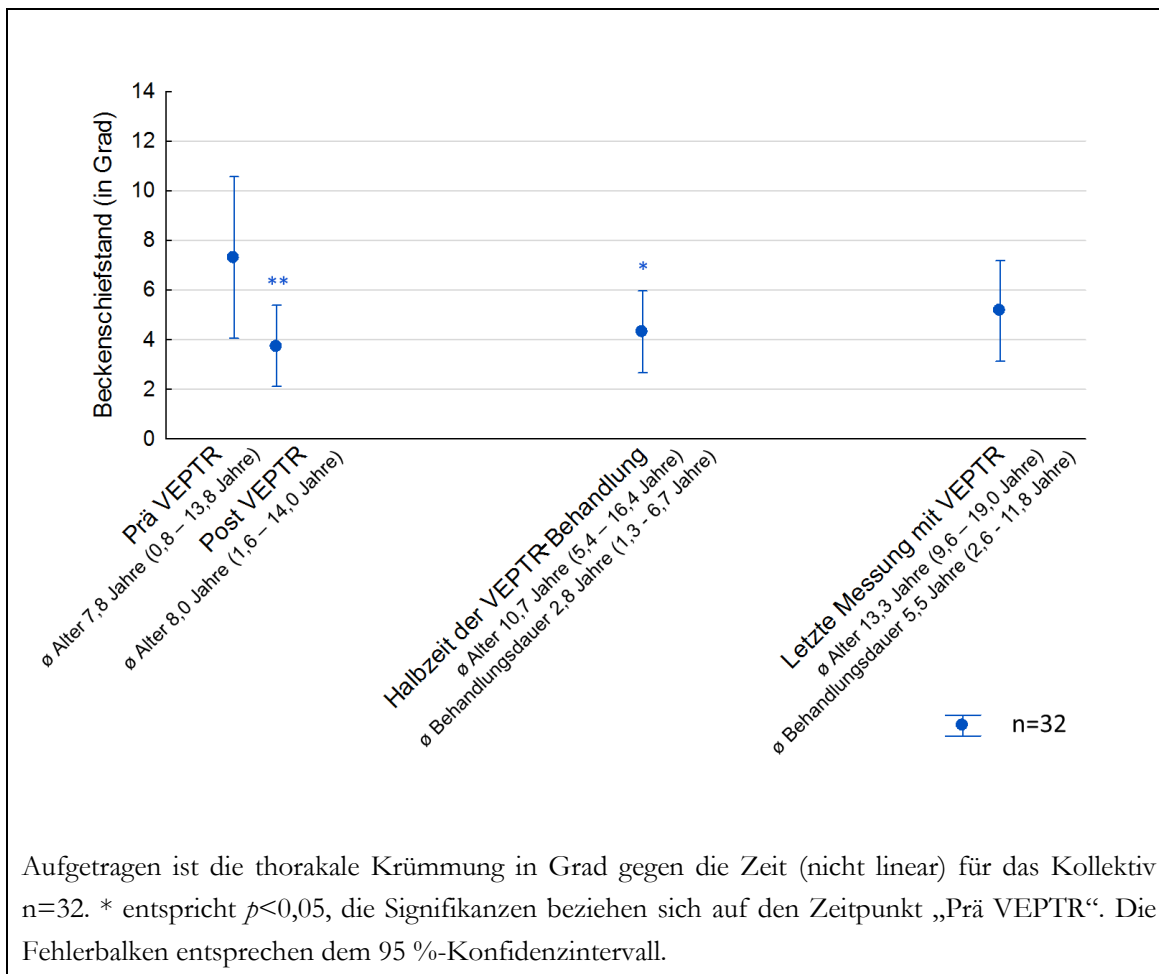


Abbildung 55: Mittelwerte des Beckenschiefstands für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

Bei der Gruppierung nach Erkrankung des Kollektivs der Kinder (n=15) zeigte sich eine signifikante Abnahme des Beckenschiefstands für die Kinder mit neuromuskulären Skoliosen (n=10). In der Gruppe der kongenitalen Skoliosen (n=5) gab es keine signifikante Veränderung (Abbildung 56).

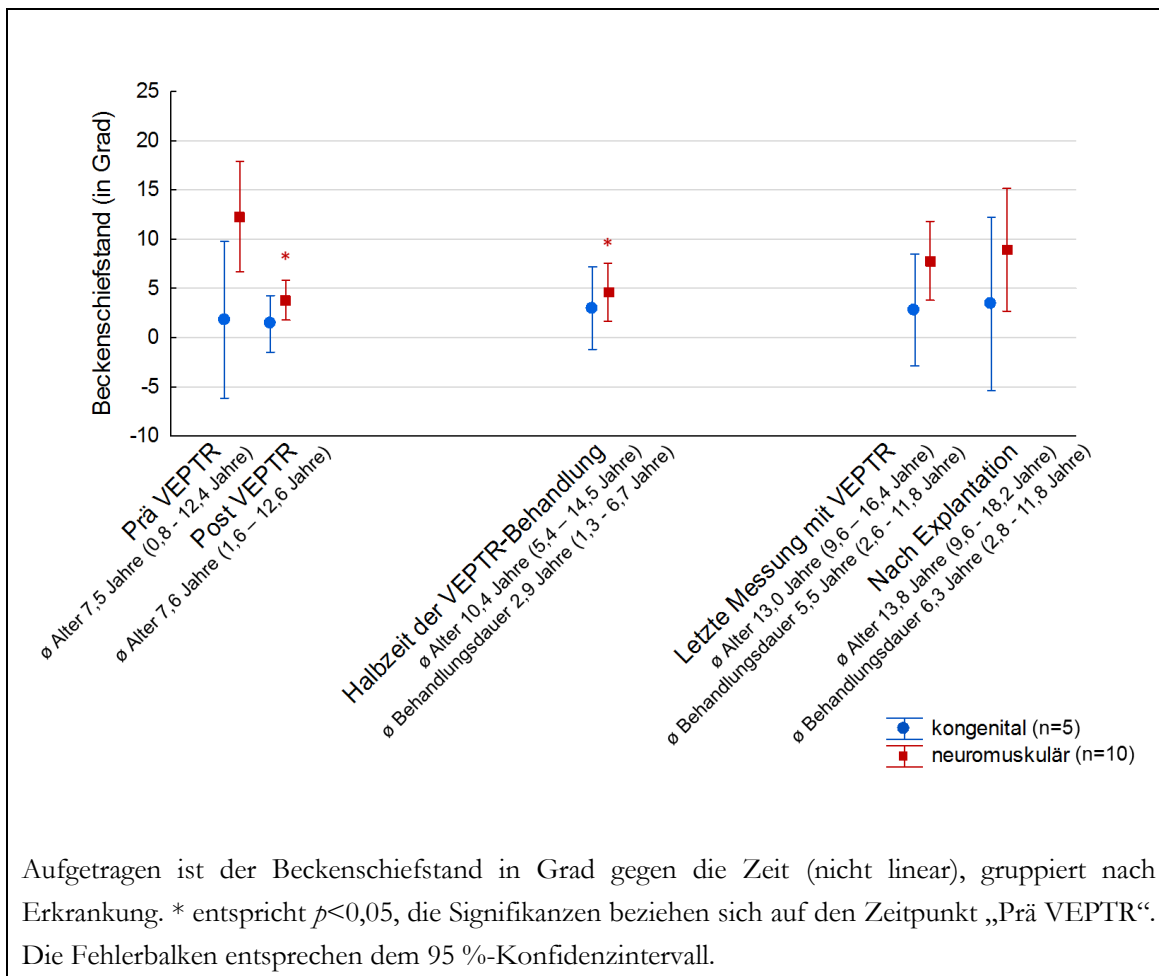
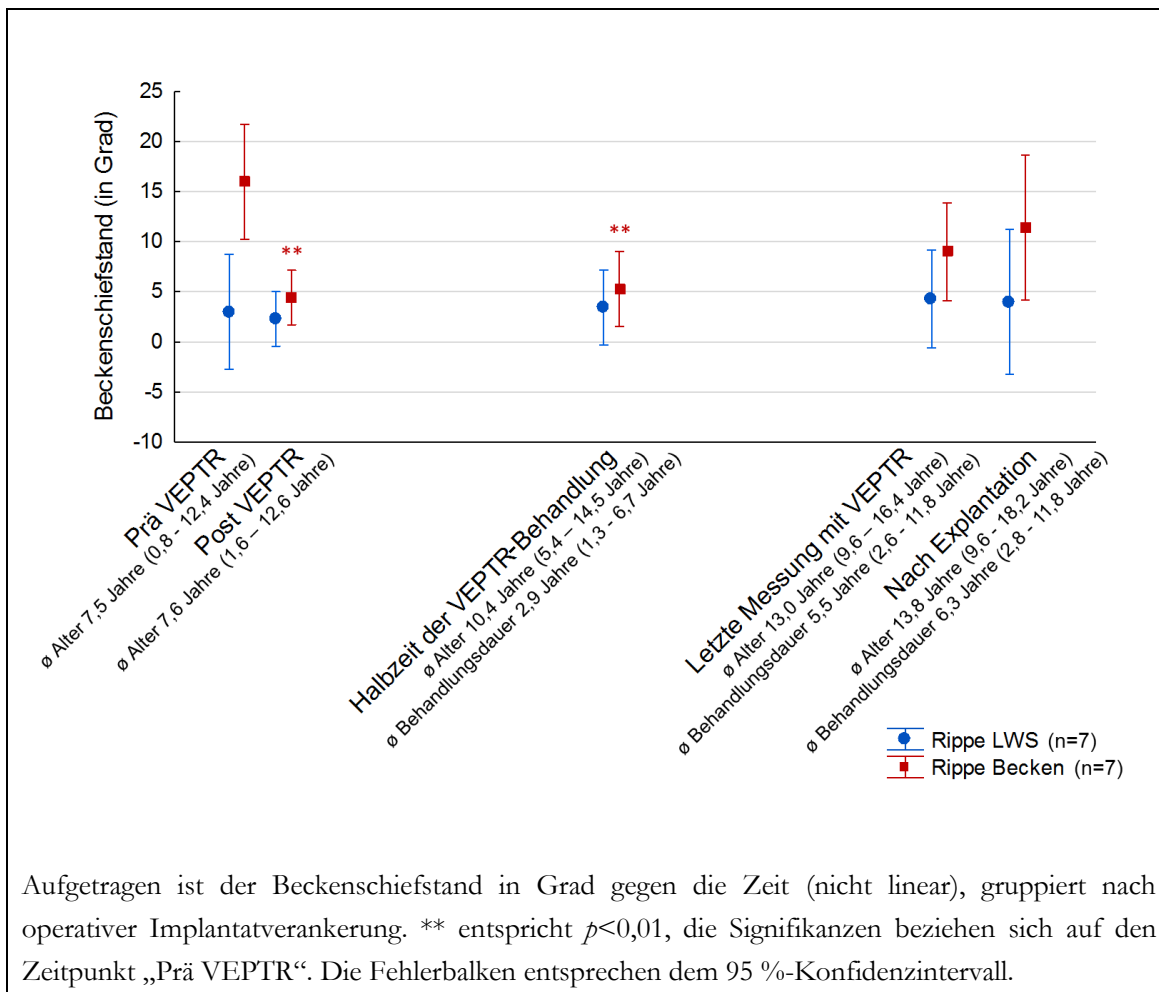


Abbildung 56: Mittelwerte des Beckenschiefstands gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

Bei Gruppierung nach operativer Implantatverankerung (n=14) ergab sich ein ähnliches Bild mit einer signifikanten Reduktion des Beckenschiefstands für die Gruppe mit Implantat Rippe-Becken (n=7) und keiner signifikanten Veränderung in der Gruppe mit Implantat Rippe-LWS (n=7, Abbildung 57).



Aufgetragen ist der Beckenschiefstand in Grad gegen die Zeit (nicht linear), gruppiert nach operativer Implantatverankerung. ** entspricht $p < 0,01$, die Signifikanzen beziehen sich auf den Zeitpunkt „Prä VEPTR“. Die Fehlerbalken entsprechen dem 95 %-Konfidenzintervall.

Abbildung 57: Mittelwerte des Beckenschiefstands gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

Eine Gruppierung des Kollektivs (n=32) nach dem Alter bei Behandlungsbeginn zeigte keine signifikanten Unterschiede. Ebenso konnten in der Gruppierung nach der Behandlungsdauer (n=30) keine Signifikanzen gefunden werden (Abbildung 58, Abbildung 59).

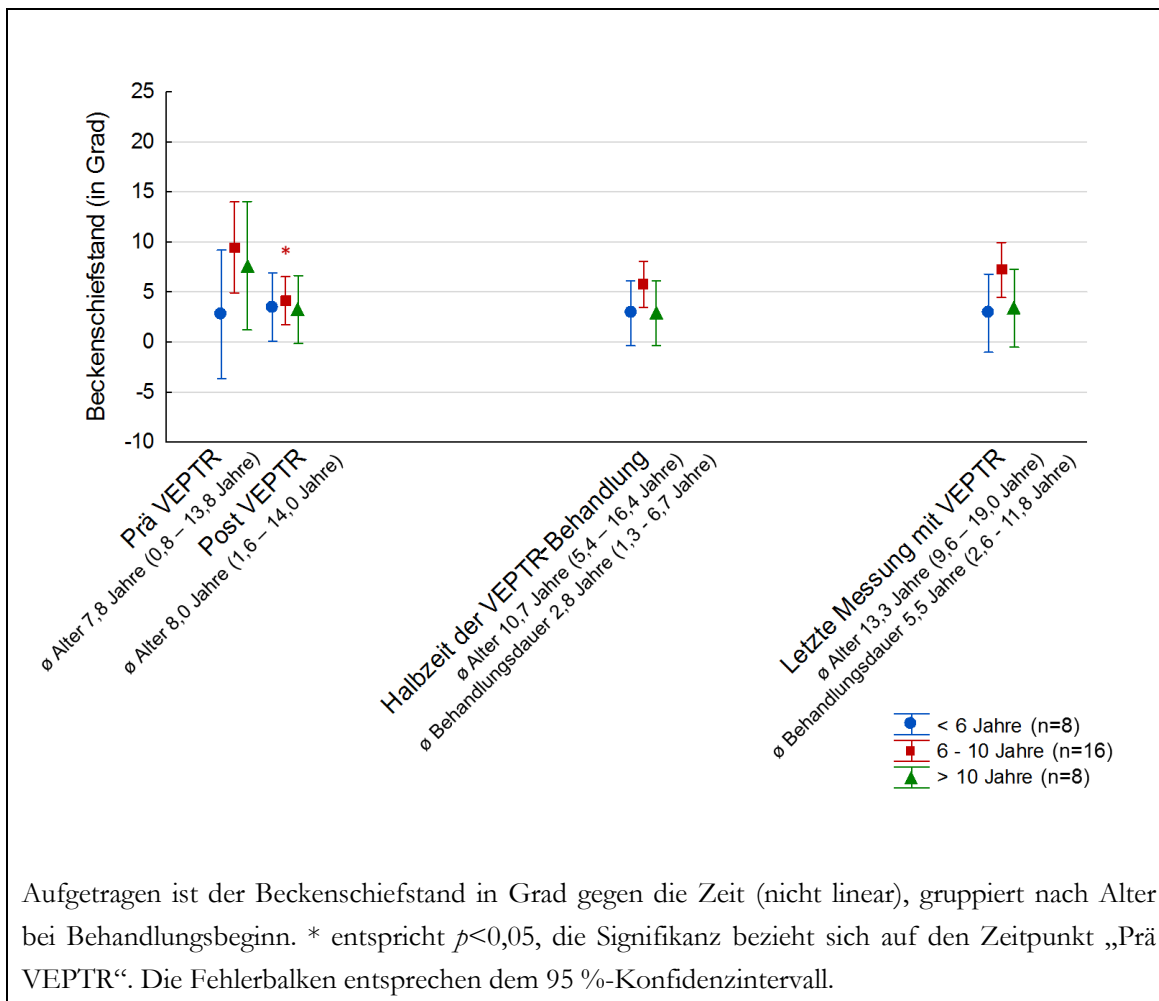


Abbildung 58: Mittelwerte des Beckenschiefstands gruppiert nach Alter bei Behandlungsbeginn für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

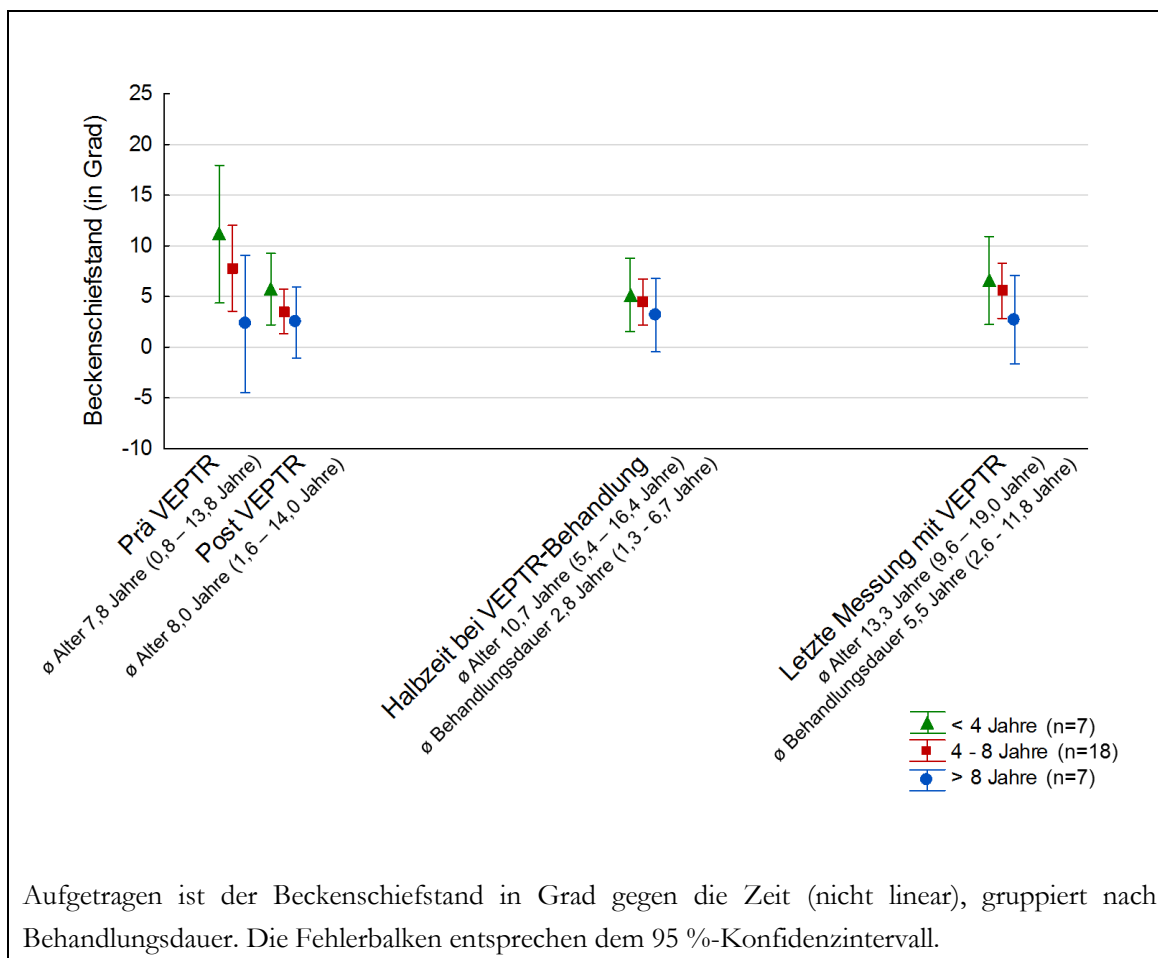


Abbildung 59: Mittelwerte des Beckenschiefstands gruppiert nach Behandlungsdauer für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

3.2.7 *Horizontal distance (HD) frontal*

Zur Beurteilung des frontalen Profils wurde die horizontale Abweichung vom Lot auf das Sakrum, also der CSVL betrachtet (siehe 2.4.3). Es zeigte sich, dass durch die Implantation der VEPTR-Implantate eine signifikante Reduktion der HD frontal von 46,1 mm auf 26,6 mm erreicht wurde. Dieser Wert vergrößerte sich wieder im Verlauf, allerdings nicht signifikant, nahezu auf den Ausgangswert (Abbildung 60).

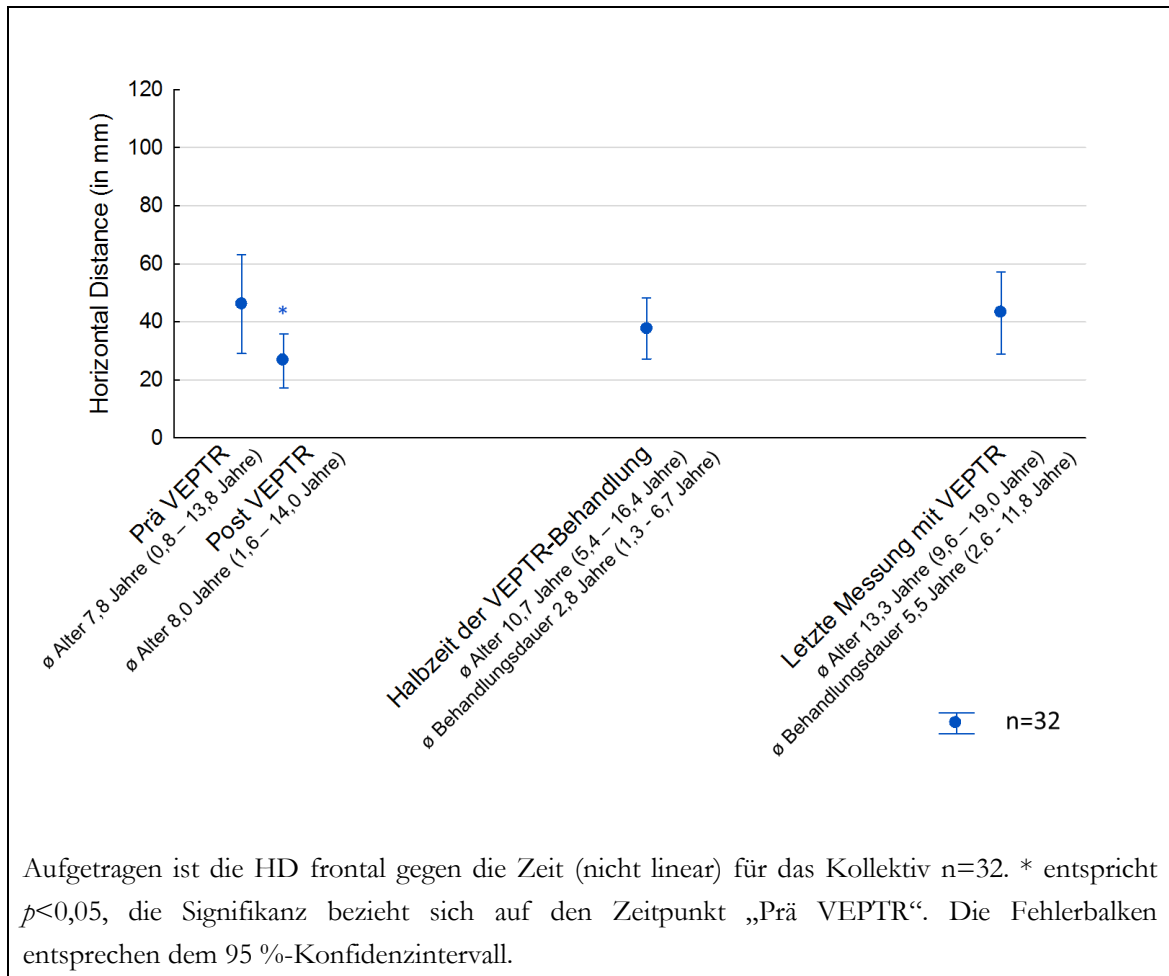


Abbildung 60: Mittelwerte der HD frontal für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

In der Gruppierung der HD frontal nach Erkrankung zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen (Abbildung 61). Tendenziell standen Kinder mit kongenitaler Skoliose besser im Lot.

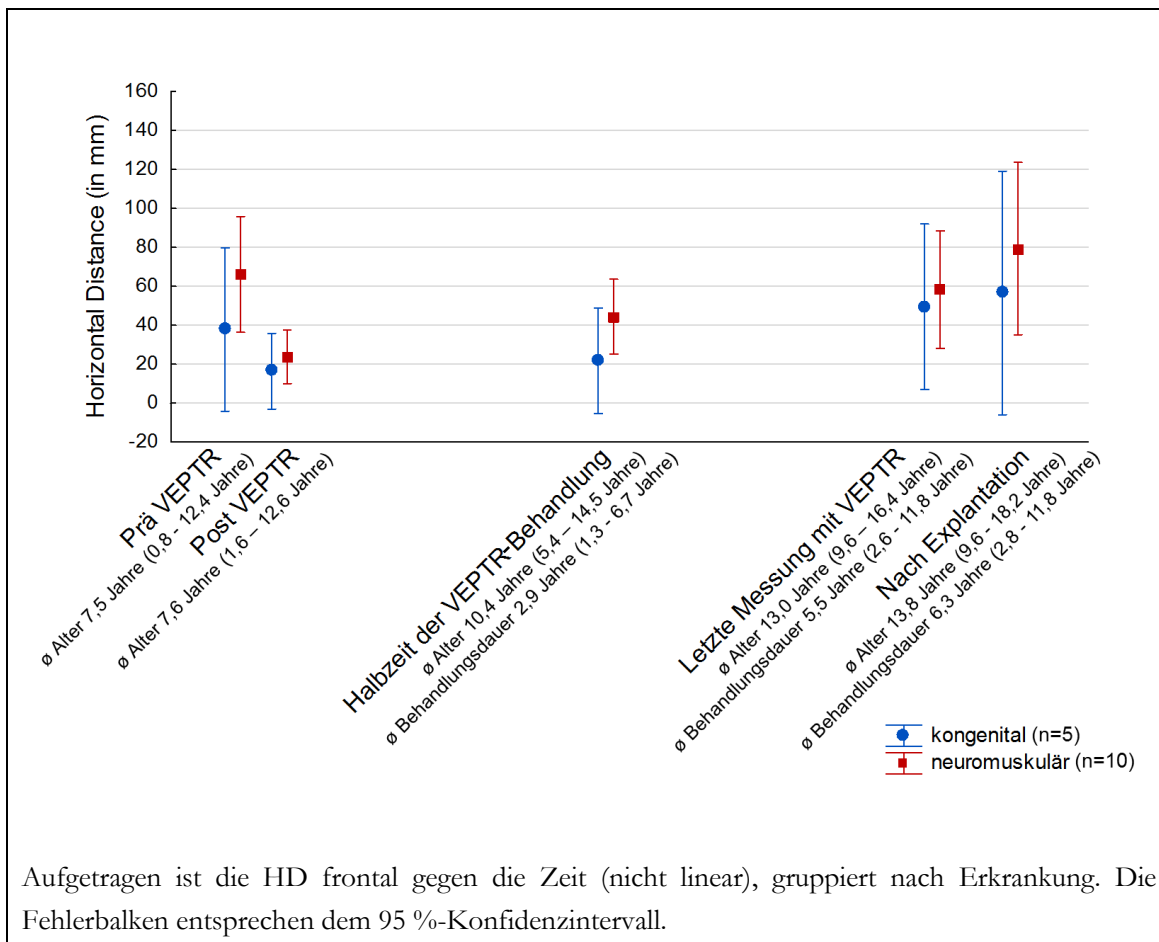


Abbildung 61: Mittelwerte der HD frontal gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

In der Gruppierung der HD frontal nach operativer Implantatverankerung fand sich eine signifikante Reduktion der HD frontal durch die Primärimplantation des VEPTR-Systems für das Implantat Rippe-Becken. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede in der Gruppierung nach operativer Implantatverankerung (Abbildung 62).

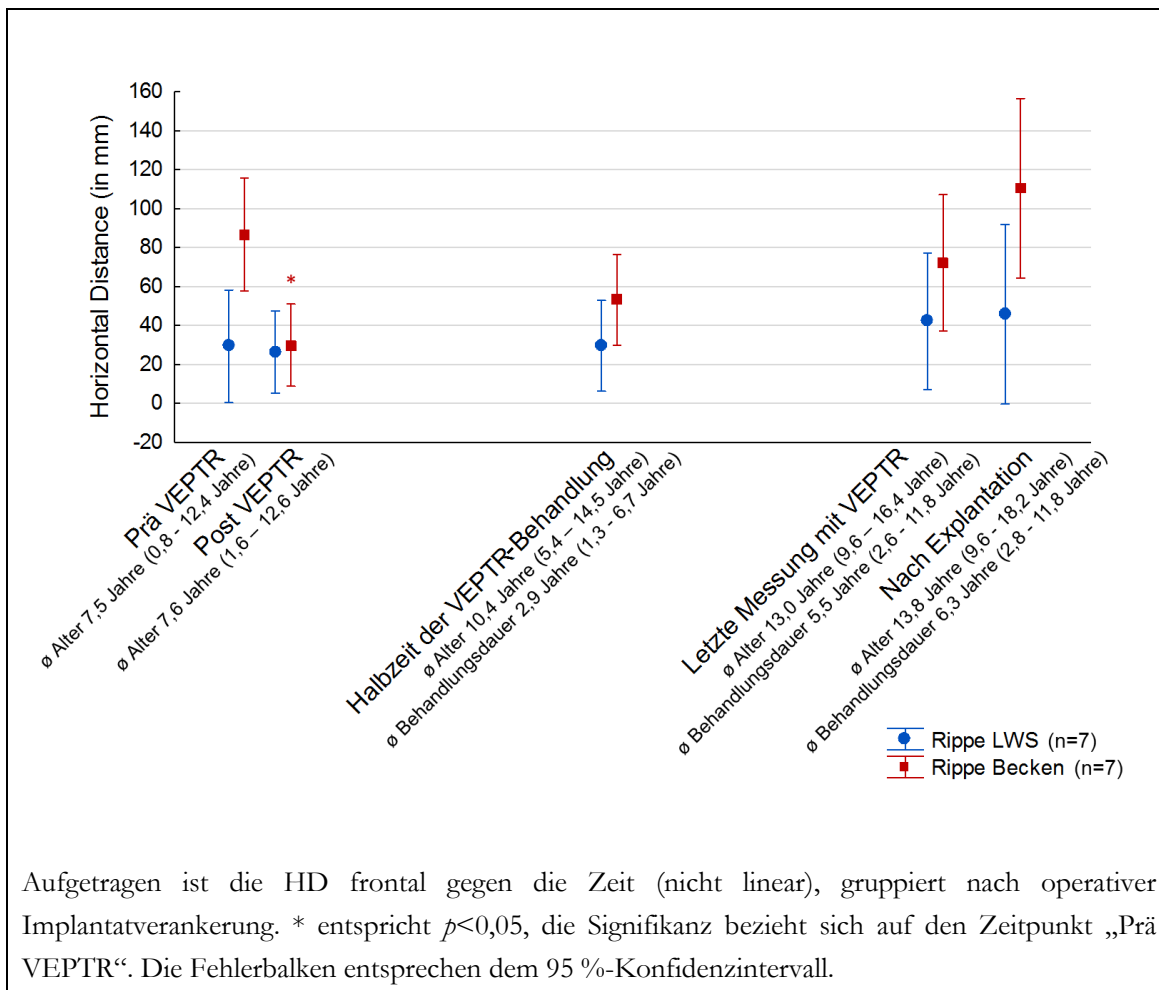


Abbildung 62: Mittelwerte der HD frontal gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

3.2.8 Horizontal distance im Seitbild

Für die Beurteilung des sagittalen Profils wurde die Abweichung des Sakrums vom Lot von BWK 1 gemessen. Es wurden keine signifikanten Veränderungen der HD sagittal durch die VEPTR-Implantation und im Verlauf gefunden (Abbildung 63).

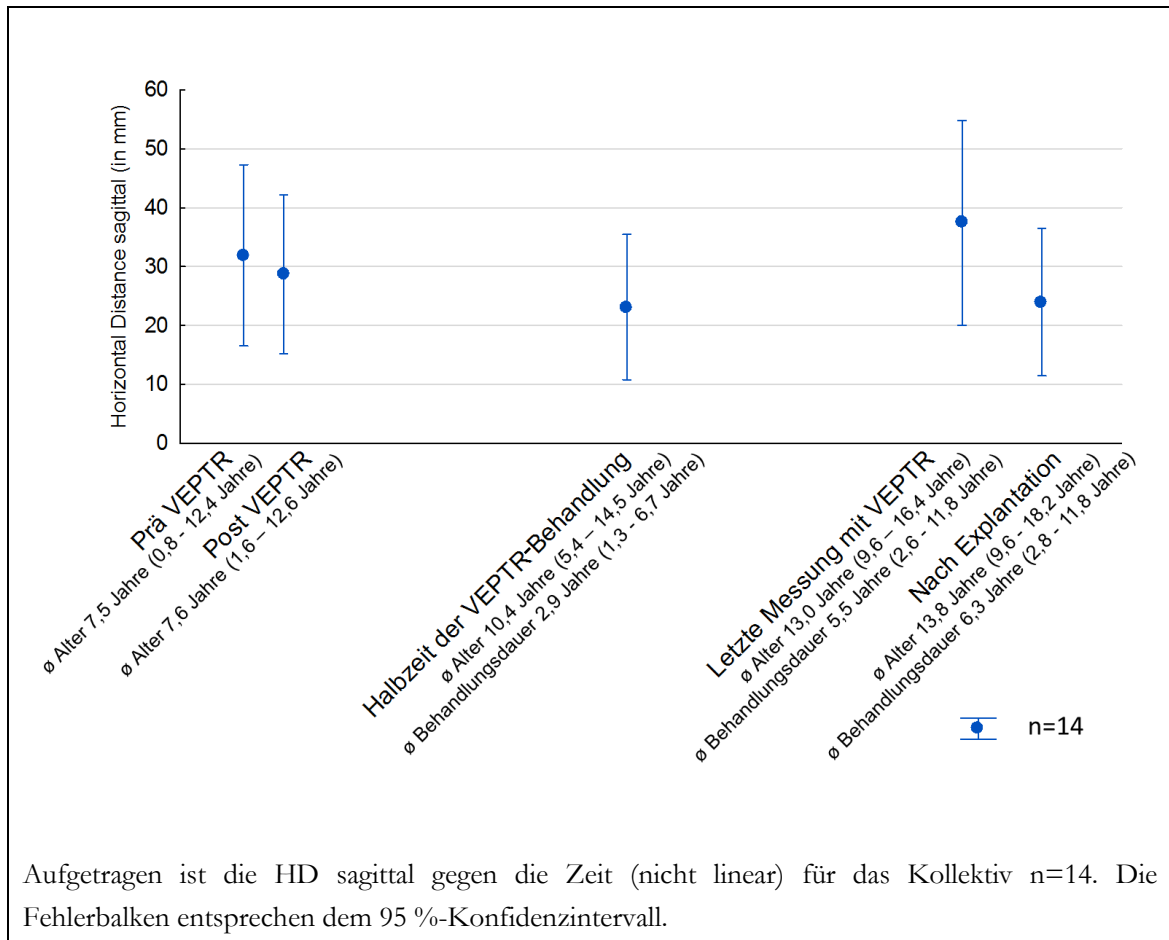


Abbildung 63: Mittelwerte der HD sagittal für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

In der Gruppierung der HD sagittal nach Erkrankung wurden keine signifikanten Unterschiede gefunden. Die Werte für die kongenitale Gruppe waren im Durchschnitt kleiner als die der neuromuskulären Gruppe, dies war jedoch nicht signifikant (Abbildung 64).

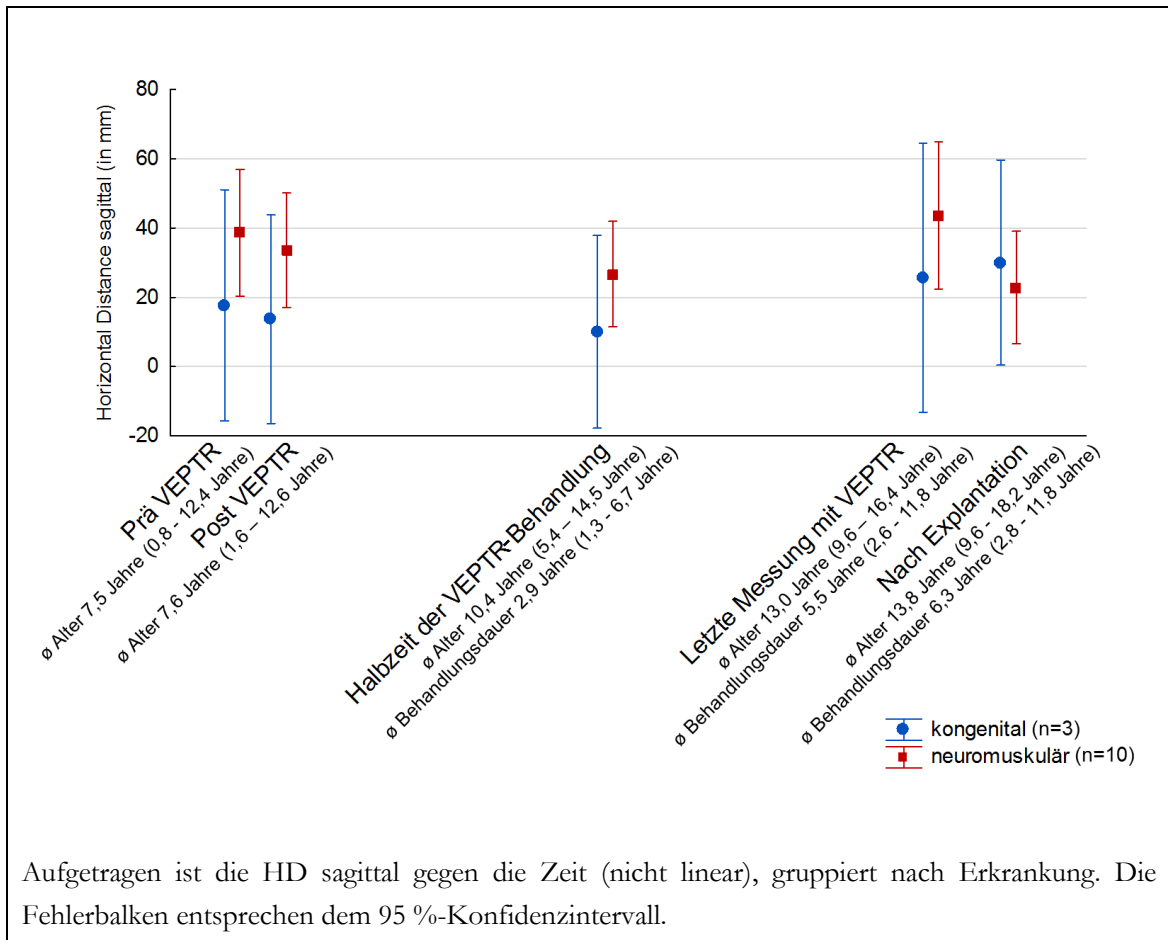


Abbildung 64: Mittelwerte der HD sagittal gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

Auch in der Unterteilung der HD sagittal nach operativer Implantatverankerung ergaben sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen (Abbildung 65).

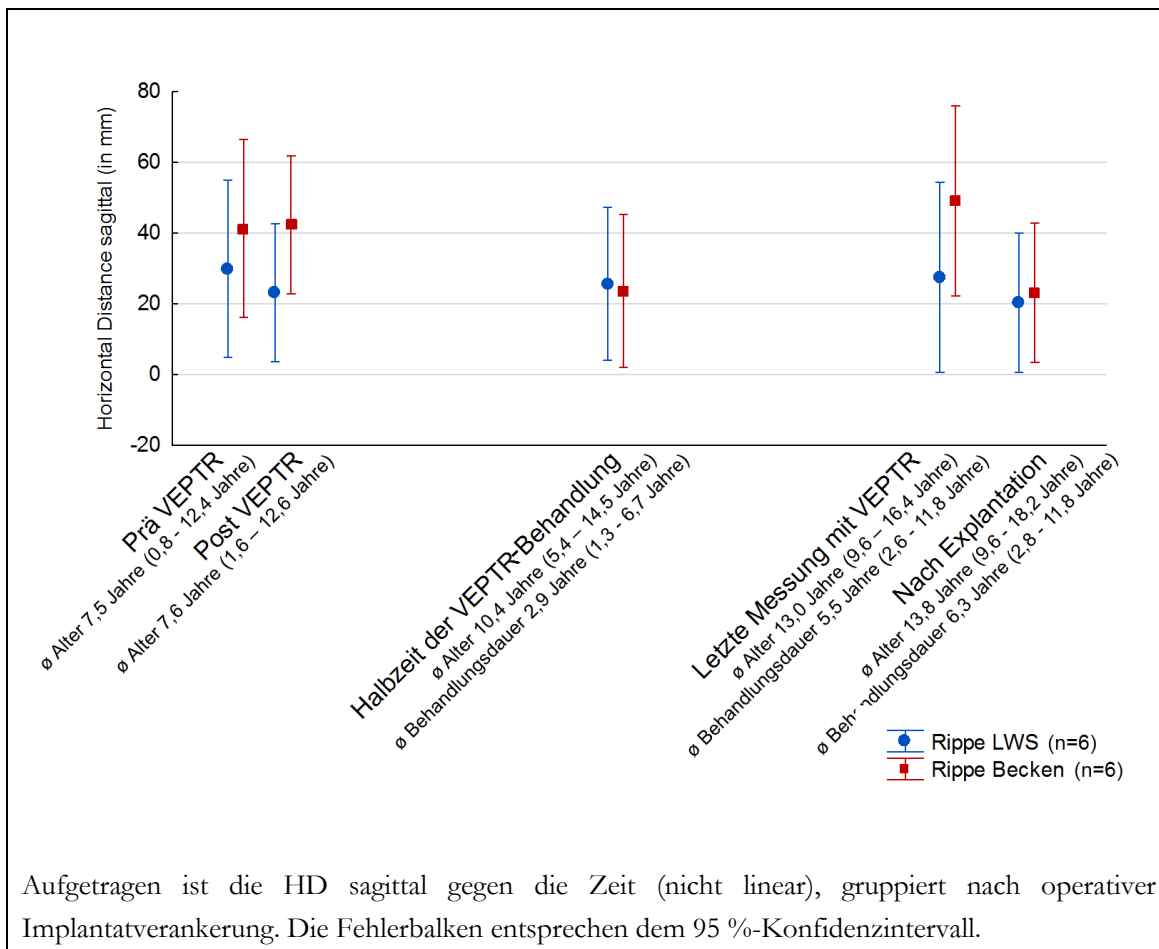


Abbildung 65: Mittelwerte der HD sagittal gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

3.2.9 Spinal length

Die *spinal length* zeigte eine signifikante Vergrößerung durch die Implantation des VEPTR-Systems um 32,7 mm. Eine Signifikanz gegenüber des initialen Wertes blieb bis zum letzten Follow-up erhalten (Abbildung 66). Neben der unmittelbaren Auswirkung der VEPTR-Implantation auf die *spinal length* (Zeitpunkte Prä und Post VEPTR der Abbildung 66) ist die Längenzunahme auch durch ein Wirbelsäulenwachstum bedingt.

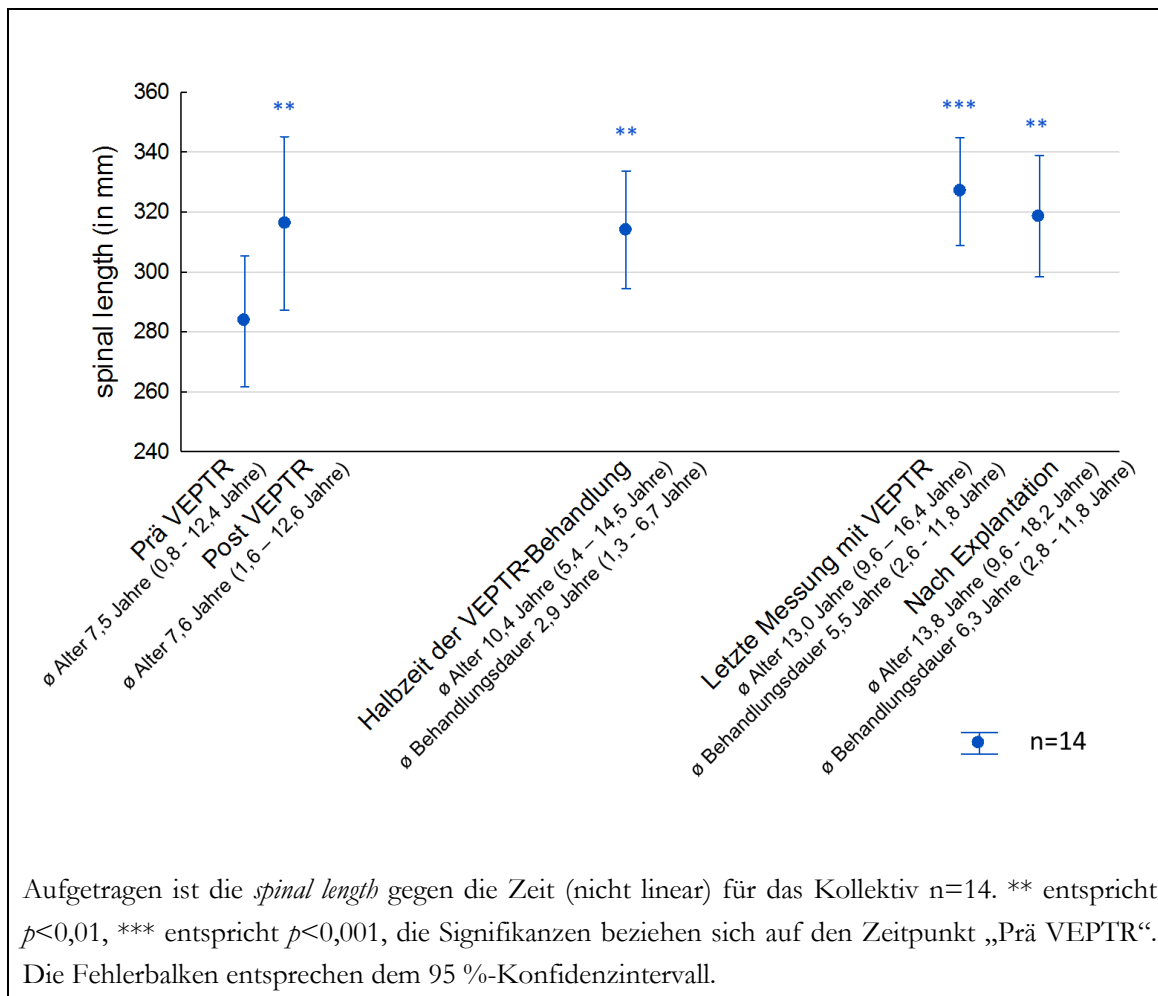


Abbildung 66: Mittelwerte der *spinal length* für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung, letzte Messung mit VEPTR und nach Explantation

In der Gruppierung nach Erkrankung zeigte sich für beide Gruppen ein signifikanter Anstieg der *spinal length* ($p < 0,001$) im Vergleich der Zeitpunkte „Prä VEPTR“ und „Letzte Messung mit VEPTR“. Zwischen den Gruppen ergab sich kein signifikanter Unterschied (Abbildung 67). Die unmittelbare Zunahme der *spinal length* durch VEPTR-Implantation war in der neuromuskulären Gruppe größer als in der kongenitalen Gruppe.

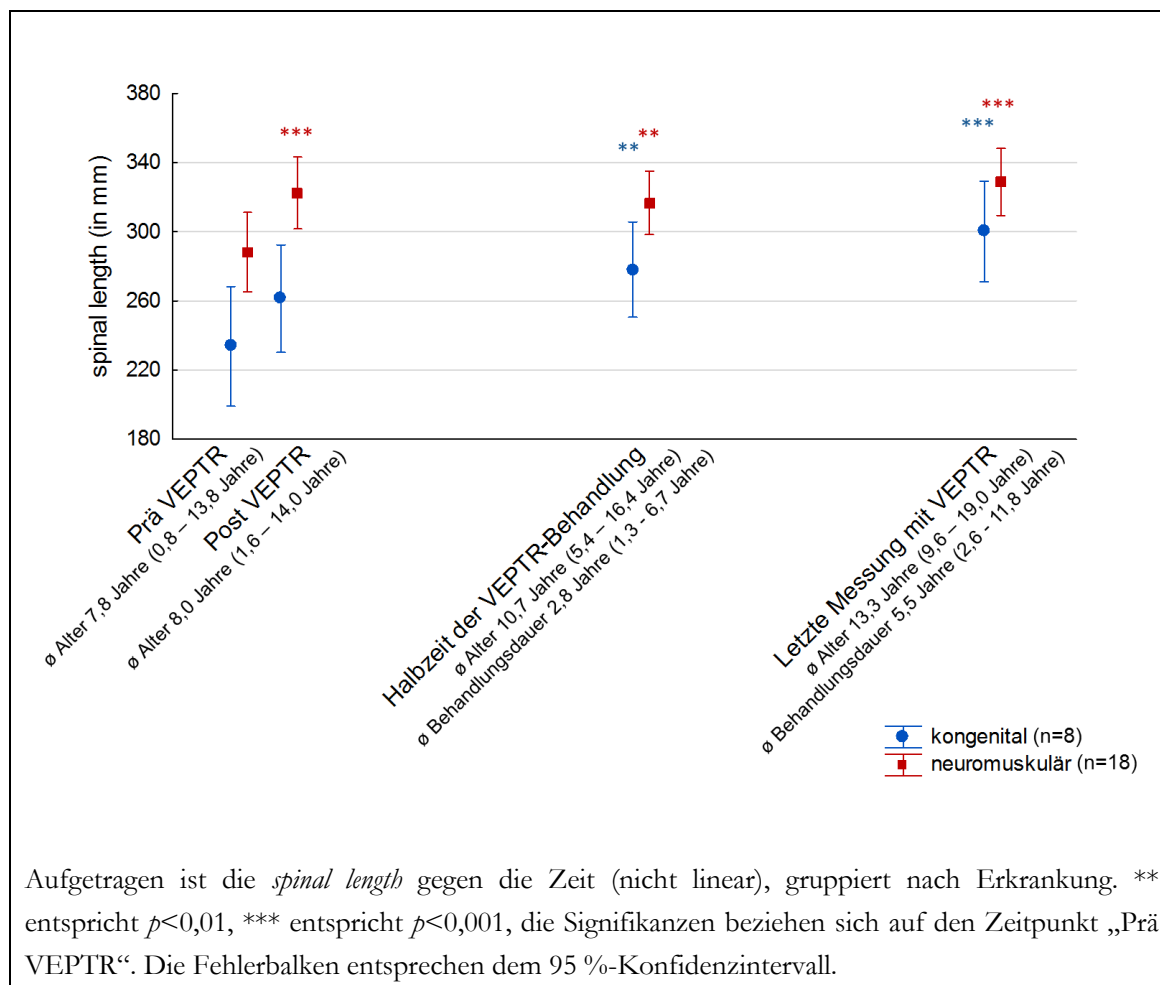


Abbildung 67: Mittelwerte der *spinal length* gruppiert nach Erkrankung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTTR, Halbzeit der VEPTTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTTR

Für die Gruppierung der *spinal length* nach der operativen Implantatverankerung ergab sich ein signifikanter Anstieg ($p < 0,05$) der *spinal length* für beide Implantatverankerungen. Es ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen (Abbildung 68).

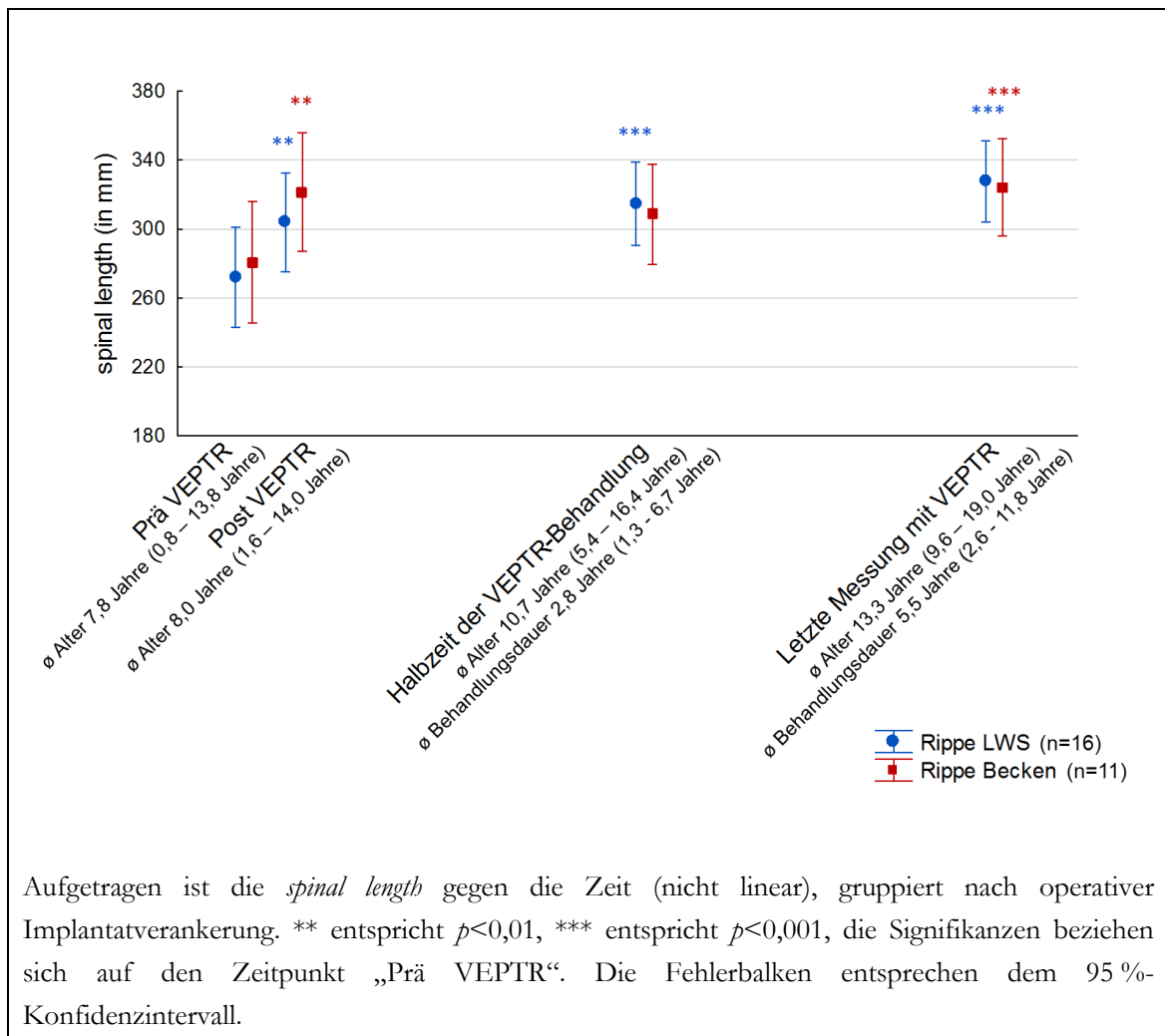


Abbildung 68: Mittelwerte der *spinal length* gruppiert nach operativer Implantatverankerung für die Zeitpunkte Prä und Post VEPTR, Halbzeit der VEPTR-Behandlung und letzte Messung mit VEPTR

3.2.10 Klassifikationen

Wie in 1.3 beschrieben, beziehen sich die King- und Lenke-Klassifikation auf Patienten mit idiopathischer Skoliose. Diese Kriterien erfüllten in der vorliegenden Arbeit drei Kinder. Daher sind die folgenden Klassifikationsversuche mit Einschränkung zu interpretieren.

3.2.10.1 King-Klassifikation

Bei 15 Kindern des Studienkollektivs ($n=32$) war die King-Klassifikation vor Implantation und nach Explantation des VEPTR-Systems nachvollziehbar. 33,3 % der Kinder ($n=5$) hatten zu beiden Zeitpunkten den gleichen Kurventyp, beim restlichen Kollektiv ($n=10$) änderte sich der Typ der King-Klassifikation (Tabelle 7):

Tabelle 7: Kurventyp der King-Klassifikation Prä und Post VEPTTR

Patient	King Prä VEPTTR	King Post VEPTTR	Änderung
1	2	4	Ja
2	2	1	Ja
3	1	1	Nein
4	1	1	Nein
8	1	2	Ja
11	3	2	Ja
12	1	2	Ja
14	2	3	Ja
15	2	4	Ja
20	4	4	Nein
23	5	2	Ja
24	2	1	Ja
26	4	4	Nein
29	2	2	Nein
32	3	2	Ja

3.2.10.2 Lenke-Klassifikation

Bei 12 Kindern des Studienkollektivs (n=32) war die Lenke-Klassifikation mit Einschränkungen vor Implantation und nach Explantation des VEPTTR-Systems durchführbar. So lagen bei vier Kindern nach Explantation des VEPTTR-Systems keine Bending-Aufnahmen vor, so dass die Klassifikation bei diesen Kindern nicht eindeutig festgelegt werden konnte. Bei zwei Kindern, deren Klassifikation nicht eindeutig geklärt war, lag eine mögliche Übereinstimmung des Krümmungstyps zwischen beiden Zeitpunkten vor, bei den restlichen Kindern (n=10) bestand in der letzten Betrachtung eine andere Einordnung in die Klassifikation als zum Zeitpunkt vor Implantation des VEPTTR-Systems.

Betrachtet man nur die Übereinstimmung des Kurventyps, also den ersten Teil der Klassifikation, so lag bei zwei Kindern eine sichere Übereinstimmung und bei weiteren fünf Kindern eine fragliche Übereinstimmung vor (Tabelle 8):

Tabelle 8: Kurventyp der Lenke-Klassifikation Prä und Post VEPTR

Patient	Lenke Prä VEPTR	Lenke Post VEPTR	Änderung	Änderung des Kurventyps
1	1B+	3A+	Ja	Ja
3	5BN	5CN/6CN	Ja	Fraglich
4	6CN	6AN	Ja	Nein
8	5CN	1A+	Ja	Ja
11	1AN	3C+	Ja	Ja
12	6C+	1C+/2C+	Ja	Ja
15	1A+	1C+/2C+	Ja	Fraglich
20	1CN	1CN/2CN	Fraglich	Fraglich
23	1AN	4C+	Ja	Ja
24	1BN	1C+/3C+	Ja	Fraglich
26	1C+	1C+/2C+	Fraglich	Fraglich
29	3CN	3C+	Ja	Nein

3.3 Varianz der Untersucher

Die Untersuchung der Varianz der Untersucher zeigt beispielhaft für die Messung des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung, dass zwischen den beiden Untersuchern kein signifikanter Unterschied der Messwerte vorlag (Abbildung 69).

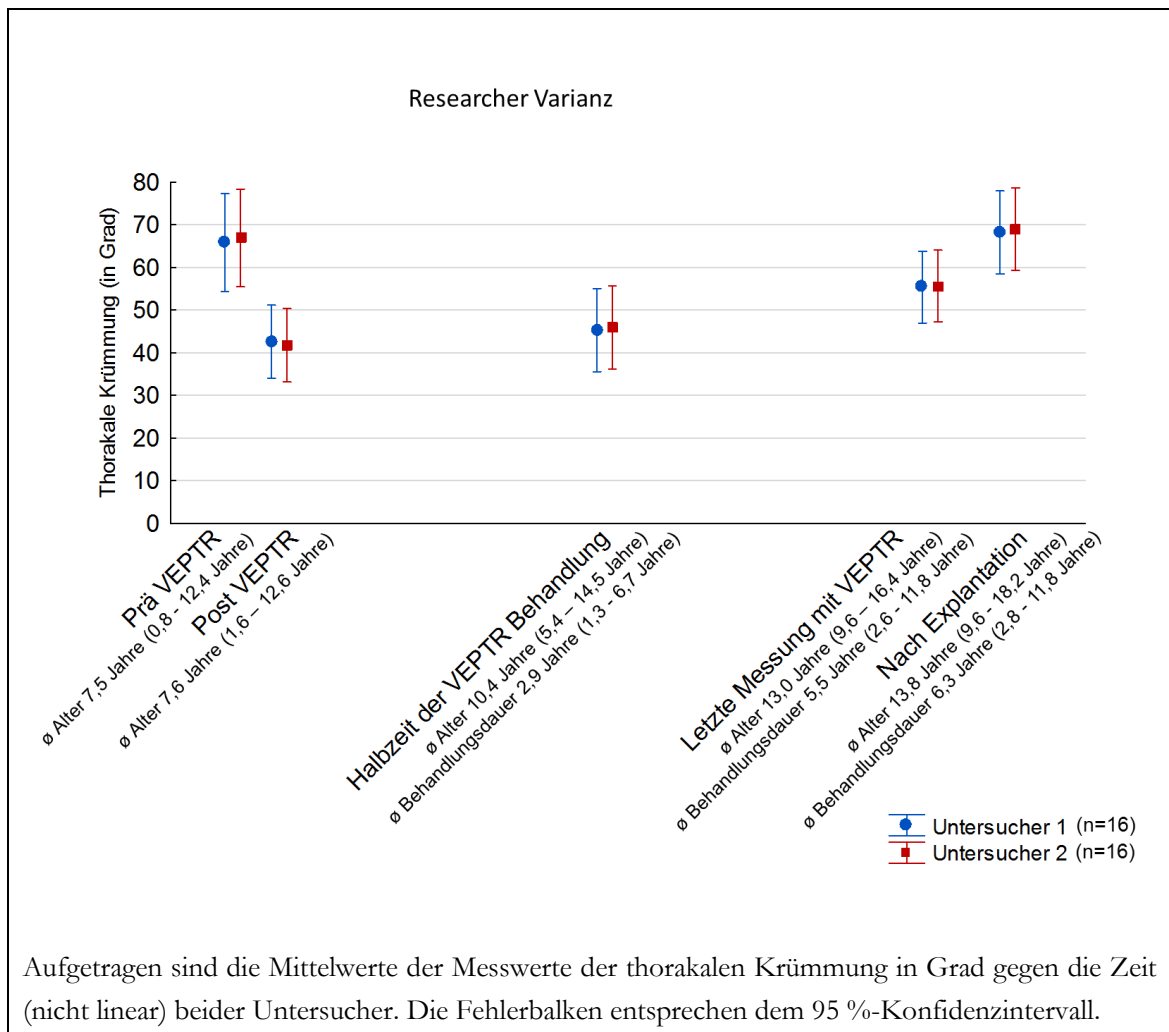


Abbildung 69: Darstellung der Varianz der Messung anhand des Cobb-Winkels der thorakalen Krümmung

3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

In der Auswertung der erhobenen Daten fanden sich die folgenden Ergebnisse:

Veränderungen des frontalen Profils durch das VEPTR-System

1. Die Primärimplantation des VEPTR-Systems führte zu folgenden Veränderungen:
 - a. **Signifikante Reduktion** ($p < 0,001$, $n = 32$) der **thorakalen** Krümmung um 33,1 % ($67,9^\circ$ auf $45,4^\circ$)
 - b. **Signifikante Reduktion** ($p < 0,001$, $n = 30$) der **lumbalen** Krümmung um 42,9 % ($35,4^\circ$ auf $20,2^\circ$)
 - c. Reduktion der zervikalen Krümmung ($n = 31$) um 6,7 % ($25,3^\circ$ auf $23,6^\circ$)
2. Bei Halbzeit der VEPTR-Behandlung nach durchschnittlich 2,8 Jahren lagen folgende Werte des frontalen Profils vor:
 - a. Weiterhin **signifikante Reduktion** ($p < 0,001$, $n = 32$) der **thorakalen** Krümmung um 30,0 % (vom Ausgangswert $67,9^\circ$ auf $47,5^\circ$)

- b. Weiterhin **signifikante Reduktion** ($p < 0,001$, $n=30$) der **lumbalen** Krümmung um 40,9 % (vom Ausgangswert 35,4° auf 20,9°)
 - c. **Zunahme** der **zervikalen** Krümmung ($n=31$) um 6,7 % (vom Ausgangswert 25,3° auf 27,0°)
3. Vor Explantation des VEPTR-Systems nach durchschnittlich 5,5 Jahren fanden sich folgende Werte:
 - a. Weiterhin **signifikante Reduktion** ($p < 0,001$, $n=32$) der **thorakalen** Krümmung um 18,3 % (vom Ausgangswert 67,9° auf 55,5°)
 - b. Reduktion der lumbalen Krümmung ($n=30$) um 16,9 % (vom Ausgangswert 35,4° auf 29,4°)
 - c. **Zunahme** der **zervikalen** Krümmung ($n=31$) um 6,3 % (vom Ausgangswert 25,3° auf 26,9°)
4. Nach Explantation des VEPTR-Systems nach durchschnittlich 6,1 Jahren zeigten sich folgende Werte:
 - a. **Zunahme** der **thorakalen** Krümmung ($n=16$) um 3,3 % auf 68,8° im Vergleich zum Ausgangswert (66,6°), signifikante Zunahme ($p < 0,001$) im Vergleich zur Primärimplantation (42,4°)
 - b. **Zunahme** der **lumbalen** Krümmung ($n=15$) um 5,6 % auf 38,0° im Vergleich zum Ausgangswert (36,0°), signifikante Zunahme ($p < 0,001$) im Vergleich zum Wert nach Primärimplantation (20,9°)
 - c. **Zunahme** der **zervikalen** Krümmung ($n=15$) um 23,5 % auf 27,9° im Vergleich zum Ausgangswert (22,6°)

Veränderung des sagittalen Profils durch die VEPTR-Behandlung

1. Die Primärimplantation des VEPTR-Systems führte zu folgenden Veränderungen
 - a. **Signifikante Reduktion** der **Kyphose** ($p < 0,01$, $n=29$) um 42,0 % (21,2° auf 12,3°) (Differenz zum altersadaptierten Normwert; siehe 2.4.4)
 - b. Reduktion der Lordose ($n=28$) um 33,3 % (11,1° auf 7,4°) (Differenz zum altersadaptierten Normwert; siehe 2.4.4)
 - c. Reduktion der HD sagittal ($n=29$) um 1,6 % (von 31,1 mm auf 30,6 mm)
2. Bei Halbzeit der VEPTR-Behandlung nach durchschnittlich 2,8 Jahren lagen folgende Werte vor:
 - a. **Zunahme** der **Kyphose** ($n=29$) um 4,2 % auf 22,1° im Vergleich zum Ausgangswert (21,2°), signifikante Zunahme ($p < 0,01$) im Vergleich zum Wert nach Implantation (12,3°) (Differenz zum altersadaptierten Normwert)
 - b. Reduktion der Lordose ($n=28$) um 50,5 % auf 5,5° im Vergleich zum Ausgangswert (11,1°) (Differenz zum altersadaptierten Normwert)
 - c. Reduktion der HD sagittal ($n=29$) um 20,3 % auf 24,8 mm im Vergleich zum Ausgangswert (31,1 mm)

3. Vor Explantation des VEPTR-Systems nach durchschnittlich 5,5 Jahren fanden sich folgende Werte:
 - a. **Zunahme der Kyphose** (n=29) um 20,3 % auf 25,5° im Vergleich zum Ausgangswert (21,2°), signifikante Zunahme ($p < 0,001$) im Vergleich zum Wert nach Implantation (12,3°) (Differenz zum altersadaptierten Normwert)
 - b. Reduktion der Lordose (n=28) um 55,0 % auf 5,0° im Vergleich zum Ausgangswert (11,1°) (Differenz zum altersadaptierten Normwert)
 - c. Zunahme der HD sagittal (n=29) um 25,7 % auf 39,1 mm im Vergleich zum Ausgangswert (31,1 mm)

4. Nach der Explantation des VEPTR-Systems nach durchschnittlich 6,1 Jahren wurden folgende Ergebnisse gefunden:
 - a. **Zunahme der Kyphose** (n=14) um 43,2 % auf 28,5° im Vergleich zum Ausgangswert (19,9°), signifikante Zunahme ($p < 0,001$) im Vergleich zum Wert nach Primärimplantation (9,7°) (Differenz zum altersadaptierten Normwert)
 - b. Reduktion der Lordose (n=14) um 20,9 % auf 8,3° im Vergleich zum Ausgangswert (10,5°) (Differenz zum altersadaptierten Normwert)
 - c. Reduktion der HD sagittal (n=14) um 24,8 % auf 24,0 mm im Vergleich zum Ausgangswert (31,9 mm)

Veränderungen der *spinal length*, des Beckenschiefstands sowie des frontalen Lots:

1. Die Primärimplantation des VEPTR-Systems führte zu den folgenden Veränderungen
 - a. **Signifikante Zunahme** ($p < 0,001$, n=29) der *spinal length* um 11,9 % von 275,1 mm auf 307,8 mm
 - b. **Signifikante Verbesserung** des **Beckenschiefstands** (n=32, $p < 0,01$) um 47,9 % von 7,3° auf 3,8°
 - c. **Signifikante Reduktion** der **HD frontal** ($p < 0,01$, n=32) um 42,3 % von 46,1 mm auf 26,6 mm

2. Zur Halbzeit der VEPTR-Behandlung nach durchschnittlich 2,8 Jahren zeigten sich folgende Ergebnisse:
 - a. **Signifikante Zunahme** der *spinal length* ($p < 0,001$, n=29) um 13,0 % auf 310,9 mm im Vergleich zum Ausgangswert (275,1 mm)
 - b. **Erhalt** der **Verbesserung** des **Beckenschiefstands** (n=32) bei nicht signifikanter Änderung um 13,2 % von 3,8° auf 4,3°
 - c. Reduktion der HD frontal (n=32) um 18,0 % auf 37,8 mm im Vergleich zum Ausgangswert (46,1 mm)

3. Vor Explantation des VEPTR nach durchschnittlich 5,5 Jahren fanden sich folgende Werte:
 - a. **Signifikante Zunahme** der *spinal length* ($p < 0,001$, n=29) um 18,4 % auf 325,7 mm im Vergleich zum Ausgangswert (275,1 mm)
 - b. Reduktion des Beckenschiefstand (n=32) um 28,8 % auf 5,2° im Vergleich zum Ausgangswert (7,3°)
 - c. Reduktion der HD frontal (n=32) um 7,0 % auf 43,1 mm im Vergleich zum Ausgangswert (46,1 mm)

4. Nach Explantation des VEPTR-Systems nach durchschnittlich 6,1 Jahren fanden sich folgende Werte:
 - a. **Signifikante Zunahme** ($p < 0,001$, $n=14$) der *spinal length* um 12,3 % auf 318,6 mm im Vergleich zum Ausgangswert (283,6 mm). Dies entspricht dem Wert des erreichten Wachstums.
 - b. **Zunahme des Beckenschiefstands** ($n=16$) auf $7,0^\circ$ in den Bereich des Ausgangswertes (8,7 %)
 - c. **Signifikante Zunahme** ($p < 0,001$, $n=16$) der **HD frontal** um 87,6 % auf 72,2 mm im Vergleich zum Wert nach Primärimplantation (25,1 mm), Zunahme um 32,9 % im Vergleich zum Ausgangswert

Für alle Messwerte wurde eine Gruppierung nach den Merkmalen Erkrankung, operative Implantatverankerung, Behandlungsdauer und Alter bei Behandlungsbeginn durchgeführt. Hier kristallisierten sich folgende Ergebnisse heraus:

1. Die thorakale Krümmung zeigte nach Explantation des VEPTR-Systems für das neuromuskuläre Kollektiv ($n=10$) einen Anstieg von 45,8 % gegenüber dem Zeitpunkt vor Explantation, die kongenitalen Skoliosen ($n=5$) zeigten in diesem Zeitraum keine signifikante Änderung.
2. Bei der Betrachtung des Beckenschiefstands fand sich für das Kollektiv der neuromuskulären Skoliosen eine signifikante Reduktion durch Implantation des VEPTR-Systems sowie einen Anstieg im Verlauf. Der Beckenschiefstand der kongenitalen Skoliosen wurde durch die Implantation der VEPTR-Implantate nicht beeinflusst.
3. Die *horizontal distance* frontal ergab für die Gruppe der neuromuskulären Skoliosen eine signifikante Zunahme ($p < 0,05$) vom Zeitpunkt der Primärimplantation des VEPTR-Systems bis zur Explantation. Bei den kongenitalen Skoliosen fanden sich keine signifikanten Veränderungen, ebenso gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.
4. Die *spinal length* zeigte für die Gruppe der kongenitalen Skoliosen ($n=8$) einen kontinuierlichen Anstieg, der erst im Verlauf der Behandlung signifikante Bereiche erreichte. In der Gruppe der neuromuskulären Skoliosen ($n=18$) dagegen fand sich initial ein signifikanter Anstieg der *spinal length* durch Primärimplantation des VEPTR-Systems, im Verlauf flachte dieser Anstieg ab. Ein Erhalt der *spinal length* in der kongenitalen Gruppe ($n=3$) nach Explantation des VEPTR-Systems zeigte das reelle Wachstum im Verlauf der Behandlung von durchschnittlich 6,1 Jahren an.

4 Diskussion

Das VEPTR (*vertical expandable prosthetic titanium rib*)-Implantat ist ein weltweit eingesetztes und etabliertes System zur Behandlung von Skoliosen im Kindes- und Jugendalter (Campbell et al. 2003; Hell et al. 2004). Die Vorteile des VEPTR-Systems bestehen in der Korrektur der Wirbelsäule durch ein regelmäßig expandierendes Verfahren. Die sich im Wachstum befindliche kindliche Wirbelsäule wird im zeitlichen Verlauf immer wieder krummer und durch Operationen erfolgt ein permanentes Expandieren, so dass ein weiteres Längenwachstum möglich bleibt. Damit können stark beeinträchtigende und potentiell zum Tode führende Komplikationen, wie z. B. ein *thoracic insufficiency syndrome*, vermieden bzw. behandelt werden (Campbell et al. 2003; Campbell und Smith 2007). Eine endgültige versteifende Therapie in Form einer Spondylodese wird erst in der Pubertät gegen Ende des Wirbelsäulenwachstums bzw. bei Dekompensation der Krümmung notwendig (Hell et al. 2004; Halm et al. 2009).

In der vorliegenden Arbeit wurde der gesamte Behandlungsverlauf von 32 Kindern und Jugendlichen, die mit einem VEPTR-System versorgt wurden, retrospektiv betrachtet. Zur Bewertung des Behandlungserfolgs wurden in der Literatur übliche radiologische und klinische Parameter erhoben. In Zusammenschau aller Ergebnisse wurden die Effektivität der VEPTR-Behandlung, die Veränderung der Skoliose durch das VEPTR-System und das Auftreten von sekundären Krümmungen analysiert. Besonderes Augenmerk lag dabei auf dem sagittalen sowie dem frontalen Profil.

Das Studienkollektiv wurde anhand der Erkrankungen in drei Gruppen eingeteilt. 59 % der Kinder (n=19) hatten eine neuromuskuläre Grunderkrankung, bei 31 % der Kinder (n=10) lag eine kongenitale Grunderkrankung und bei 9 % der Kinder (n=3) eine idiopathische Skoliose vor. Die Gruppe der idiopathischen Skoliosen wurde in der Unterteilung nach der Grunderkrankung aus den Untersuchungen ausgeschlossen, da die Fallzahl für eine valide statistische Betrachtung zu gering war. Weitere verschiedene Merkmale (z. B. Alter bei Behandlungsbeginn, operative Implantatverankerung, siehe 4.10.2) wurden zur Analyse der Wirbelsäulendeformität eingesetzt.

4.1 Thorakale Krümmung der Skoliose

4.1.1 Initialkorrektur

Durch die Implantation des VEPTR-Systems wurde im untersuchten Kollektiv (n=32) eine signifikante Reduktion der Hauptkrümmung von initial durchschnittlich $66,6^\circ$ auf $42,4^\circ$ direkt nach Implantation erreicht. Dies entspricht einer prozentualen Verkleinerung der Hauptkrümmung um 36,3 %. Ähnliche Werte fanden auch Emans et al. mit 29,1 %, Hasler et al. mit 29,4 %, Campbell et al. mit 30,7 % und Samdani et al. mit 38,1 %

Reduktion der Hauptkrümmung direkt nach Primärimplantation (Emans et al. 2005; Hasler et al. 2010; Campbell et al. 2007; Samdani et al. 2009). Höhere Werte fanden Grönefeld im teilweise gleichen Patientenkollektiv mit 44,3 % und Wimmer et al. mit 50,7 % (Grönefeld 2012; Wimmer et al. 2010). In der Studie von Grönefeld wurde ein Patientenkollektiv untersucht, welches deutlich weniger Kinder mit kongenitaler Skoliose (16 %, Grönefeld 2012) als in der vorliegenden Studie (31 %) enthielt. Dies könnte ein Grund dafür sein, dass in der Studie von Grönefeld die Reduktion nach Primärimplantation höher war als in der vorliegenden Arbeit.

4.1.2 Korrektur im zeitlichen Verlauf

In der Halbzeit-Messung der VEPTR-Behandlung nach durchschnittlich 2,8 Jahren lag der Wert der thorakalen Krümmung im Gesamtkollektiv (n=32) mit 45,9° im selben Bereich wie nach Primärimplantation (42,4°), was einer signifikanten Verbesserung gegenüber dem Ausgangswert um 31,8 % entsprach. In der Studie von Emans et al. lagen im letzten Follow-up nach durchschnittlich 2,6 Jahren mit 43° eine Verbesserung gegenüber dem Ausgangswert von 21,8 % vor (Emans et al. 2005), Hasler et al. fanden nach einer Nachbeobachtungszeit von 3,6 Jahren eine Verbesserung um 25 % gegenüber dem Ausgangswert (Hasler et al. 2010). Campbell et al. stellten in ihrer Untersuchung im letzten Follow-up nach durchschnittlich 3,4 Jahren eine Verbesserung von 31,7 % gegenüber dem Ausgangswert fest (Campbell et al. 2007). Samdani et al. stellten eine weiterhin vorliegende Verbesserung um 29,0 % im letzten Follow-up nach 2,1 Jahren fest, Wimmer et al. eine Verbesserung um 19,8 % nach 2,8 Jahren (Samdani et al. 2009; Wimmer et al. 2010). Die durchschnittliche Verbesserung der Hauptkrümmung war damit in der vorliegenden Studie nach 2,8 Jahren etwas besser als in anderen Studien nach einem vergleichbaren Zeitraum.

Auch bei der letzten Messung vor Explantation des VEPTR-Systems nach durchschnittlich 5,5 Jahren lag weiterhin eine signifikante Reduktion gegenüber dem Ausgangswert von 18,3 % bei im Mittel 55,5° vor. Es zeigt sich jedoch bereits eine Verschlechterung gegenüber dem primären Wert nach Implantation des VEPTR-Systems um 22 %. Auch in den Messungen im zweijährigen Abstand nach Primärimplantation lässt sich der Trend zur langsamen Verschlechterung der primären Reduktion erkennen. In der letzten Messung, die nach Explantation des VEPTR-Implantats und vor abschließender Therapie (dorsale Spondylodese) nach durchschnittlich 6,1 Jahren durchgeführt wurde, zeigte sich eine weitere Verstärkung der Hauptkrümmung, so dass mit im Durchschnitt 68,8° eine Verschlechterung um 3 % gegenüber dem Ausgangswert vorlag. In der aktuellen Literatur finden sich derzeit keine weiteren Studien mit einem ähnlich langen Nachuntersuchungszeitraum, so dass Vergleichsdaten fehlen.

In der Studie von Lange et al. zur Therapie durch Korsette lag eine Hauptkrümmung von durchschnittlich 33,0° vor, die sich bis zum Ende der Korsetttherapie auf 28,4°, also um

13,9 % verbesserte (Lange et al. 2011). Nach 6,9 Jahren fand sich ein identischer Wert zum Therapiebeginn (Montgomery et al. 1990)

Korsette werden bei Kindern mit Skoliosen von 20° bis ca. 40°- 50° angewandt (Trobisch et al. 2010). In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass die Behandlung durch das VEPTR-System, ähnlich der Korsetttherapie, eine primäre Verbesserung der Hauptkrümmung erreichte, dann aber im Verlauf eine Verschlechterung der Hauptkrümmung auftrat. Bei beiden Therapiemöglichkeiten lag zum Ende der Nachbeobachtungszeit, also nach Explantation bzw. nach Ende der Korsetttherapie, eine Hauptkrümmung vor, die sich um nur 1,5 % (Lange et al. 2011) bzw. 3 % vom Ausgangswert unterschied. Das VEPTR-System konnte also, ähnlich der Korsetttherapie, eine Progression der Hauptkrümmung verhindern, jedoch nach Ende der Therapie keine dauerhafte Verbesserung der Skoliose - zumindest bei neuromuskulären Skoliosen - gewährleisten.

Dies unterstreicht eindrücklich die Wirksamkeit der VEPTR-Therapie im Langzeitverlauf, da bei Kindern unter 10 Jahren mit einer operationswürdigen Wirbelsäulendeformität wie im vorliegendem Kollektiv im Allgemeinen wesentlich schwerer beherrschbare Krümmungen mit starker Tendenz zur Dekompensation vorliegen, als bei Jugendlichen im durchschnittlichen Alter von 13 Jahren, die mit einem Korsett behandelt werden (Lange et al. 2011).

4.1.3 Erkrankung

Bei der Betrachtung der Hauptkrümmung der Skoliose fiel auf, dass die Kinder mit neuromuskulären Skoliosen eine deutliche Dekompensation der Hauptkrümmung nach Explantation des VEPTR-Systems im durchschnittlichen Alter von 13,7 Jahren um 45,8 % gegenüber der Messung vor Explantation zeigten. Demgegenüber hatten Kinder mit kongenitalen Skoliosen keine Verschlechterung der Skoliose nach Explantation der VEPTR-Implantate. Eine mögliche Erklärung wäre, dass die Kinder mit kongenitalen Skoliosen eine rigidere Deformität haben. Die Verbesserung der Deformität durch das VEPTR-Implantat und wahrscheinlich auch die in der Literatur nachgewiesene Längenzunahme durch Längsabstützung (Hell et al. 2004) kann also auch nach Explantation aufrechterhalten werden.

Trotz geringer Fallzahl im untersuchten Kollektiv (n=5) ist dieses Erkenntnis hervorzuheben, da anhand dieser Zahlen diskutiert werden muss, ob Kinder mit kongenitaler Skoliose nach Wachstumsabschluss noch eine aufwendige und risikoreiche dorsale Spondylodese erhalten müssen, wenn mit keiner oder nur einer geringen Kurvenprogression im Verlauf zu rechnen ist. Hier sind größere Fallzahlen und Langzeituntersuchungen nicht versteifter Jugendlicher mit kongenitaler Skoliose von größtem Interesse.

Kinder mit neuromuskulärer Skoliose wiesen nach Explantation des VEPTR-Systems eine schnelle Dekompensation der Skoliose auf. Hier lag der Endwert oberhalb des initialen Skoliosewinkels. Diese Ergebnisse spiegeln die Flexibilität neuromuskulärer Skoliosen wider. Weiterhin zeigen diese Messungen aber auch, dass entgegen der in der Literatur häufig diskutierten Autofusion der Wirbelsäule (Sankar et al. 2011) nach Kinderwirbelsäulenimplantaten, zumindest für neuromuskuläre Skoliosen mit VEPTR-Implantaten, die die Wirbelsäule nicht tangieren (Rippe-Becken-Implantat), die Wirbelsäulenflexibilität erhalten bleibt.

4.2 Kraniale Krümmung der Skoliose

In der vorliegenden Untersuchung betrug die initiale Korrektur durch Implantation des VEPTR-Systems 19,9 %, zur Halbzeit der VEPTR-Behandlung nach durchschnittlich 2,8 Jahren bestand eine Zunahme der zervikalen Krümmung um 3,8 % und nach Explantation der VEPTR-Implantate lag eine Vergrößerung der kranialen Krümmung von 23,5 % vor. Keines dieser Ergebnisse war statistisch signifikant. Dies ist dadurch zu erklären, dass die Implantation der oberen Haken des VEPTR-Stabs nicht oberhalb der zweiten Rippe durchgeführt wird, der Scheitelwirbel der kranialen Krümmung sich in dieser Studie jedoch bei im Durchschnitt bei BWK 1 befand und somit der obere Anteil der kranialen Krümmung über dem VEPTR-System lag. Durch das VEPTR-System erfolgte daher nur indirekt eine Behandlung der kranialen Krümmung nach der initialen Operation, wahrscheinlich durch eine Verbesserung des Schultergradstandes. Den Ergebnissen der Studie zufolge kam es durch das VEPTR-System auch nicht zu einer signifikanten Verschlechterung der kranialen Kurve im Langzeitverlauf.

Campbell et al. fanden in ihrer Studie eine initiale Verbesserung von 24,0 % durch die Primärimplantation des VEPTR-Systems. Im letzten Follow-up nach 3,4 Jahren lag noch eine Verbesserung von 4,1 % vor (Campbell et al. 2007). Die unterschiedlichen Ergebnisse der hier diskutierten Daten und der Campbell et al. Studie lassen sich durch die Unterschiede im Patientenkollektiv erklären, da das Studienkollektiv bei Campbell et al. ausschließlich aus kongenitalen Skoliosen bestand. Zudem war das Kollektiv der Autoren mit 14 Patienten und einem Durchschnittsalter von 4,4 Jahren bei der primären Operation deutlich kleiner und jünger als das des vorliegenden Studienkollektivs (n=32, Durchschnittsalter bei Primärimplantation 7,8 Jahre). Auch die Nachuntersuchungszeit unterschied sich deutlich.

Weitere Studien, die den langjährigen Verlauf der kranialen Krümmung der nach VEPTR-Implantation betrachten, liegen derzeit nicht vor.

4.3 Kaudale Krümmung der Skoliose

Die kaudale Krümmung wurde durch die Primärimplantation des VEPTR-Systems signifikant ($p < 0,001$) um 41,9 % von $36,0^\circ$ auf $20,9^\circ$ verkleinert. Samdani et al. fanden mit einer Reduktion bei Primärimplantation von $35,0^\circ$ auf $19,3^\circ$, entsprechend 44,9 %, ähnliche Werte (Samdani et al. 2009). Campbell et al. beobachteten mit einer Reduktion von 9,5 % bei Primärimplantation eine niedrigere Korrektur (Campbell et al. 2007), was sich durch das Studienkollektiv, welches komplett aus kongenitalen Skoliosen bestand, erklären lässt. Bei Betrachtung der Werte zur Halbzeit der VEPTR-Implantation nach 2,8 Jahren wurde eine weiterhin bestehende Reduktion der kaudalen Krümmung von durchschnittlich 41,1 % auf $21,2^\circ$ gegenüber dem Ausgangswert nachgewiesen. Samdani et al. fanden in der letzten Nachuntersuchung nach 2,1 Jahren eine Verkleinerung der primären Krümmung von 31,4 % (Samdani et al. 2009). Campbell et al. fanden eine Reduktion um 25,3 % im letzten Follow-up nach 3,4 Jahren (Campbell et al. 2007).

In der letzten Messung vor Explantation des VEPTR-Systems nach 5,5 Jahren wurde jedoch eine signifikante Dekompensation der kaudalen Krümmung gegenüber der Messung nach Halbzeit deutlich, so dass die Werte mit durchschnittlich $36,2^\circ$ in etwa den Ausgangswert ($36,0^\circ$) erreichten. Auch die letzte Messung nach Explantation des VEPTR-Systems nach 6,1 Jahren lag mit durchschnittlich $38,0^\circ$ um 5,6 % über dem Ausgangswert. Dieser Unterschied war jedoch nicht signifikant.

Die Ausbildung einer sekundären Krümmung konnte damit nicht nachgewiesen werden, allerdings zeigt die kaudale Krümmung eine frühere Dekompensation, und erreicht nach der Explantation des VEPTR-Systems, ebenso wie die Hauptkrümmung, im Durchschnitt das Ausmaß der Ausgangskrümmung. Studien mit einer ähnlich langen Nachuntersuchungszeit liegen derzeit nicht vor.

4.4 Kyphose

Laut einer Untersuchung von Giglio und Volpon zeigte die thorakale Kyphose eine altersabhängige Zunahme, so dass im Alter von fünf Jahren bei gesunden Kindern eine durchschnittliche Kyphose von $26,5^\circ$ vorlag, im Alter von 19 Jahren jedoch ein deutlich höherer Wert von durchschnittlich $38,5^\circ$. Hierbei wurde kein Unterschied zwischen den Geschlechtern gefunden. Zur Berechnung der physiologischen Werte der Kyphose für ein bestimmtes Alter erstellten Giglio und Volpon daher die Formel: $\text{Kyphose} = 25^\circ + 0,58 \times \text{Alter}$ (Giglio und Volpon 2007).

Anhand dieser Formel wurde in der vorliegenden Arbeit die Abweichung der Werte der reell auf den Röntgenbildern gemessenen Kyphose von den physiologischen altersabhängigen Werten berechnet. Vor Implantation des VEPTR-Systems lag im Durchschnitt eine Hyperkyphose von $19,9^\circ$ vor. Nach VEPTR-Implantation trat eine deutliche Abnahme der Kyphose um $10,2^\circ$ auf. Die Hyperkyphose bessert sich also

signifikant, so dass nach Implantation nur noch eine Hyperkyphose von $9,7^\circ$ vorlag. Im Verlauf der VEPTR-Behandlung zeigte sich jedoch wieder eine deutliche Zunahme, so dass vor Explantation des VEPTR-Systems eine Hyperkyphose von $28,2^\circ$ gegenüber dem physiologischen Wert vorlag. Dieser Wert blieb mit $28,5^\circ$ auch nach Explantation des VEPTR-Systems nach durchschnittlich 6,1 Jahren erhalten. Diese Ergebnisse entsprechen denen anderer Studien wie z. B. Samdani et al., welche eine initiale Abnahme der Kyphose nach Implantation des VEPTR-Implantates um 20° fanden, folgend jedoch auch nach 2,1 Jahren eine Zunahme der Kyphose auf durchschnittlich 37° feststellten (Samdani et al. 2009). Auch Hasler et al. fanden diesen Ablauf der Veränderungen der Kyphose (Hasler et al. 2010), wobei in beiden Studien eine deutlich kürzere Nachuntersuchungszeit bestand. Anhand aller Daten kann gefolgert werden, dass die Implantation des VEPTR-Systems eine Progression der Kyphose nicht ausreichend verhindern kann.

Ein großes Problem nach der operativen Behandlung kindlicher Wirbelsäulendeformitäten stellt die Entstehung einer Anschlusskyphose oberhalb der instrumentierten Wirbelsäulensegmente dar. Die Anschlusskyphose entspricht einer Kyphose zwischen dem obersten instrumentierten und einem weiter kranial gelegenen Wirbelkörper, welche häufig operativ behandelt werden muss, auch um Schädigungen des Rückenmarks zu vermeiden (Li et al. 2013). Eine Anschlusskyphose tritt bei *growing rods* in 2,1 % bis 4,3 % der Fälle auf (Bess et al. 2010; Farooq et al. 2010; Akbarnia et al. 2005). In den Studien, die das Auftreten einer Anschlusskyphose durch die Behandlung mit dem VEPTR untersucht haben, fanden Hasler et al. in 22 % ($n=5$) der Fälle, Thompson beobachtete sogar in 38 % ($n=6$) der Fälle eine Anschlusskyphose (Hasler et al. 2010; Thompson et al. 2007). In beiden Studien lag bei den meisten Patienten mit Anschlusskyphose bereits vor VEPTR-Therapie ein Hyperkyphose vor. Auch wurde in beiden Studien nicht das Ausmaß der Anschlusskyphose beschrieben (Hasler et al. 2010; Thompson et al. 2007). In der Studie von Li et al. wurden 68 Patienten, die mit dem VEPTR-System behandelt wurden, auf das Auftreten einer Anschlusskyphose hin untersucht. Nur bei 6 % der Patienten wurde eine behandlungsbedürftige Anschlusskyphose gefunden (Li et al. 2013).

In der vorliegenden Studie wurde jeweils die Veränderung der bereits vor Behandlung vorliegenden Kyphose gemessen. Der obere Grenzwirbel der Kyphose lag vor Implantation des VEPTR-Systems sowie vor Explantation der VEPTR-Implantate als auch nach Explantation jeweils bei BWK 3. Es wurde also nicht oberhalb des obersten instrumentierten Wirbels und somit keine Anschlusskyphose vermessen. Im Vorfeld der Untersuchung hatte man sich entschlossen darauf zu verzichten, da im vorliegenden Kollektiv überwiegend Kinder mit einer neuromuskulären Grunderkrankung ($n=19$, entsprechend 59 %) untersucht wurden. Diesen Kindern fehlt wegen der neuromuskulären Problematik häufig die Kopfkontrolle. Somit ist eine Standardisierung der Haltung der HWS und des Kopfes für ein Röntgenbild im Sitzen nicht oder nur sehr eingeschränkt möglich.

4.5 Lordose

In den Daten von Giglio und Volpon zeigte die lumbale Lordose eine physiologische Zunahme mit dem Wachstum von durchschnittlich $21,5^\circ$ im Alter von 5 Jahren bis zu $30,5^\circ$ im Alter von 19 Jahren ohne Unterschied zwischen den Geschlechtern. Zur Berechnung des Normwertes für die physiologische Lordose, bezogen auf das Alter, erstellten die Autoren Giglio und Volpon die Formel: $\text{Lordose} = 24^\circ + 0,51 \times \text{Alter}$ (Giglio und Volpon 2007). Mithilfe dieser Formel wurde die Abweichung der im seitlichen Röntgenbild gemessenen Lordose des Studienkollektivs von den Normwerten berechnet. Es fanden sich keine signifikanten Veränderungen der Lordose. So lag vor Implantation des VEPTR-Systems der Wert der Lordose mit $10,5^\circ$ über dem physiologischen Wert des jeweiligen Alters, nach der Explantation der VEPTR-Implantate lag dieser Wert $8,3^\circ$ über dem Normwert. Zu einem ähnlichen Ergebnis bei kürzerem Follow-up kamen auch Samdani et al. mit einem Durchschnittswert der Lordose von 38° vor Implantation und 37° in der letzten Nachuntersuchung nach 2,1 Jahren (Samdani et al. 2009). Aufgrund aller Ergebnisse lässt sich daher annehmen, dass durch das VEPTR-System keine signifikante Veränderung der lumbalen Lordose während der Behandlung erfolgt.

4.6 Beckenschiefstand

Im Studienkollektiv ($n=32$) lag anfangs ein Beckenschiefstand von durchschnittlich $8,7^\circ$ vor, der durch die Implantation des VEPTR-Systems deutlich um 62,1 % auf $3,3^\circ$ reduziert wurde. Im Verlauf der Behandlung nahm der Wert jedoch wieder deutlich zu, so dass bereits vor Explantation ein Wert von $6,1^\circ$ und nach Explantation der VEPTRs von $7,0^\circ$ vorlag. In der Studie von Hasler et al. fand sich eine initiale Korrektur durch die Primärimplantation des VEPTRs um 57,6 % von 33° auf 14° , die bis zur letzten Nachuntersuchung nach 3,6 Jahren auf 16° zunahm (Hasler et al. 2010). Wimmer et al. fanden eine Korrektur des Beckenschiefstands von $12,4^\circ$ bei einer Nachuntersuchungszeit von 2,8 Jahren (Wimmer et al. 2015).

In der vorliegenden Untersuchung fand sich nur ein geringer Beckenschiefstand in der Gruppe der kongenitalen Skoliosen, welcher im Verlauf auch stabil blieb (Abbildung 56). Dagegen zeigte die Gruppe der neuromuskulären Wirbelsäulendeformitäten initial eine sehr gute Korrektur des Beckenschiefstandes durch das beidseitige Rippe-Becken-VEPTR-Konstrukt. Im Verlauf der Behandlung und auch nach Explantation des VEPTR-Systems konnte aber diese Verbesserung nicht erhalten werden, und der Beckenschiefstand nahm wieder zu.

Der starke Beckenschiefstand, der bei neuromuskulären Skoliosen bereits vor Beginn der Behandlung durch das VEPTR-System vorlag und auch nach Explantation wieder auftrat, ist eine Ursache für die bei neuromuskulären Skoliosen gehäuft auftretenden Hüftluxationen. So hatten im Studienkollektiv ($n=32$) sieben Kinder eine Hüftluxation

bzw. einen Zustand nach operativer Versorgung einer Hüftluxation, wovon sechs Kinder eine neuromuskuläre Grunderkrankung hatten. Die Häufung von Hüftluxationen bei ausgeprägtem Beckenschiefstand hatten auch Black und Griffin sowie Patel und Shapiro in ihren Studien gefunden (Black und Griffin 1997; Patel und Shapiro 2015).

4.7 *Horizontal distance (HD) frontal*

Campbell et al. nahmen eine Abweichung von 2 cm oder weniger von der CSVL als ausbalanciertes Wirbelsäulenprofil an (Campbell et al. 2007). In der vorliegenden Studie konnte die Abweichung von der CSVL, also die *horizontal distance* frontal, durch die Primär-OP von durchschnittlich 5,4 cm auf 2,5 cm, also ein beinahe ausgeglichenes Profil verbessert werden. Im Verlauf verschlechterte sich dieser Wert jedoch wieder, so dass nach Explantation der VEPTR-Implantate nach einer durchschnittlichen Behandlungsdauer von 6,1 Jahren mit einer HD frontal von 7,2 cm wieder ein deutlich unbalancierteres Profil vorlag als nach Primärimplantation. Campbell et al. fanden in ihrer Studie eine primäre Verbesserung durch VEPTR von 3,6 cm auf 2,3 cm, im letzten Follow-up nach 3,4 Jahren lag weiterhin eine signifikante Verbesserung von 1,5 cm vor (Campbell et al. 2007). White et al. fanden in ihrer Studie mit einer Nachuntersuchungszeit von 2,9 Jahren keine signifikante Änderung der HD frontal (White et al. 2011). Weitere Studien mit einer längeren Nachuntersuchungszeit liegen nach aktuellen Literaturrecherchen nicht vor.

Auch bei der Betrachtung der HD frontal zeigte sich der Trend, dass das VEPTR-System zu Beginn der Behandlung eine gute Verbesserung aufwies, diese jedoch im Verlauf wieder abnahm und zu Ende der Behandlung den Ausgangswert sogar überschritten hatte.

4.8 *Horizontal distance (HD) im Seitbild*

Vor Beginn der VEPTR-Behandlung lag eine Abweichung aus dem Lot im Seitbild von 31,9 mm vor, welche durch Implantation des VEPTR-Systems um 10 % auf 28,7 mm verkleinert werden konnte. Diese Reduktion konnte im Verlauf noch weiter verbessert werden, so dass nach Explantation der VEPTR-Implantate weiterhin eine Verbesserung um 24,8 % im Vergleich zum Ausgangswert vorlag. White et al. zeigten eine Verbesserung der sagittalen HD von 31 mm vor VEPTR-Implantation zu 23 mm nach Operation, im letzten Follow-up nach 2,9 Jahren lag ein Wert von 7 mm hinter dem Zentrum des Sakrums (White et al. 2011). In der Betrachtung der Veränderung der sagittalen HD durch *growing rods* fanden Shah et al. eine Verkleinerung von 49 mm vor Implantation zu 31 mm nach Implantation und 6 mm zum Zeitpunkt der letzten Nachuntersuchung nach 3,5 Jahren (Shah et al. 2014).

Die vorliegende Studie zeigte den Trend, dass die Behandlung mit dem VEPTR-System zu einer Verbesserung des sagittalen Profils führte, ähnlich wie in bereits vorliegenden Studien zu VEPTR bzw. *growing rods* nachgewiesen (White et al. 2011, Shah et al. 2014). Auch im

langjährigen Verlauf nach 6,1 Jahren Nachuntersuchungszeit blieb diese Verbesserung erhalten. Jedoch war keine dieser Veränderungen signifikant.

4.9 *Spinal length*

Die *spinal length* des Studienkollektivs zeigte eine signifikante Verlängerung durch die Primärimplantation des VEPTR-Systems um 32,7 mm. Diese signifikante Veränderung konnte bis zum letzten Zeitpunkt der Messung, also auch nach Explantation der VEPTR-Implantate, aufrechterhalten werden. Letzterer Wert nach Explantation muss als reelles Wachstum der Wirbelsäule im Verlauf gewertet werden. Samdani et al. beschrieben in ihrer Studie eine Verlängerung der Wirbelsäule um 4,2 cm durch die primäre Implantation des VEPTR-Systems (Samdani et al. 2009). In der Studie von Emans et al. wurde eine Verlängerung der thorakalen Wirbelsäule von BWK 1 bis BWK 12 um 2,0 cm durch die Primär-OP beobachtet (Emans et al. 2005). Campbell et al. fanden eine Verlängerung der *spinal length* um durchschnittlich 3,1 cm nach 3,4 Jahren (Campbell et al. 2007), was dem Wert der vorliegenden Studie von 30,5 mm nach 2,8 Jahren entspricht. Ähnliche Werte fanden auch White et al. mit einer Verlängerung der Wirbelsäule von 3,6 cm nach 2,9 Jahren (White et al. 2011). Samdani et al. dagegen beschrieben eine durchschnittliche Verlängerung der Wirbelsäule um 6,3 cm nach 2,1 Jahren (Samdani et al. 2009). Allerdings wurde in der Studie von Samdani et al. mit 5,9 Jahren bei Primär-OP ein jüngeres Patientenkollektiv als in der vorliegenden Studie mit 7,8 Jahren bei primärer Implantation beobachtet.

Es lässt sich erkennen, dass die *spinal length* im gesamten Studienkollektiv durch die primäre Implantation des VEPTR-Systems signifikant verlängert wurde und diese Verlängerung auch aufrechterhalten werden konnte.

Die *spinal length* zeigte für die Gruppe der kongenitalen Skoliosen einen kontinuierlichen Anstieg, der erst im Verlauf der Behandlung signifikante Bereiche erreichte. Hier wird das kontinuierliche Wachstum durch Distraction bei kongenitaler Skoliose gezeigt, welches bereits von Hell und Campbell et al. beschrieben wurde (Hell 2004, Campbell und Hell-Vocke 2003). In der Gruppe der neuromuskulären Skoliosen dagegen fand sich initial ein signifikanter Anstieg der *spinal length* durch Primärimplantation des VEPTR-Systems, im Verlauf flachte dieser Anstieg ab. Hier zeigt sich zuerst eine initial gute Krümmungskorrektur durch den Anstieg der *spinal length*, im Verlauf spiegelt der flachere Anstieg der *spinal length* das Längenwachstum der Wirbelsäule dar.

Obwohl der Unterschied zwischen den Gruppen nicht signifikant war, lässt sich vermuten, dass die *spinal length* des kongenitalen Kollektivs das natürliche Wachstum der Kinder widerspiegelt, wohingegen die flexibleren Krümmungen des neuromuskulären Kollektivs eine bessere Aufrichtung zeigen.

4.10 Einflussgrößen auf die Wirbelsäulendeformität

4.10.1 Operative Implantatverankerung

20 Kinder wurden mit einem Rippe-LWS-Implantat versorgt, die restlichen 12 Kinder mit dem Implantat Rippe-Becken. Es zeigte sich, dass bei den Kindern, die mit dem Implantat Rippe-Becken versorgt wurden, im Verlauf eine stärkere Dekompensation der Hauptkrümmung auftrat. So lag zur Halbzeit der VEPTR-Behandlung in dieser Gruppe mit $35,1^\circ$ der kleinste Wert der Hauptkrümmung im Verlauf vor. Zum Zeitpunkt nach Explantation des VEPTRs lag dieser Wert bei $68,4^\circ$, was einer Vergrößerung der Hauptkrümmung gegenüber dem Wert bei Halbzeit um 94,9 % entspricht. Die Kinder mit dem Implantat Rippe-LWS zeigten in der gleichen Zeit nur eine Verschlechterung der Hauptkrümmung um 18,7 % von $56,7^\circ$ auf $67,3^\circ$.

Auch der Beckenschiefstand bei den Kindern mit dem Implantat Rippe-Becken zeigte initial eine starke signifikante Korrektur um 72,5 %, doch auch hier kam es im Verlauf zu einer starken Zunahme des Beckenschiefstands, so dass nach Explantation nur noch 28,8 % Verbesserung gegenüber dem Ausgangswert vorlag. Bei den Kindern mit dem Implantat Becken-LWS konnte über den gesamten Verlauf keine signifikante Veränderung des Beckenschiefstands gefunden werden, wobei hier schon initial ein deutlich niedriger Wert ($3,0^\circ$) vorlag.

Diese unterschiedlichen Verläufe lassen sich dadurch erklären, dass mit 58 % ($n=11$) aller Kinder mit neuromuskulären Skoliosen ($n=19$) ein Großteil dieser Gruppe das Implantat Rippe-Becken erhalten hatte und 90 % ($n=9$) der Kinder mit kongenitaler Skoliose ($n=10$) ein Rippe-LWS-Implantat erhielten. Die Ergebnisse dieser Gruppierung entsprechen also weitestgehend den Ergebnissen der Gruppierung nach Erkrankung.

4.10.2 Änderung der Wirbelsäulendeformität im zeitlichen Verlauf

Für die Frage, ob sich Unterschiede zwischen den Behandlungsergebnissen abhängig von der Dauer der Behandlung durch das VEPTR ergeben, wurde das Studienkollektiv in drei Gruppen unterteilt: Dauer der Behandlung kürzer vier Jahre, zwischen vier und acht Jahren und länger als acht Jahre. Zwar zeigten sich statistisch signifikante Reduktionen der Messwerte der einzelnen Gruppen, z. B. der thorakalen Krümmung und der kaudalen Kurve, es konnten jedoch keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen gefunden werden.

Sankar et al. beschrieben in der Therapie von Skoliosen mit dem *dual growing rod*-System, dass es im Verlauf der Behandlung zu einer Abnahme der möglichen Verbesserung pro Verlängerungs-Operation kam. Als mögliche Erklärung diskutierten die Autoren eine fortschreitende Steifheit bzw. sogar eine Spontanversteifung der Wirbelsäule (Sankar et al. 2011). Wie bereits in 4.1.3 diskutiert, zeigten auch diese Ergebnisse der vorliegende Studie, dass es bei der VEPTR-Behandlung zu keiner signifikanten Verschlechterung der

möglichen Verbesserung durch die Verlängerung-Operationen kam, da in der Gruppe der Kinder, die über acht Jahre mit dem VEPTR behandelt wurden, keine Unterschiede zu den deutlich kürzer behandelten Kindern gefunden wurden. Das Ausmaß der Spontanversteifung der Wirbelsäule scheint also in der VEPTR-Therapie geringer als bei der Therapie mit dem *growing rod*-System zu sein.

4.10.3 Alter der Patienten

Eine weitere Gruppierung des Studienkollektivs wurde nach Alter bei Behandlungsbeginn vorgenommen. Hierbei erfolgte eine Unterteilung in die folgenden drei Gruppen: kleiner sechs Jahre, sechs bis zehn Jahre und größer als zehn Jahre. Die Unterteilung in diese Altersstufen wurde anhand des Wachstumspotentials der Wirbelsäule gewählt, da die Wirbelsäule zwei Wachstumsphasen aufweist, eine im Kindesalter unter sechs Jahren und eine während der Pubertät (DiMeglio et al. 2011; Tanner und Davies 1985).

Das einzige statistisch signifikante Ergebnis wurde im Vergleich der kaudalen Krümmung gefunden. Hier zeigte sich eine signifikante Reduktion der Hauptkrümmung der 6 - 10-Jährigen. Bei den jüngsten Kindern fand sich die stärkste Dekompensation der kaudalen Krümmung, dieser Trend war jedoch nicht signifikant.

Bei der kranialen Kurve und der Hauptkrümmung lag jeweils der größte Cobb-Winkel in der Gruppe der über zehnjährigen Kinder vor. Obwohl hierfür keine statistische Signifikanz vorlag, spiegelt dies den langjährigen Verlauf von Skoliosen und die Progredienz der Deformitäten wieder, so dass die Kurven immer größer werden, je älter die Kinder sind.

Beim Vergleich der thorakalen Krümmung zeigte sich, dass die Kinder zwischen sechs und zehn Jahren den kleinsten Cobb-Winkel und auch die geringste Progredienz der Krümmung hatten, dieser Unterschied war jedoch nicht signifikant. Anhand der Wachstums- und Wachstumsgeschwindigkeitstabellen wäre zu erwarten, dass in den Phasen mit vermehrtem Wirbelsäulenwachstum auch eine stärkere Progredienz der Skoliose auftritt. Diese Phasen würden laut Tanner et al. die Gruppen kleiner sechs Jahre sowie größer zehn Jahre betreffen (Tanner und Davies 1985). Entgegen dieser Annahme wurden in der vorliegenden Studie keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppierungen nach Alter bei Behandlungsbeginn gefunden. Dies unterstreicht die Vermutung, dass starke Wirbelsäulendeformitäten im Wachstumsalter ein anderes Wachstumsverhalten zeigen als die Normalpopulation.

4.11 Klassifikationen

Insgesamt lag bei 66,7 % (n=10) ein Wechsel des Kurventyps bezüglich der King-Klassifikation vor. Bei den 12 Kindern, bei denen die Lenke-Klassifikation anwendbar war, lag nur bei 16,7 % (n=2) eine fragliche Übereinstimmung zwischen dem Kurventyp vor

Implantation und nach Explantation des VEPTTR-Systems vor. Beim restlichen Kollektiv (n=10) fand ein Wechsel des Kurventyps statt. Zu diskutieren ist, ob die Behandlung mit dem VEPTTR-System dazu führt, dass sich der Kurventyp ändert und somit auch eine Änderung der Versteifungshöhen im Vergleich zur Ausgangssituation nötig ist. Dass sich die Strecke der Spondylodese nach VEPTTR-Behandlung verlängern kann, wurde bereits von Lattig et al. gezeigt (Lattig et al. 2012).

So würde eine Skoliose, bei der anfangs nur eine strukturelle Kurve im thorakalen Bereich vorliegt, nach VEPTTR-Behandlung jedoch zusätzlich eine weitere strukturelle Kurve im lumbalen Bereich vorhanden ist, eine deutlich ausgedehntere Fusion erhalten. Da dadurch weniger Bandscheiben als flexible Elemente für Bewegungen der Wirbelsäule vorhanden sind, kann es vermehrt zur Ausprägung von Anschlusssegmentpathologien kommen (Connolly et al. 1995; Lark et al. 2013). Somit sollte schon bei Primärimplantation des VEPTTR-Systems bei Implantation eines Hakens an der LWS die spätere Planung der Versteifungshöhen mit beachtet werden.

Der initial angedachte Versuch der Einordnung in die gängigen Klassifikationen (King et al. 1983, Lenke et al. 1998) und das Aufzeigen einer Änderung des Krümmungstyps in den Klassifikationen war damit aufgrund der geringen Anzahl von Kindern mit idiopathischen Skoliosen (n=3), für welche diese Klassifikationen entwickelt wurden, nicht suffizient möglich.

4.12 Limitationen der Untersuchung

In Bezug auf die Daten der vorliegenden Studie müssen folgende Faktoren kritisch beurteilt und bewertet werden.

So lag ein heterogenes Kollektiv der Patienten mit unterschiedlichen Grunderkrankungen vor, was zu unterschiedlichen Nachuntersuchungszeiträumen von minimal 2,8 Jahren bis maximal 11,8 Jahren führte. Dieser Problematik wurde bei der statistischen Analyse Rechnung getragen, indem eine detaillierte Auswertung für die unterschiedlichen Grunderkrankungen vorgenommen wurde (neuromuskuläre Skoliose versus kongenitale Skoliose) und unterschiedlich große Kollektive (n=32 versus n=16) für verschiedene Nachuntersuchungszeiträume analysiert wurden.

Aus Strahlenschutzgründen fehlten bei vielen Kindern (n=16) des Studienkollektivs (n=32) vor Spondylodese oder Behandlungsabschluss mit verbleibendem Implantat Röntgenaufnahmen, so dass für den letzten Zeitpunkt der Nachuntersuchung oftmals keine Messwerte erhoben werden konnten. Aus diesen Gründen erfolgte die Analyse eines Teilkollektivs mit zum Teil kleineren Gruppengrößen für einzelne Parameter.

Bei der Analyse von kongenitalen Wirbelsäulendeformitäten muss diskutiert werden, ob bei kongenitalen Skoliosen eine Röntgenaufnahme in zwei Ebenen ausreichend für eine korrekte Bestimmung von Skoliose, Kyphose und Lordose ist oder ob eine

dreidimensionale Darstellung notwendig ist, wie dies bereits Hell und Kawakami et al. diskutierten (Hell 2004, Kawakami et al. 2009). Erste Ansätze einer 3D-Klassifikation zur verbesserten Beurteilung kongenitaler Skoliosen existieren bereits (Kadoury und Labelle 2012). Allerdings stellt die stehende Röntgenaufnahme der gesamten Wirbelsäule in zwei Ebenen weiterhin den Goldstandard zur Analyse von Wirbelsäulendeformitäten dar.

Wie bereits in der Diskussion erwähnt, erfolgte für das untersuchte Kollektiv der Versuch einer Einordnung in die gängigen Skolioseklassifikationen King und Lenke (King et al. 1983, Lenke et al. 2001). Diese Klassifikationssysteme wurden für idiopathische Skoliosen entwickelt, so dass eine korrekte Einordnung im vorliegenden Kollektiv nur für drei Kinder möglich gewesen wäre. Da bei zweien dieser Kinder mit idiopathischer Skoliose zudem keine Bildgebung vor Spondylodese vorlag, waren die Klassifikationen bei vollständiger Dokumentation und idiopathische Skoliose strenggenommen nur bei einem Kind anwendbar. Die Aussagekraft der Klassifikationen für das restliche Kollektiv ist bei Diagnose einer kongenitalen oder neuromuskulären Skoliose eingeschränkt. Klassifikationen mit Aussagekraft über Prognose, Verlauf und Therapieempfehlungen für Skoliosen dieser Typen liegen aktuell in der Literatur nicht vor.

4.13 Schlussfolgerung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass das VEPTR-Implantat ausgeprägte Skoliosen im Kindes- und Jugendalter effektiv kontrolliert. Die Primärimplantation führte zu einer Aufrichtung und Begradigung der Wirbelsäule und somit zu einer Verbesserung des frontalen Profils. Zum Zeitpunkt nach Explantation des VEPTR-Systems blieb bei den kongenitalen Skoliosen die Korrektur in der Frontalebene erhalten. Dies wurde erstmals in dieser Arbeit beschrieben. Folglich könnte für diese Patientengruppe in Zukunft auf eine risikobehaftete dorsale Spondylodese verzichtet werden. Allerdings sind längere Verlaufsbeobachtungen mit größeren Kollektiven notwendig.

Bei neuromuskulären Skoliosen kam es nach Entfernung der Implantate zu einer Verschlechterung der Krümmungen über den Ausgangswert. Dies spiegelt die Flexibilität der Deformität wider und die Tatsache, dass beim beidseitigen Rippen-Becken-Implantat keine Autofusion an der Wirbelsäule stattfand. Die gravierende Komplikation der Autofusion mit Wirbelsäulenversteifung wurde explizit für *growing rods* nach vier Jahren Therapie von Sankar et al. beschrieben (Sankar et al. 2011). Damit ist das VEPTR-Implantat mit beidseitiger Verankerung neben der Wirbelsäule ein geeignetes Instrument zur Überbrückung der Wachstumsphasen bei Kindern und Jugendlichen mit neuromuskulären Skoliosen. Für die definitive dorsale Spondylodese bleibt die Wirbelsäule unberührt und weitestgehend flexibel.

In der Betrachtung des sagittalen Profils zeigte die Kyphose nach initial guter Korrektur eine deutliche Progression, so dass zum Ende der Nachuntersuchungszeit nach 6,1 Jahren

eine signifikante Zunahme der Kyphose im Vergleich zum Ausgangswert vorlag. Wie schon aus anderen Untersuchungen bekannt (Samdani et al. 2009, Hasler et al. 2010) ist die Kyphose durch die Zwei-Punkte-Fixierung der VEPTR-Implantate nicht suffizient zu kontrollieren. Hier kollidieren individuelle sagittale Profile mit dem vorgegebenen Krümmungsradius der Implantate, speziell bei VEPTR I-Implantaten. Oft werden auch bei der Konstruktion Rippe zu LWS möglichst kurzstreckige Versorgungen angestrebt, um Bandscheiben für die definitive Spondylodese zu sparen.

5 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden die Veränderungen der Wirbelsäulendeformitäten bei Kindern und Jugendlichen im Verlauf der Behandlung mit dem VEPTR (*vertical expandable prosthetic titanium rib*)-System untersucht. Besondere Schwerpunkte wurden auf die Analyse sekundärer Krümmungen und des sagittalen Profils sowie mögliche Einflussgrößen auf die Veränderungen der Wirbelsäulendeformitäten gelegt.

Das Studienkollektiv bestand aus 32 Kindern und Jugendlichen, davon waren 24 Kinder weiblich (75 %) und acht Kinder männlich (25 %). Es lagen zehn kongenitale, 19 neuromuskuläre und drei idiopathische Skoliosen vor. 11 Kindern waren nicht gehfähig; bei sieben Kindern lag eine Hüftluxation oder ein Status nach Rekonstruktion einer Hüftluxation vor. Retrospektiv wurden anhand von 403 Röntgenaufnahmen folgende radiologische Parameter bestimmt: der Cobb-Winkel der Haupt- und Nebenkrümmungen sowie der Bending-Aufnahmen, Beckenschiefstand und *horizontal distance* frontal im a.p./p.a.-Bild sowie Kyphose, Lordose, *spinal length* und *horizontal distance* sagittal in der Seitenaufnahme. Für die Kyphose und Lordose wurde jeweils die Abweichung vom altersabhängigen Normwert berechnet. Die Messungen wurden für den gesamten Verlauf der VEPTR-Behandlung für das vollständige Studienkollektiv (n=32) im zweijährigen Abstand für durchschnittlich 5,5 Jahre, für ein weiteres Subkollektiv (n=16) auch für den Zeitpunkt nach VEPTR Explantation nach durchschnittlich 6,1 Jahren durchgeführt. Alle Messungen erfolgten parallel von zwei unabhängigen Untersuchern. In der statistischen Analyse wurden eine Varianzanalyse (ANOVA) und ein *post-hoc*-Test mit Bonferroni-Korrektur angewandt.

Die Ergebnisse zeigten für das frontale Profil eine signifikante Reduktion der thorakalen und lumbalen Krümmung durch Primärimplantation des VEPTR-Systems. Nach Explantation der VEPTR-Implantate zeigte sich eine Zunahme aller Krümmungen im frontalen Profil. In der Unterteilung nach Erkrankungen zeigte die thorakale Krümmung nach Explantation des VEPTR-Systems für das neuromuskuläre Kollektiv (n=10) eine Dekompensation; die kongenitalen Skoliosen (n=5) zeigten keine signifikante Änderung.

Im sagittalen Profil fand sich eine signifikante Reduktion der Kyphose durch die VEPTR-Implantation. Ab Halbzeit der VEPTR-Behandlung nach durchschnittlich 2,8 Jahren zeigte sich jedoch wieder eine kontinuierliche Zunahme der Kyphose bis hin zu Werten oberhalb des Ausgangswertes.

Die *spinal length* konnte durch Implantation des VEPTR-Systems signifikant verlängert werden. Während der Anstieg der *spinal length* für das kongenitale Kollektiv (n=8) kontinuierlich verlief und damit das Wachstum der kindlichen Wirbelsäule widerspiegelte, fand sich im neuromuskulären Kollektiv (n=18) initial ein signifikanter Anstieg, der im

Verlauf der VEPTR-Behandlung abflachte und damit die Flexibilität der neuromuskulären Skoliose zeigte. Der Beckenschiefstand konnte durch VEPTR-Implantation im neuromuskulären Kollektiv signifikant verbessert werden, zeigte aber nach Explantation des VEPTR-Systems eine Dekompensation.

Zusammenfassend konnte in der vorliegenden Arbeit gezeigt werden, dass das VEPTR-Implantat Wirbelsäulendeformitäten im Kindes- und Jugendalter effektiv kontrollierte. Die Primärimplantation führte zu einer Aufrichtung und Begradigung der Wirbelsäule und somit zu einer Verbesserung des frontalen Profils. Im sagittalen Profil zeigte die Kyphose nach initial guter Korrektur eine deutliche Progression. Damit ist das VEPTR-System weniger geeignet zur Kontrolle der Kyphosedeformität im Verlauf.

Zum Zeitpunkt nach Explantation des VEPTR-Systems blieb bei den kongenitalen Skoliosen die Korrektur in der Frontalebene erhalten. Dies wurde erstmals so beschrieben. Folglich könnte nach noch längeren Verlaufsbeobachtungen und Evaluation eines noch größeren Kollektivs wahrscheinlich für diese Patientengruppe in Zukunft auf eine risikobehaftete dorsale Spondylodese verzichtet werden.

Bei neuromuskulären Skoliosen kam es nach Entfernung der Implantate zu einer Verschlechterung der Krümmungen über den Ausgangswert hinaus. Dies spiegelte die Flexibilität der Deformität wider sowie die Tatsache, dass bei beidseitiger Rippen-Becken-Abstützung keine relevante Versteifung an der Wirbelsäule stattfand. Damit ist das VEPTR-Implantat mit beidseitiger Verankerung neben der Wirbelsäule ein geeignetes Instrument zur Überbrückung der Wachstumsphasen bei Kindern und Jugendlichen mit neuromuskulären Skoliosen. Für die definitive dorsale Spondylodese bleibt die Wirbelsäule unberührt und weitestgehend flexibel.

6 Literaturverzeichnis

- Ahl T, Albertsson-Wikland K, Kalén R (1988): Twenty-four-hour growth hormone profiles in pubertal girls with idiopathic scoliosis. *Spine* 13, 139–142
- Akbarnia BA, Marks DS, Boachie-Adjei O, Thompson AG, Asher MA (2005): Dual growing rod technique for the treatment of progressive early-onset scoliosis: a multicenter study. *Spine* 30, S46–57
- Akbarnia BA, Cheung K, Noordeen H, Elsebaie H, Yazici M, Dannawi Z, Kabirian N (2013): Next generation of growth-sparing techniques: preliminary clinical results of a magnetically controlled growing rod in 14 patients with early-onset scoliosis. *Spine* 38, 665–670
- Balmer GA, MacEwen GD (1970): The incidence and treatment of scoliosis in cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Br* 52, 134–137
- Barnes PD, Brody JD, Jaramillo D, Akbar JU, Emans JB (1993): Atypical idiopathic scoliosis: MR imaging evaluation. *Radiology* 186, 247–253
- Barrios C, Tuñón MT, De Salis JA, Beguiristain JL, Cañadell J (1987): Scoliosis induced by medullary damage: an experimental study in rabbits. *Spine* 12, 433–439
- Bess S, Akbarnia BA, Thompson GH, Sponseller PD, Shah SA, El Sebaie H, Boachie-Adjei O, Karlin LI, Canale S, Poe-Kochert C, Skaggs DL (2010): Complications of growing-rod treatment for early-onset scoliosis: analysis of one hundred and forty patients. *J Bone Joint Surg Am* 92, 2533–2543
- Black BE, Griffin PP (1997): The cerebral palsied hip. *Clin Orthop* 42–51
- Boachie-Adjei O, Bradford DS (1991): Vertebral column resection and arthrodesis for complex spinal deformities. *J Spinal Disord* 4, 193–202
- Brunner R, Gebhard F (2002): Neurogene Wirbelsäulendeformitäten. Teil 1: Konservative und operative Behandlung von Deformitäten der Wirbelsäule. *Orthopade* 31, 51–57
- Bunnell WP (1988): The natural history of idiopathic scoliosis. *Clin Orthop* 20–25
- Cahill PJ, Marvil S, Cuddihy L, Schutt C, Idema J, Clements DH, Antonacci MD, Asghar J, Samdani AF, Betz RR (2010): Autofusion in the immature spine treated with growing rods. *Spine* 35, E1199–1203
- Campbell RM, Hell-Vocke AK (2003): Growth of the thoracic spine in congenital scoliosis after expansion thoracoplasty. *J Bone Joint Surg Am* 85–A, 409–420
- Campbell RM, Smith MD (2007): Thoracic insufficiency syndrome and exotic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 89 Suppl 1, 108–122
- Campbell RM, Smith MD, Mayes TC, Mangos JA, Willey-Courand DB, Kose N, Pinero RF, Alder ME, Duong HL, Surber JL (2003): The characteristics of thoracic insufficiency syndrome associated with fused ribs and congenital scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 85–A, 399–408
- Campbell RM, Adcox BM, Smith MD, Simmons JW, Cofer BR, Inscore SC, Grohman C (2007): The effect of mid-thoracic VEPTR opening wedge thoracostomy on cervical tilt associated

- with congenital thoracic scoliosis in patients with thoracic insufficiency syndrome. *Spine* 32, 2171–2177
- Cheung KM-C, Cheung JP-Y, Samartzis D, Mak K-C, Wong Y-W, Cheung W-Y, Akbarnia BA, Luk KD-K (2012): Magnetically controlled growing rods for severe spinal curvature in young children: a prospective case series. *Lancet* 379, 1967–1974
- Cobb J (1948): Outline for the study of scoliosis. *Am Acad Orthop Surg J*, 261–275
- Connolly PJ, Von Schroeder HP, Johnson GE, Kostuik JP (1995): Adolescent idiopathic scoliosis. Long-term effect of instrumentation extending to the lumbar spine. *J Bone Joint Surg Am* 77, 1210–1216
- Connor JM, Conner AN, Connor RAC, Tolmie JL, Yeung B, Goudie D, Reynolds JF (1987): Genetic aspects of early childhood scoliosis. *Am J Med Genet* 27, 419–424
- Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M (1988): New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop* 227, 10–23
- Cummings RJ, Loveless EA, Campbell J, Samelson S, Mazur JM (1998): Interobserver reliability and intraobserver reproducibility of the system of King et al. for the classification of adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 80, 1107–1111
- De Kleuver M, Lewis SJ, Gernscheid NM, Kamper SJ, Alanay A, Berven SH, Cheung KM, Ito M, Lenke LG, Polly DW, et al. (2014): Optimal surgical care for adolescent idiopathic scoliosis: an international consensus. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc* 23, 2603–2618
- Dede O, Demirkiran G, Yazici M (2014): 2014 Update on the „growing spine surgery“ for young children with scoliosis. *Curr Opin Pediatr* 26, 57–63
- Dickson RA, Stamper P, Sharp AM, Harker P (1980): School screening for scoliosis: cohort study of clinical course. *Br Med J* 281, 265–267
- DiMeglio A, Dimeglio A, Canavese F, Charles YP, Charles P (2011): Growth and adolescent idiopathic scoliosis: when and how much? *J Pediatr Orthop* 31, S28-36
- Dobbs MB, Lenke LG, Kim YJ, Kamath G, Peelle MW, Bridwell KH (2006): Selective posterior thoracic fusions for adolescent idiopathic scoliosis: comparison of hooks versus pedicle screws. *Spine* 31, 2400–2404
- Dubousset J, Cotrel Y (1991): Application technique of Cotrel-Dubousset instrumentation for scoliosis deformities. *Clin Orthop* 103–110
- Dubousset J, Herring JA, Shufflebarger H (1989): The crankshaft phenomenon. *J Pediatr Orthop* 9, 541–550
- Duong L, Cheriet F, Labelle H (2006): Three-dimensional classification of spinal deformities using fuzzy clustering. *Spine* 31, 923–930
- Dwyer AF, Newton NC, Sherwood AA (1969): An anterior approach to scoliosis. A preliminary report. *Clin Orthop* 62, 192–202
- Edgar MA, Mehta MH (1988): Long-term follow-up of fused and unfused idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Br* 70, 712–716
- El-Hawary R, Akbarnia BA (2015): Early Onset Scoliosis - Time for Consensus. *Spine Deform* 3, 105–106

- Emans JB, Kassab F, Caubet JF (2004): Earlier and more extensive thoracic fusion is associated with diminished pulmonary function: outcome after spinal fusion of 4 or more thoracic spinal segments before age 5. Scoliosis Research Society Annual Meeting, September 7, 2004. Buenos Aires, Argentina.
- Emans JB, Caubet JF, Ordonez CL, Lee EY, Ciarlo M (2005): The treatment of spine and chest wall deformities with fused ribs by expansion thoracostomy and insertion of vertical expandable prosthetic titanium rib: growth of thoracic spine and improvement of lung volumes. *Spine* 30, S58-68
- Erol B, Tracy MR, Dormans JP, Zackai EH, Maisenbacher MK, O'Brien ML, Turnpenny PD, Kusumi K (2004): Congenital scoliosis and vertebral malformations: characterization of segmental defects for genetic analysis. *J Pediatr Orthop* 24, 674–682
- Farley FA, Loder RT, Nolan BT, Dillon MT, Frankenburg EP, Kaciroti NA, Miller JD, Goldstein SA, Hensinger RN (2001): Mouse Model for Thoracic Congenital Scoliosis. [Miscellaneous Article]. *J Pediatr Orthop* 21, 537–540
- Farooq N, Garrido E, Altaf F, Dartnell J, Shah SA, Tucker SK, Noordeen H (2010): Minimizing complications with single submuscular growing rods: a review of technique and results on 88 patients with minimum two-year follow-up. *Spine* 35, 2252–2258
- Figueiredo UM, James JI (1981): Juvenile idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Br* 63-B, 61–66
- Fujak A, Raab W, Schuh A, Richter S, Forst R, Forst J (2013): Natural course of scoliosis in proximal spinal muscular atrophy type II and IIIa: descriptive clinical study with retrospective data collection of 126 patients. *BMC Musculoskelet Disord* 14, 283
- Giglio CA, Volpon JB (2007): Development and evaluation of thoracic kyphosis and lumbar lordosis during growth. *J Child Orthop* 1, 187–193
- Goldberg CJ, Gillic I, Connaughton O, Moore DP, Fogarty EE, Canny GJ, Dowling FE (2003): Respiratory function and cosmesis at maturity in infantile-onset scoliosis. *Spine* 28, 2397–2406
- Goldberg CJ, Moore DP, Fogarty EE, Dowling FE (2008): Scoliosis: a review. *Pediatr Surg Int* 24, 129–144
- Granata C, Merlini L, Magni E, Marini ML, Stagni SB (1989): Spinal muscular atrophy: natural history and orthopaedic treatment of scoliosis. *Spine* 14, 760–762
- Groenefeld B, Hell AK (2013): Ossifications after vertical expandable prosthetic titanium rib treatment in children with thoracic insufficiency syndrome and scoliosis. *Spine* 38, E819-823
- Grönefeld B: Das Problem der Ossifikation und Implantat-Wanderung nach VEPTR (vertical expandable prosthetic titanium rib)-Implantation bei Kindern und Jugendlichen mit Thorax-Insuffizienz-Syndrom und Skoliose. Med. Dis., Göttingen 2012
- Halm H, Richter A, Thomsen B, Köszegvary M, Ahrens M, Quante M (2009): [Anterior scoliosis surgery. State of the art and a comparison with posterior techniques]. *Orthop* 38, 131–134, 136–140, 142–145
- Harrington PR (1962): Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spine instrumentation. *J Bone Joint Surg Am* 44-A, 591–610
- Harrington PR (1977): The etiology of idiopathic scoliosis. *Clin Orthop* 126, 17–25

- Hasler CC (2013): Operative treatment for spinal deformities in cerebral palsy. *J Child Orthop* 7, 419–423
- Hasler C-C, Mehrkens A, Hefti F (2010): Efficacy and safety of VEPTR instrumentation for progressive spine deformities in young children without rib fusions. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc* 19, 400–408
- Hedequist DJ, Emans JB (2003): The correlation of preoperative three-dimensional computed tomography reconstructions with operative findings in congenital scoliosis. *Spine* 28, 2531–2534; discussion 1
- Hefti F (2002): Kongenitale Fehlbildungen an der Wirbelsäule. *Orthop* 31, 34–43
- Hell A-K: Operationsmethode, Ergebnisse und Wachstumsanalyse von Kindern mit kongenitaler und neurogener Skoliose nach Expansionsthorakoplastik und vertical expandable prosthetic titanium rib (VEPTR) Implantation. Habilitationsschrift; 2004
- Hell AK, Hefti F, Campbell RM (2004): [Treatment of congenital scoliosis with the vertical expandable prosthetic titanium rib implant]. *Orthop* 33, 911–918
- Hickey BA, Towriss C, Baxter G, Yasso S, James S, Jones A, Howes J, Davies P, Ahuja S (2014): Early experience of MAGEC magnetic growing rods in the treatment of early onset scoliosis. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc* 23 Suppl 1, S61-65
- James JI (1954): Idiopathic scoliosis; the prognosis, diagnosis, and operative indications related to curve patterns and the age at onset. *J Bone Joint Surg Br* 36-B, 36–49
- Jin G, Guo W, Li L, Cui S, Duan J, Wang H (2012): [Second measurement of three-dimensional CT reconstruction data for scoliosis orthopaedic surgery]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi Zhongguo Xiu fu Chongjian Waike Zazhi Chin J Reparative Reconstr Surg* 26, 74–77
- Kadoury S, Labelle H (2012): Classification of three-dimensional thoracic deformities in adolescent idiopathic scoliosis from a multivariate analysis. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc* 21, 40–49
- Karol LA, Johnston C, Mladenov K, Schochet P, Walters P, Browne RH (2008): Pulmonary function following early thoracic fusion in non-neuromuscular scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 90, 1272–1281
- Kawakami N, Tsuji T, Imagama S, Lenke LG, Puno RM, Kuklo TR, Spinal Deformity Study Group (2009): Classification of congenital scoliosis and kyphosis: a new approach to the three-dimensional classification for progressive vertebral anomalies requiring operative treatment. *Spine* 34, 1756–1765
- Keiser RP, Shufflebarger HL (1976): The Milwaukee brace in idiopathic scoliosis: evaluation of 123 completed cases. *Clin Orthop* 118, 19–24
- King HA, Moe JH, Bradford DS, Winter RB (1983): The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 65, 1302–1313
- Lange JE, Steen H, Gunderson R, Brox JI (2011): Long-term results after Boston brace treatment in late-onset juvenile and adolescent idiopathic scoliosis. *Scoliosis* 6, 18
- Lark RK, Yaszay B, Bastrom TP, Newton PO, Harms Study Group (2013): Adding thoracic fusion levels in Lenke 5 curves: risks and benefits. *Spine* 38, 195–200

- Lattig F, Taurman R, Hell AK (2012): Treatment of Early Onset Spinal Deformity (EOSD) with VEPTR: A Challenge for the Final Correction Spondylosis: A Case Series. *J Spinal Disord Tech*
- Leiber B, Olbrich G: Wörterbuch der klinischen Syndrome. Urban & Schwarzenberg, München [u.a.] 1957
- Lenke LG, Betz RR, Bridwell KH, Clements DH, Harms J, Lowe TG, Shufflebarger HL (1998): Intraobserver and interobserver reliability of the classification of thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 80, 1097–1106
- Lenke LG, Betz RR, Harms J, Bridwell KH, Clements DH, Lowe TG, Blanke K (2001): Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 83-A, 1169–1181
- Letts RM, Bobechko WP (1974): Fusion of the scoliotic spine in young children. *Clin Orthop* 136–145
- Li Y, Gold M, Karlin L (2013): Proximal Junctional Kyphosis After Vertical Expandable Prosthetic Titanium Rib Insertion. *Spine Deform* 1, 425–433
- Li Z, Shen J, Wu WKK, Wang X, Liang J, Qiu G, Liu J (2012): Vitamin A deficiency induces congenital spinal deformities in rats. *PloS One* 7, e46565
- Lonstein JE, Bradford DS, Winter RB: Moe's Textbook of Scoliosis & Other Spinal Deformities. Saunders, Philadelphia 1995
- Lowe TG, Edgar M, Margulies JY, Miller NH, Raso VJ, Reinker KA, Rivard CH (2000): Etiology of idiopathic scoliosis: current trends in research. *J Bone Joint Surg Am* 82-A, 1157–1168
- Luque ER (1982): Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis. *Clin Orthop* 163, 192–198
- Matussek J: Kinderorthopädie und Kindertraumatologie. (SpringerLink : Bücher); Springer, Berlin [u.a.] 2013
- McMaster MJ (1991): Luque rod instrumentation in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. A comparative study with Harrington instrumentation. *J Bone Joint Surg Br* 73, 982–989
- McMaster MJ, Ohtsuka K (1982): The natural history of congenital scoliosis. A study of two hundred and fifty-one patients. *J Bone Joint Surg Am* 64, 1128–1147
- Montgomery F, Willner S, Appelgren G (1990): Long-term follow-up of patients with adolescent idiopathic scoliosis treated conservatively: an analysis of the clinical value of progression. *J Pediatr Orthop* 10, 48–52
- Morvan G, Mathieu P, Vuillemin V, Guerini H, Bossard P, Zeitoun F, Wybier M (2011): Standardized way for imaging of the sagittal spinal balance. *Eur Spine J* 20, 602–608
- Murakami U, Kameyama Y (1964): Vertebral Malformation In The Mouse Foetus Caused By X-Radiation Of The Mother During Pregnancy. *J Embryol Exp Morphol* 12, 841–850
- Negrini S, Aulisa AG, Aulisa L, Circo AB, de Mauroy JC, Durmala J, Grivas TB, Knott P, Kotwicki T, Maruyama T, et al. (2012): 2011 SOSORT guidelines: Orthopaedic and Rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis* 7, 3
- Newton PO, O'Brien MF, Shufflebarger HL, Betz RR, Dickson RA: Idiopathic Scoliosis: The Harms Study Group Treatment Guide. 1. Auflage; Thieme, New York 2010

- Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P: Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie. 6. Auflage; Thieme, Stuttgart 2009
- Ogilvie JW (2011): Update on prognostic genetic testing in adolescent idiopathic scoliosis (AIS). *J Pediatr Orthop* 31, S46-48
- Ogilvie JW, Braun J, Argyle V, Nelson L, Meade M, Ward K (2006): The search for idiopathic scoliosis genes. *Spine* 31, 679–681
- Patel J, Shapiro F (2015): Simultaneous progression patterns of scoliosis, pelvic obliquity, and hip subluxation/dislocation in non-ambulatory neuromuscular patients: an approach to deformity documentation. *J Child Orthop* 9, 345–356
- Patel PN, Upasani VV, Bastrom TP, Marks MC, Pawelek JB, Betz RR, Lenke LG, Newton PO (2008): Spontaneous lumbar curve correction in selective thoracic fusions of idiopathic scoliosis: a comparison of anterior and posterior approaches. *Spine* 33, 1068–1073
- Pehrsson K, Larsson S, Oden A, Nachemson A (1992): Long-term follow-up of patients with untreated scoliosis. A study of mortality, causes of death, and symptoms. *Spine* 17, 1091–1096
- Persson-Bunke M, Hägglund G, Lauge-Pedersen H, Wagner P, Westbom L (2012): Scoliosis in a total population of children with cerebral palsy. *Spine* 37, E708-713
- Piazzolla A, Solarino G, De Giorgi S, Mori CM, Moretti L, De Giorgi G (2011): Cotrel-Dubouset instrumentation in neuromuscular scoliosis. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc* 20 Suppl 1, S75-84
- Plaass C, Hasler CC, Heining U, Studer D (2016): Bacterial colonization of VEPTR implants under repeated expansions in children with severe early onset spinal deformities. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc* 25, 549–556
- Ponseti IV, Friedman B (1950): Prognosis in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 32A, 381–395
- Riseborough EJ, Wynne-Davies R (1973): A genetic survey of idiopathic scoliosis in Boston, Massachusetts. *J Bone Joint Surg Am* 55, 974–982
- Rivard CH (1986): Effects of hypoxia on the embryogenesis of congenital vertebral malformations in the mouse. *Clin Orthop* 208, 126–130
- Robinson CM, McMaster MJ (1996): Juvenile idiopathic scoliosis. Curve patterns and prognosis in one hundred and nine patients. *J Bone Joint Surg Am* 78, 1140–1148
- Rosenthal RK, Levine DB, McCarver CL (1974): The occurrence of scoliosis in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 16, 664–667
- Samdani AF, Ranade A, Dolch HJ, Williams R, St Hilaire T, Cahill P, Betz RR (2009): Bilateral use of the vertical expandable prosthetic titanium rib attached to the pelvis: a novel treatment for scoliosis in the growing spine. *J Neurosurg Spine* 10, 287–292
- Samuelsson L, Eklöf O (1988): Scoliosis in myelomeningocele. *Acta Orthop Scand* 59, 122–127
- Sangole AP, Aubin C-E, Labelle H, Stokes IAF, Lenke LG, Jackson R, Newton P (2009): Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine* 34, 91–99

- Sankar WN, Skaggs DL, Yazici M, Johnston CE, Shah SA, Javidan P, Kadakia RV, Day TF, Akbarnia BA (2011): Lengthening of dual growing rods and the law of diminishing returns. *Spine* 36, 806–809
- Shah SA, Karatas AF, Dhawale AA, Dede O, Mundis GM, Holmes L, Yorgova P, Neiss G, Johnston CE, Emans JB, et al. (2014): The effect of serial growing rod lengthening on the sagittal profile and pelvic parameters in early-onset scoliosis. *Spine* 39, E1311-1317
- Shands AR, Eisberg HB (1955): The incidence of scoliosis in the state of Delaware; a study of 50,000 minifilms of the chest made during a survey for tuberculosis. *J Bone Joint Surg Am* 37-A, 1243–1249
- Skogland LB, Miller JA (1981): The length and proportions of the thoracolumbar spine in children with idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand* 52, 177–185
- Smith AD, Koreska J, Moseley CF (1989): Progression of scoliosis in Duchenne muscular dystrophy. *J Bone Joint Surg Am* 71, 1066–1074
- Solomon BD, Pineda-Alvarez DE, Raam MS, Cummings DAT (2010): Evidence for inheritance in patients with VACTERL association. *Hum Genet* 127, 731–733
- Soucacos PN, Soucacos PK, Zacharis KC, Beris AE, Xenakis TA (1997): School-screening for scoliosis. A prospective epidemiological study in northwestern and central Greece. *J Bone Joint Surg Am* 79, 1498–1503
- Tanaka T, Uhthoff HK (1981): The Pathogenesis of Congenital Vertebral Malformations: A Study Based on Observations made in 11 Human Embryos and Fetuses. *Acta Orthop* 52, 413–425
- Tanner JM, Davies PS (1985): Clinical longitudinal standards for height and height velocity for North American children. *J Pediatr* 107, 317–329
- Thompson GH, Akbarnia BA, Campbell RM (2007): Growing rod techniques in early-onset scoliosis. *J Pediatr Orthop* 27, 354–361
- Trobisch P, Suess O, Schwab F (2010): Idiopathic scoliosis. *Dtsch Arzteblatt Int* 107, 875–883; quiz 884
- Trobisch PD, Ducoffe AR, Lonner BS, Errico TJ (2013): Choosing fusion levels in adolescent idiopathic scoliosis. *J Am Acad Orthop Surg* 21, 519–528
- Van Rhijn LW, Jansen EJ, Plasmans CM, Veraart BE (2001): Curve characteristics in monozygotic twins with adolescent idiopathic scoliosis: 3 new twin pairs and a review of the literature. *Acta Orthop Scand* 72, 621–625
- Van Royen BJ, Toussaint HM, Kingma I, Bot SD, Caspers M, Harlaar J, Wuisman PI (1998): Accuracy of the sagittal vertical axis in a standing lateral radiograph as a measurement of balance in spinal deformities. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc* 7, 408–412
- Weinstein SL, Ponseti IV (1983): Curve progression in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 65, 447–455
- Weiss H-R, Weiss G, Petermann F (2003): Incidence of curvature progression in idiopathic scoliosis patients treated with scoliosis in-patient rehabilitation (SIR): an age- and sex-matched controlled study. *Pediatr Rehabil* 6, 23–30

- White KK, Song KM, Frost N, Daines BK (2011): VEPTR™ Growing Rods for Early-onset Neuromuscular Scoliosis: Feasible and Effective. *Clin Orthop* 469, 1335–1341
- Willner S, Udén A (1982): A prospective prevalence study of scoliosis in Southern Sweden. *Acta Orthop Scand* 53, 233–237
- Wimmer C, Wallnoefer P, Pfandlsteiner T (2010): [Operative treatment of scolioses with the VEPTR instrumentation]. *Oper Orthopädie Traumatol* 22, 123–136
- Wimmer C, Siam AE, Pfandlsteiner T (2015): [Operative treatment of scoliosis : Preoperative planning, intraoperative monitoring, and postoperative management]. *Orthopäde* 44, 859–868
- Winter RB (1973): Congenital Scoliosis. *Clin Orthop* 93, 75–94
- Wynne-Davies R (1968): Familial (idiopathic) scoliosis. A family survey. *J Bone Joint Surg Br* 50, 24–30
- Wynne-Davies R (1975a): Congenital vertebral anomalies: aetiology and relationship to spina bifida cystica. *J Med Genet* 12, 280–288
- Wynne-Davies R (1975b): Infantile idiopathic scoliosis. Causative factors, particularly in the first six months of life. *J Bone Joint Surg Br* 57, 138–141
- Yarom R, Robin GC (1979): Studies on spinal and peripheral muscles from patients with scoliosis. *Spine* 4, 12–21

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr. med. Anna-Kathrin Hell für die Möglichkeit zur Erstellung dieser Dissertation und für die wohlwollende Begleitung im gesamten Verlauf dieser Arbeit. Für ihre Unterstützung und Betreuung in allen Bereichen möchte ich mich ganz herzlich bedanken.

Des Weiteren möchte ich mich ganz herzlich bei Herr Dr. med. Heiko Lorenz bedanken, der mir besonderes bei der Planung der Arbeit und auch im gesamten Verlauf hilfreich zur Seite stand.

Ich danke ganz herzlich Frau Dr. rer. nat. Lena Braunschweig für ihre kompetente und geduldige Betreuung, die wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen hat.

Ich möchte allen weiteren Mitarbeitern der Kinderorthopädie an der Universitätsmedizin Göttingen für ihre engagierte Mithilfe und stets hilfsbereite Art danken.

Für die Auswertung dieser Arbeit danke ich außerdem den Mitarbeitern der Medizinischen Statistik für ihre kompetente Beratung.

Lebenslauf

Am 25. März 1991 wurde ich als Tochter von Helga Gantner, geborene Dinger, und Josef Gantner in Starnberg geboren.

Meine Schulausbildung absolvierte ich von 1997 bis 2001 an der Grundschule Wolfratshausen und von 2001 bis 2010 am Gymnasium Icking (jetzt Rainer-Maria-Rilke-Gymnasium Icking). Dort erwarb ich am 25. Juni 2010 die allgemeine Hochschulreife mit der Note 1,4.

Im Oktober 2010 begann ich das Studium der Humanmedizin an der Ludwigs-Maximilians-Universität in München und schloss den 1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung mit der Gesamtnote 2,5 am 13. September 2012 ab. Ich führte das Studium an der Georg-August-Universität in Göttingen fort und bestand am 15. Oktober 2015 den 2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung mit der Note 1,0. Parallel begann ich im Winter 2013 mit der Arbeit an der vorliegenden Dissertation.

Das 1. Terial meines Praktischen Jahres absolvierte ich an der Klinik für Neurologie der Universitätsmedizin Göttingen, das 2. Terial in der Abteilung für Chirurgie am Regionalspital Emmental in Burgdorf, Schweiz, und das 3. Terial an der Klinik für Hämatologie und Onkologie sowie an der Klinik für Nephrologie und Rheumatologie, ebenfalls in der Universitätsmedizin Göttingen.

Mit dem 3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (Note 2,0) habe ich mein Studium am 2. November 2016 mit der Gesamtnote 1,83 erfolgreich abgeschlossen.