

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie,

Physikalischer Medizin und Rehabilitation

Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.- Ing. V. Jansson

Klinikum der Münchner Universität

– Campus Großhadern/Innenstadt

Validierung eines digitalen craniometrischen Messverfahrens zur Bestimmung von Schädelasymmetrien bei Säuglingen

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Humanbiologie an der

Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Barbara Steinmetz, geb. Faure

aus Paris

2019

Mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität München
Berichtersteller: Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. Wolfgang Plitz

Mitberichtersteller: Priv.-Doz. Dr. Dr. Gerson Mast

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Hans-Joachim Kirlum

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 02.04.2019

Eidesstattliche Versicherung

Steinmetz Barbara

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

„Validierung eines digitalen craniometrischen Messverfahrens zur Bestimmung von Schädelasymmetrien bei Säuglingen“

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Sauerlach, 20. April 2019

Barbara Steinmetz

Danksagung

Von ganzem Herzen möchte ich Dr. Erna Kleemann, MSc, D.O. ® danken, die mir im Jahr 2016 mit ihrer Dissertation die Anregung zu dieser Arbeit gab.

An dieser Stelle bedanke ich mich auch ganz herzlich bei Herrn Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. Wolfgang Plitz, der für die Umsetzung zur Promotion eine große Hilfe für mich war.

Herzlichen Dank auch an Herrn Prof. Dr. rer. nat. Rainer Breul, der mich von Anfang an, immer wieder fachkundig unterstützte.

Für die Unterstützung bei den Messungen möchte ich mich herzlich bei Dr. med. Hans-Joachim Kirlum und Dr. med. Steven von Gernet, sowie deren Team bedanken

Von unschätzbarem Wert war mir die Hilfe meiner Familie, die mir durch ihre Unterstützung die Zeit gab und mir immer wieder den Rücken frei hielt, um diese Arbeit zu vollenden.

Es gilt auch all denen riesengroßer Dank, die hier nicht namentlich genannt wurden. Sie haben in dem Prozess dieser Arbeit keine mindere Rolle gespielt – ein herzliches Danke.

Sauerlach, April 2019

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung.....	16
2 Ziel der Arbeit.....	18
3 Material und Methoden.....	19
3.1 Material.....	19
3.1.1 Patientengut.....	19
3.1.2 Patientengut Angewendete Software zum Vergleich der Messungen.....	19
3.2 Methoden.....	20
3.2.1 Suchstrategie.....	20
3.2.1.1 Entwicklung der Suchstrategie.....	20
3.2.1.2 Terminologie.....	21
3.2.1.3 Literaturdatenbanksuche.....	21
3.2.1.3.1 MeSH Suche und PubMed.....	21
3.2.1.3.2 Identifikation der relevanten Studien.....	22
3.2.1.3.3 Bewertung der identifizierten Literaturdatenbanken.....	22
3.2.2 Vorgehen bei der Validierung.....	23
3.2.2.1 Bewertung der Sensitivität der Indices.....	23
3.2.2.2 Vergleichende Interpretation innerhalb eines Messverfahrens.....	24
3.2.2.3 Vergleichende Interpretation zweier Messverfahren.....	24
3.2.2.4 Bestimmung der Photoqualität.....	25
3.2.2.5 Statistische Relevanz.....	25
3.2.2.5.1 Statistische Relevanz innerhalb eines Messverfahrens.....	26
3.2.2.5.2 Statistische Relevanz zwischen zwei Messverfahren.....	27
4 Grundlagen.....	30
4.1 Schädelformen.....	30
4.1.1 Normale Schädelform.....	30
4.1.2 Schädelformauffälligkeiten.....	31
4.1.2.1 Grundformen der Schädelauffälligkeiten.....	32
4.1.2.2 Unterteilung in Craniosynostosen und Non-Craniosynostosen Schädelauffälligkeiten.....	33
4.1.2.3 Epidemiologie der Craniosynostosen und Non-Craniosynostosen.....	33
4.2 Messtechnik.....	34
4.2.1 Ziel der Messung.....	36
4.2.2 Messverfahren.....	37
4.2.2.1 Form nehmende Verfahren.....	37
4.2.2.1.1 Berührenden Messmittel.....	37
4.2.2.2 Indirekte Verfahren.....	38
4.2.2.2.1 Topologieverfahren.....	38
4.2.2.2.1.1 Coordinate Measurement Machines (CMMs).....	40
4.2.2.2.1.2 Range Imaging.....	41

4.2.2.2.1.3 Moiré-Effekt.....	42
4.2.2.2.1.4 Position Tracking.....	43
4.2.2.2.1.5 Stereophotogrammetrie.....	43
4.2.2.2.2 Projektionsverfahren.....	44
4.2.2.2.2.1 Die Photogrammetrie (Photographie) als ein Projektionsverfahren.....	45
4.2.2.2.3 Abstandsverfahren.....	46
4.2.3 Vergleiche von Messverfahren.....	46
4.2.3.1 Vergleich der zweidimensionalen und dreidimensionalen Photogrammetrie.....	46
4.2.3.2 Vergleich Laserscanner und Photographie.....	47
4.2.3.3 Anthropometrischer Messzirkel und digitale Photographie.....	47
4.2.3.4 Dreidimensionale Photogrammetrie und Gipsabdruck.....	48
4.2.4 Messfehler.....	48
4.2.4.1 Systematische Fehlerquellen bei der Bildaufnahme.....	49
4.2.4.2 Zufällige Fehlerquellen.....	49
4.2.4.3 Vergleichbarkeit der Messwerte.....	50
4.2.5 Messgenauigkeit.....	50
4.3 Indices zur Beschreibung der kindlichen Schädelform.....	50
4.3.1 Cranial Index oder auch Cephalic Index.....	51
4.3.2 Cranial Vault Asymmetry Index.....	53
4.3.3 Craniale Asymmetrie Screening.....	54
4.3.4 Plagiozephalometrie.....	55
4.3.5 Kurze Achse – Lange Achse.....	56
4.3.6 Cranial Diagonal Difference.....	57
4.3.7 Orbitotragial Depth Asymmetry, Cranial Vault Asymmetry, Cranial Base Asymmetry.....	58
4.3.8 Radial Symmetry Index.....	59
4.3.9 Posterior Symmetry Ratio, Anterior Symmetry Ratio und Overall Symmetry Ratio.....	59
4.4 Messmethode nach Kleemann.....	60
4.4.1 Das Prinzip der Umfangsspiegelung.....	61
4.4.2 Das Prinzip der Winkelbestimmung.....	64
4.5 Auswahl der Referenzmessverfahren.....	66
4.5.1 Bewertungskriterien.....	66
4.5.2 Auswahl der Messverfahren.....	68
4.6 Auswahl der Referenzindices.....	69
4.7 Eingesetzte Geräte für die Vergleichsmessung.....	69
4.7.1 Digitalkamera für die Messung nach Kleemann.....	69
4.7.2 Dreidimensionale Photogrammetrie mit CranioformAnalytics® Software.....	69
4.7.3 Laserscanner STARscanner™.....	70

6 Diskussion.....	104
7 Zusammenfassung.....	108
8 Literaturverzeichnis.....	111
9 Anhang.....	116

Kurzfassung/Abstrakt

Ziel

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Validierung der Messmethode zur Bestimmung von Schädelasymmetrien bei Säuglingen nach Kleemann, durch den direkten Vergleich zu den Indices Cranial Index (CI) und Cranial Vault Asymmetry Index (CVAI), ermittelt durch den Einsatz der Messverfahren 3D-Scanner und Stereophotogrammetrie.

Methode (Vorgehen)

In einem ersten Schritt werden zunächst isoliert die unterschiedlichen Deformationsarten des Schädels als skalare Indices berechnet und daraus eine Aussage über die Leistungsfähigkeit des Index bei der Erkennung abgeleitet .

In einem zweiten Schritt wird in einem praxisnahen Feldversuch unter konkreter Nutzung topologischer Messverfahren bei Einsatz der Technologie dreidimensionaler Laserscanner STARscanner™ der Firma Orthomerica Products, Inc. und der dreidimensionalen Photogrammetrie mit der Software Cranioform Analytics® sowie der Photographie gemäß den Empfehlungen nach Kleemann gemessen und verglichen. Hierbei wird einerseits die Funktion der Messtechnik analysiert und andererseits eine Relativierung der theoretischen Ergebnisse aus dem ersten Schritt bezogen auf reale Deformationsarten, konkrete Krankheitsbilder und praxisnahe Diagnosesituationen vorgenommen. Das Ziel ist eine objektivierte Bewertung der Anwendbarkeit des angewendeten neuen Verfahrens abzuleiten.

Ergebnis

Basierend auf diesen Ergebnissen wird festgestellt, dass die Messmethode nach Kleemann einen geeigneten Index zur Beschreibung einer Schädelasymmetrie bei Säuglingen zur Verfügung stellt. Durch die Bildung der Differenzfläche ist der Index nach Kleemann sensitiver, intuitiver und damit aussagekräftiger als der CVAI. Wie der CVAI ist auch das durch Kleemann definierte Verfahren störunanfällig gegenüber Schädelformauffälligkeiten, die keine Asymmetrie in der Transversalebene hervorrufen (Breitschädel).

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Zusammenhang zwischen CVAI und Kleemann-Index auf Photos und 3D-Scans. Verglichen werden die Indices hier nur innerhalb eines Messverfahrens für verschiedene Deformationsbefunde.....	27
Abbildung 2: Zusammenhang zwischen CVAI und KI auf Photos und 3D-. Verglichen werden die Indices hier zwischen den zwei Messverfahren für verschiedene Formveränderungen. Es wurde der CVAI aus den 3D-Schnittebenenbildern mit den KI aus dem Messverfahren nach Kleemann verglichen.....	28
Abbildung 3: Darstellung Cranial Index (CI) [Loveday et al. 2001].....	31
Abbildung 4: Zusammenhang technisches Verfahren, Methodik und Index.....	35
Abbildung 5: Prinzip der Erfassung eines Distanzbildes aus Riphagen et al. [Riphagen et al.2008].....	42
Abbildung 6: Photometrie-Aufnahmeplatz mit 20 Kameras nach Dörhage [2010].....	44
Abbildung 7: Cranial Vault Asymetry Index nach Kim et al. [2013].....	53
Abbildung 8: Cranial Asymetrie Screening Messung nach Dörhage [2010].....	54
Abbildung 9: Plagiozephalometrie nach Van Vlimmeren <i>et al.</i> [2006].....	56
Abbildung 10: Messung mit Messzirkel nach Muliiken <i>et al.</i> [1999].....	56
Abbildung 11: Messpunkte nach Graham et al. [2005 (2)].....	57
Abbildung 12: Messpunkte für ODTA und CVA nach Teichgraeber et al. [2001].....	58
Abbildung 13: Messpunkte nach CVA und CBA nach Dörhage [2010].....	58
Abbildung 14: Radial Symmetry Index aus Kim et al. [2013].....	59
Abbildung 15: Darstellung der Fixpunkte für die Quadrantenberechnung für Flächenvergleiche [Kraft <i>et al.</i> 2015].....	60
Abbildung 16: Posterior Symmetry Index nach Plank [Plank <i>et al.</i> 2006].....	60
Abbildung 17: Bestimmung der Symmetralen © Kleemann [2016].....	62
Abbildung 18: Bestimmung der Umfangslinie © Kleemann [2016].....	62
Abbildung 19: Berechnung der Asymmetrie © Kleemann [2016].....	63
Abbildung 20: Winkeldarstellung © Kleemann [2016].....	64
Abbildung 21: Darstellung eines symmetrischen Kindes (c) Kleemann [2016].....	65
Abbildung 22: Darstellung eines asymmetrischen Kindes (c) Kleemann [2016].....	66
Abbildung 23: Auswertungsebenen des Cranioform Analytics® Software bei dreidimensionaler Photogrammetrie.....	70
Abbildung 24: Auswertungsebenen des Laserscanner STARscanner™ aus Plank <i>et al.</i> [2006].....	71
Abbildung 25: Referenzschädel.....	73
Abbildung 26: Links: Abbildung der Rotation der Symmetrale; Rechts: Differenzfläche bei der Rotation der Symmetrale nach links.....	74

Abbildung 27: Ergebnis Rotation der Symmetrale.....	74
Abbildung 28: Abbildung der Rotation der Ohrachse.....	75
Abbildung 29: Ergebnis Rotation Ohrachse.....	76
Abbildung 30: Links: Abbildung der Rotation der Ohrachse mit Versatz nach anterior; Rechts:Differenzfläche der Rotation der Ohrachse.....	77
Abbildung 31: Ergebnis Rotation Ohrachse mit Versatz nach ante um ein 20-tel Einheiten.....	77
Abbildung 32: Ergebnis Rotation Ohrachse mit Versatz nach ante um zwei 20-tel Einheiten.....	78
Abbildung 33: Ergebnis Rotation Ohrachse mit Versatz nach ante um drei 20-tel Einheiten.....	79
Abbildung 34: Links: Darstellung der Kippung der Symmetrale; Mitte Differenzfläche bei einer Kippung um 0,5°; Rechts: Differenzfläche bei einer Kippung um 5°	80
Abbildung 35: Ergebnis Kippung der Symmetrale.....	80
Abbildung 36: Links: Abbildung der Kippung der Ohrachse ohne Versatz; Rechts: Differenzfläche bei Kippung der Ohrachse.....	81
Abbildung 37: Ergebnis Kippung Ohrachse.....	81
Abbildung 38: Links: Abbildung der Kippung der Ohrachse mit Versatz; Rechts: Differenzfläche bei der Kippung der Ohrachse mit Versatz nach ante.....	82
Abbildung 39: Ergebnis Kippung Ohrachse bei Versatz nach ante um ein 20-tel Einheiten.....	83
Abbildung 40: Ergebnis Kippung Ohrachse bei Versatz nach ante um zwei 20-tel Einheiten.....	84
Abbildung 41: Ergebnis Kippung Ohrachse bei Versatz nach ante um drei 20-tel Einheiten.....	84
Abbildung 42: Links: Abbildung der Parallelverschiebung der Symmetrale; Mitte: Differenzfläche bei 1/20-tel Versatz; Rechts: Differenzfläche bei 3/20-tel Versatz.....	85
Abbildung 43: Ergebnis Parallelverschiebung Symmetrale.....	86
Abbildung 44: Abbildung der Parallelverschiebung der Ohrachse.....	87
Abbildung 45: Ergebnis Parallelverschiebung der Ohrachse.....	87
Abbildung 46: Referenzschädel mit Abflachungen posterior und lateral.....	88
Abbildung 47: Flächenabweichung des Referenzschädel mit Abflachungen posterior und lateral.....	88
Abbildung 48: Einfluss der Abflachung lateral und posterior auf die Indices.....	89
Abbildung 49: Referenzschädel mit lateraler Abflachung bei 30°.....	90
Abbildung 50: Einfluss der Abflachung lateral bei 30° auf die <i>Indices</i>	91

Abbildung 51: Deformationstyp 30° Abflachung.....	92
Abbildung 52: Scan Auswertung Deformation 30° Abflachung.....	93
Abbildung 53: Photo Auswertung Deformation 30° Abflachung.....	93
Abbildung 54: Deformationstyp Abflachung lateral.....	94
Abbildung 55: Scan Auswertung Deformation Abflachung lateral.....	95
Abbildung 56: Photo Auswertung Deformation Abflachung lateral.....	95
Abbildung 57: Deformationstyp Abflachung posterior.....	96
Abbildung 58: Scan Auswertung Deformation Breitschädel.....	97
Abbildung 59: Photo Auswertung Deformation Breitschädel.....	97
Abbildung 60: Proband mit Deformationstyp 30° Abflachung.....	98
Abbildung 61: Ergebnis der Vergleichsmessung Deformationstyp 30° Abflachung.....	98
Abbildung 62: Probandenbild mit lateraler Abflachung.....	99
Abbildung 63: Ergebnis der Vergleichsmessung Deformationstyp Abflachung lateral....	100
Abbildung 64: Probandenbild mit Deformationstyp posteriore Abflachung.....	100
Abbildung 65: Vergleichsmessung Deformationstyp Abflachung posterior.....	101
Abbildung 66: Ergebnis der manuellen und berechneten Ohrachse bei Deformationstyp 30° Abflachung.....	102
Abbildung 67: Ergebnis der manuellen und berechneten Ohrachse bei Deformationstyp laterale Abflachung.....	102
Abbildung 68: Proband mit Deformationstyp 30° Abflachung.....	103

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Statistische Auswertung des Zusammenhangs zwischen CVAI und KI innerhalb eines Messverfahrens für verschiedene Formveränderungen.....	26
Tabelle 2: Statistische Auswertung des Zusammenhangs zwischen CVAI aus den 3D-Messverfahren und KI ermittelt mittels Messverfahren nach Kleemann mit Photo.....	28
Tabelle 3: Definition eines Normocephalus oder Mesocephalus.....	30
Tabelle 4: Unterteilung der Schädelauffälligkeiten.....	32
Tabelle 5: Epidemiologie der Craniosynostosen.....	33
Tabelle 6: Epidemiologie der Non-Craniosynostosen.....	34
Tabelle 7: Zusammenhang technische Verfahren, Methodik und Index in der Craniometrie.....	35
Tabelle 8: Normgröße des Cranial Index.....	52
Tabelle 9: Bewertungskriterien für die Messverfahren.....	66
Tabelle 10: Gesamtbewertung der Messverfahren.....	68

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Langtext
ACAI	Anteriore Craniale Asymmetrie Index
AD	Anterior Dexter
ADAS	Anterior Dexter Anterior Sinisiter
AP	Ante – Post
AS	Anterior Sinister
ASR	Anterior Symmetry Index
CAS	Cranial Asymetry Survey
CBA	Cranial Base Asymmetry
CCD	Charge-Coupled Device, zu deutsch „ladungsgekoppeltes Bauteil“
CI	Cranial Index, Cephalic Index
CMMs	Coordinate Measurement Machines
CMOS	Complementary Metal-Oxide-Semiconductor, zu deutsch „sich ergänzender Metall-Oxid-Halbleiter“
CPI	Cranial Proportional Index
CR	Cephalic Ration, entspricht Cranial Index,
CT	Kernspintomographie
CVA	Cranial Vault Asymmetry
CVAI	Cranial Vault Asymmetry Index
DD	Diagonale Diferenz
ED	Ear Deviation
KI	Kleemann-Index
MKI	Messmethode nach Kleemann
MRT	Mafgnetresonanztomographie
OAR	Occipital Angle Ration - Occipitaler Winkel
OCLR	Oblique Cranial Length Ratio
OCLR-2D	Oblique Cranial Length Ratio zweidimensional
OCLR-3D	Oblique Cranial Length Ratio dreidimensional
ODD	Oblique Diameter Difference
ODDI	Oblique Diameter Difference Index
ODL	Oblique Diameter Left
ODR	Oblique Diameter Right
OSR	Overall Symmetry Ratio
OTDA	Orbitotragial Depth Asymmetry
PCAI	Posteriore Craniale Asymmetrie Index
PD	Posterior Dexter

Abkürzung	Langtext
PDPS	Posterior Dexter Posterior Sinisiter
PS	Posterior Sinisiter
PSR	Posterior Symmetry Ratio
RSI	Radial Symmetry Index
SD	Sinister – Dexter
WHO	World Health Organisation

1 Einleitung

Schönheit, Symmetrie und Ebenmäßigkeit eines Gesichtes können als Synonyme angesehen werden. Ein schöner Mensch hat ein ebenmäßiges und symmetrisches Gesicht. Er entspricht einer Norm. Diese Norm kann je nach geografischer, kultureller und ethnischer Rasse sehr divergent sein.

Es gibt verschiedene Formen des menschlichen Schädels. Die Form des Schädels ist abhängig von genetischen Faktoren und der Umwelt. Die grundlegende Form des menschlichen Schädels wird intrauterin angelegt. Durch die Geburt können äußere Einflüsse den Kopf verformen. Diese sind aber meist vorübergehend. Längerfristige, leichte und/oder einseitige mechanisch bedingte Belastungen können den Schädel verformen, d.h. sie können den Kopf lebenslang verändern und somit zu einem asymmetrischen Gesicht führen, das dem Betroffenen ein Leben lang zu schaffen machen kann.

Derzeit ist keine Norm für einen ebenmäßigen, schönen kindlichen Schädel definiert. Allen Normierungsansätzen gemein sind die unterstellte Symmetrie-Eigenschaft des Schädels in der Sagittalebene sowie der Versuch Proportionen zu definieren. Unter der anatomisch-morphologischen Vorgabe im gesamten Körperbau des Menschen von keiner echten Symmetrie im messtechnischen Sinne sprechen zu können, sondern lediglich von einer sich der Symmetrie annähernden Ähnlichkeit, implementieren alle Normen geeignete Toleranzräume. In Europa wird die Norm für den Schädel mit einem Cranial Index oder Cephalic Index (CI) zwischen 76% und 83% [Likus et al. 2014] [Graham et al. 2005] definiert. Liegt eine vergleichsweise große Abweichung von der Symmetrie und damit auch der Norm vor, wird von einem krankhaften Zustand gesprochen.

Mit der Messung wird also eine Form (Schädelform) und deren Abweichung von einem „Normal“ festgestellt, um damit die Grundlage für die Bewertung eines krankhaften Zustands zu liefern. Die Symmetrie ist hierbei eine Eigenschaft der zu messenden Schädelform.

Seit dem Jahr 1992, als die American Academy of Pediatrics (Amerikanische Akademie der Pädiatrie) die „Back to Sleep“-Kampagne - die Säuglinge sollten, um die Gefahr des plötzlichen Kindstodes zu vermindern, auf dem Rücken schlafen - gestartet hat, ist die Inzidenz der Plagiocephalie in den Jahren 1974 bis 1996 von 1:300 pro Geburten auf 1:60 pro Geburten gestiegen [Graham et al. 2005]. Gleichzeitig fiel die Sterberate aufgrund des plötzlichen Kindstodes in den USA von 1986 von 2,6/1000 Kindern auf 1/1000 im Jahr 1998 [Villani et al. 2014]. Dies entspricht einer Reduktion

um 70%. Durch diese signifikante Zunahme der Schädelasymmetrie entsteht ein potentiell Gesundheitsrisiko für die Entwicklung von Kindern, welches bei frühzeitiger Erkennung und Behandlung weitgehend aufgefangen werden kann. Es ist notwendig, eine einfache, schnelle und non-invasive Messmethode für Säuglinge zu haben, die flächig verfügbar ist um Hebammen, Heilpraktikern und Ärzten ein Mittel zur Erkennung und Entscheidung von Behandlungsbedarf an die Hand zu geben. Die digitale Messmethode, welche im Jahr 2016 von Dr. Erna Kleemann in ihrer Dissertation vorgestellt wurde, verspricht diesen Anforderungen gerecht zu werden. Diese Arbeit validiert die Messmethode nach Kleemann (MKI) und den damit einhergehenden Kleemann-Index (KI).

2 Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Validierung eines digitalen craniometrischen Messverfahrens zur Bestimmung von Schädelasymmetrien bei Säuglingen durch den direkten Vergleich des KI zu den Indices CI und CVAI, ermittelt durch den Einsatz der Messverfahren 3D-Scanner und Stereophotogrammetrie.

Abgrenzung der Arbeit

Es werden ausnahmslos Schädelformauffälligkeiten bei Säuglingen und Kleinkindern betrachtet.

Es werden ausschließlich zwei Messverfahren und zwei Indices zur Validierung der Methode nach Kleemann herangezogen. Die Auswahl des Patientengutes erfolgt über eine Selektionsmatrix.

In dieser Arbeit wird nicht definiert, ab welchem Maß der Asymmetrie eine Deformation als pathologisch angesehen werden kann. Ferner wird ausschließlich die Erkennung der Deformation des kindlichen Schädels betrachtet und nicht Entwicklung der Deformation für eine Therapieentscheidung oder die Nachverfolgung eines Therapiefortschritts.

Rahmenbedingungen

Das Patientengut in dieser Studie zeigt eine medizinisch diagnostizierte Schädelformauffälligkeit.

Die verwendeten Photos der Kinder können nicht anonymisiert werden, da für die Auswertung bestimmte Gesichtsmerkmale benötigt werden, um das Ausmaß der Asymmetrie ermitteln zu können. Alle Eltern bzw. Erziehungsberechtigten der in dieser Arbeit photographierten Kinder haben eine Einwilligungserklärung (siehe Anhang 2) unterschrieben, in der sie sich mit deren Veröffentlichung einverstanden erklärt haben.

3 Material und Methoden

3.1 Material

3.1.1 Patientengut

Es werden 62 Kinder mit einer vom Kinderarzt diagnostizierten Plagiozephalie identifiziert. Das Alter der Kinder liegt zwischen 12 Wochen und 74 Wochen (3 bis 19 Monaten). Von den 62 Patienten sind drei Zwillinge und zwei Frühgeborene aus den Schwangerschaftswochen 29 und 32 (ein Frühchen war eines der Zwillinge). Die Studie ist von der Ethikkommission der Ludwig-Maximilians-Universität München genehmigt (siehe Anlage 1). Die photographische Erfassung und Dokumentation erfolgt in der Kinderarztpraxis Dr. med. Hans-Joachim Kirlum, Facharzt für Kinderchirurgie sowie in der Klinik für Plastische, Rekonstruktive, Hand- und Verbrennungschirurgie des Klinikums München-Bogenhausen.

In dieser Kinderarztpraxis wird die Vermessung der Schädel mittels eines dreidimensionalen Laserscanners durchgeführt. Im Klinikum Bogenhausen wird der Schädel der Kinder mittels dreidimensionaler Photogrammetrie erfasst und vermessen. Die in der Praxis bzw. in der Klinik im Rahmen dieser Untersuchung aufgenommenen Schädelaufnahmen erfolgen fast zeitgleich.

Allen Eltern der in der Studie eingeschlossenen Kinder unterzeichnen eine Zustimmungserklärung zur Teilnahme an der Studie (siehe Anlage 2).

In dieser Arbeit handelt es sich nicht um den Vergleich von zwei oder mehreren Therapieansätzen oder Methoden, sodass keine Kontrollgruppe definiert wird.

3.1.2 Patientengut Angewendete Software zum Vergleich der Messungen

Zur Unterstützung des Validierungsverfahrens wird eine Software verwendet, die das Bildmaterial der Referenzverfahren und des Verfahren nach Kleemann verwaltet, die Kenngrößen wie Differenzflächen, etc. und letztlich Indices ermittelt, sowie die notwendigen Vergleiche ermöglicht. Die Software orientiert sich unmittelbar am definierten Validierungsvorgehen und stellt damit folgende Funktionen bereit:

- Messwertverwaltung
 - Verlustfreie Speicherung von Bilddaten in einer Datenbank

-
- Weitgehend verzerrungsfreie Darstellung der Bilddaten (Einschränkung liegen im Grafikframework des Betriebssystems)
 - Bildselektion (Auswahl der relevanten Bildausschnitte aus den Originalbildern und Rotation in eine bearbeitungsfreundliche Perspektive).
 - Messwertergänzung
 - Definition von Referenzpunkten (Nase, Ohr, Augen, Symetrieachse, Umrisskurve des Kopfes als Polygon mit 16, 32, 64, 128, 256, etc. Knoten) auf dem eingeblendeten Bildmaterial
 - Aufbereitung und Index-Ermittlung
 - Berechnung von Kenngrößen aus den ergänzten Referenzpunkten (30°-Diagonale, Schädelhöhe, Schädelbreite, Schädelhöhe, Schädelhöhe, Schädelhöhe)
 - Spiegelung der Schädelhöhen und Berechnung der Differenzflächen
 - Berechnung der Indices: KI, CVAI, CI
 - Vergleichsfunktion
 - Einblenden von Referenzdaten
 - Differenzberechnung zu Referenzdaten (Differenzfläche)
 - Vergleich zu Indices aus Referenzsystemen
 - Visuelle Darstellung der Differenzflächen gemäß MKI und zu den Referenzsystemen

3.2 Methoden

3.2.1 Suchstrategie

3.2.1.1 Entwicklung der Suchstrategie

In einem ersten Schritt wird für die Annäherung an die Thematik im Internet mit Suchmaschinen allgemein recherchiert. Des Weiteren werden zur Fragestellung dieser Arbeit zielgerichtet aktuelle Lehrbücher der Medizin, der Informatik, der Photographie etc. verwendet sowie Nachschlagewerke für die Erarbeitung des benötigten Grundlagenwissens eingesetzt. Auch Patienten-Informationportale und allgemeine Wissensbibliotheken aus dem Internet werden zur Ergänzung des Rechercheeinstiegs verwendet.

Im nächsten Schritt werden die Folgenden Medizin- und Literaturdatenbanken aus dem Zeitraum von 1966-Januar 2017 herangezogen:

- PubMed/Medline
- OPACPlus der Bayerischen Staatsbibliothek
- DIMDI
- Cochrane Library
- Qucosa
- National Institutes of Health

Ziel hierbei ist es, nach klinischen Studien, Dissertationen und Artikeln in den Sprachen deutsch, englisch und französisch zu suchen.

In den Referenzlisten der ausgewählten Studien, Dissertationen, Artikel, Lehrbücher und Leitlinien wird nach weiterführenden Dokumenten gesucht.

3.2.1.2 Terminologie

Um die Suche einzugrenzen und eine möglichst umfassende Literaturrecherche durchzuführen wird nach medizinischen Synonymen für Schädelformauffälligkeiten, sowie nach den Begriffen für zwei-dimensionale Messverfahren, drei-dimensionale Messverfahren, Photographie und medizinischen Messverfahren gesucht.

Folgende Begriffe werden verwendet:

human*, infant*, newborn*, brachycephal*, plagiocephal*, position* plagiocephal*, nonsynostot* plagiocephal*, nonsynostot* classification*, nonsynostot* diagnos*, nonsynostot* therap*, deformat* plagiocephal*, incidence, ultrasound, cephalomet*, craniofa* abnormalit*, cranial* deformation*, cranial* asymmetr*, anthropometr*, anthropometr*, body weight and measures, motor* development*, torticoll*, photogrammetr*, research design, digital photograph*, image processing, Moire Topograph*, optics and photonics image processing, computer-assisted instrumentation*, computer-assisted method*, imaging three-dimensional instrumentation*, imaging three-dimensional method*.

3.2.1.3 Literaturdatenbanksuche

3.2.1.3.1 MeSH Suche und PubMed

Um die spezifischen Artikel in PubMed zu finden, die unter einem allgemeinen Fachbegriff zusammengefasst sind, werden die MESH Begriffe verwendet. Die Suche nach „Kraniosynostosen“ liefert das Ergebnis „Craniosynostosis“.

3.2.1.3.2 Identifikation der relevanten Studien

Bei allen Treffern werden während der Suche die Titel und Abstracts erfasst und voranalysiert. Darüber können die relevanten Studien selektiert werden. In einem weiteren Schritt werden die Reviews genauer untersucht und die selektierten Studien miteinander verglichen. Die Literaturangaben in den Studien und Reviews werden auf weitere, noch nicht gefundene Studien durchsucht.

Zur Bewertung der selektierten Literatur werden folgende Fragen gestellt:

- Enthält die wissenschaftliche Arbeit die Ursache, die Klassifikation, die Epidemiologie, die Inzidenz und die Prävalenz, die Diagnostik, die Folge oder die Therapie von Schädelformauffälligkeit oder Plagiocephalie?
- Was sind die Ergebnisse der Arbeit?
- Welche Messverfahren und Indices für Schädel gibt es?

Es wird immer darauf geachtet, dass der Schwerpunkt der Untersuchung auf Schädelformauffälligkeit liegt.

Neben den wissenschaftlichen Studien werden auch Leitlinien, systematische Reviews und Artikel aus Journalen verwendet.

3.2.1.3.3 Bewertung der identifizierten Literaturdatenbanken

Um für den medizinischen Teil der Literaturarbeit aktuelle und wissenschaftliche Literatur zu erhalten, werden die Artikel ausschließlich über medizinische Fachportale bezogen. Bei PubMed wird darauf geachtet, nur Arbeiten und Artikel von Universitäten, universitären Einrichtungen oder von Ärzten oder Wissenschaftlern zu selektieren.

Um die ausgewählten Arbeiten einer Qualitätssicherung zu unterziehen wird auf einen hohen Journal Impact Factor, kurz JIF, bzw. der Impact Factor, kurz IF, geachtet. Der JIF oder IF beschreibt das Ansehen und den Einfluss der Zeitschrift. Je höher dieser Faktor ist desto höher ist das Ansehen der Zeitschrift. Des weiteren wird darauf geachtet dass die selektieren Quellen mit einem HONcode versehen sind. Der HONcode ist ein Zertifikat, um seriöse, zuverlässige medizinische Internetbeiträge zu finden.

3.2.2 Vorgehen bei der Validierung

Zur Validierung der Methode werden gemäß der Zielsetzung der vorliegenden Arbeit Indices als das zentrale Ergebnis verglichen. Die Beschreibung der verschiedenen Methoden zur Bestimmung von Schädelformauffälligkeiten zeigen, dass die Bestimmung eines Index in allen Fällen aus Folgenden drei Schritten besteht:

- der Messung von physischen Merkmalen des Schädels (Längen, Positionen, Winkel, Krümmung),
- der Ergänzung der Messwerte um die Bestimmung von Referenzpunkten (Symmetrieachsen, Positionen der Ohren, Augen, Mittelpunkt, Umrisslinie), und
- der Aufbereitung der Messergebnisse in Form von Indices (Berechnung von Flächen, Relationen von Längen).

Alle drei Schritte bestimmen maßgeblich den Index. Das zu definierende Vorgehen bei der Validierung der MKI muss also den Effekt jeder Komponente zur Ermittlung des Index transparent machen.

Demzufolge wird folgendes Vorgehen definiert:

1. Theoretische Auswirkung von Achsverschiebungen, Formveränderungen oder Verschiebung der Referenzpunkte
2. Bestimmung der Photoqualität selbst aufgenommener Probandenphotos
3. Vergleichende Messungen der Schnittebenenbilder des 3D-Scanner sowie der Stereophotogrammetrie mit den selbst aufgenommenen Probandenphotos.

3.2.2.1 Bewertung der Sensitivität der Indices

Um die theoretischen Auswirkungen der Verschiebung der Referenzpunkte, Verschiebung der Achsen und Formveränderungen zu untersuchen werden folgende Schritte umgesetzt und bewertet. Hierzu wird ein realer Referenzschädel aus den Ebenenschnittbildern des 3D-Scanner verwendet. Die Vergleiche werden immer über die Indices CI, CVAI und KI umgesetzt.

1. Referenzpunkte an der Helix der Ohren und des Nasenmittelpunktes werden gesetzt.
Diese können je nach Anwender im Pixelbereich versetzt werden. Aus den Referenzpunkten werden folgende Achsen berechnet; Ohrachse und Symmetrale. Der Einfluss des Versatzes der Referenzpunkte wird mittels der Achsverschiebung dargestellt.

2. Der theoretische Einfluss der Achsverschiebung wird ermittelt. Folgende Achsen sind relevant:

- Symmetrale und Ohrachse

Folgende Verschiebungen der beiden Achsen können auftreten;

- Rotation um einen Mittelpunkt
- Kippung um einen Endpunkt und
- Lateraler Versatz nach rechts-links bzw. Versatz nach anterior-posterior

3. Der theoretische Einfluss der Formveränderung des Schädels wird untersucht. Folgende Veränderungen werden definiert:

- Abflachung posterior
- Abflachung bei 30° und
- Abflachung lateral

3.2.2.2 Vergleichende Interpretation innerhalb eines Messverfahrens

Es erfolgt eine Gegenüberstellung der Indices CVAI und KI jeweils auf den Schnittebenen Bildern des 3D-Scanners und der Stereophotogrammetrie, sowie den Photos. Abweichungen werden analysiert und gemäß den Ursachen klassifiziert. Es wird eine Matrix der Vergleichswerte mit den Ursachenkategorien erstellt.

Des Weiteren wird die Gegenüberstellung der Ergebnisse unter Berücksichtigung der Ergänzungsinformationen (Position der Helices und Nase) vorgenommen. Die Ergebnisse werden also z.B. durch unterschiedlich definierte Symmetrieachsen beeinflusst. Auch hier erfolgt eine Aufbereitung entsprechend der vorgenommenen Ursachenkategorien.

Zuletzt wird die Gegenüberstellung der direkten Ergebnisse (Indices) vorgenommen und entsprechend der Ursachenkategorien aufbereitet.

3.2.2.3 Vergleichende Interpretation zweier Messverfahren

Es erfolgt eine Gegenüberstellung der Photos und der von den Referenzsystemen erzeugten Schnittebenenbilder. Die Vorgehensweise entspricht dem oben beschriebenen.

3.2.2.4 Bestimmung der Photoqualität

Zur Bestimmung der Photoqualität wird auf eine Gegenüberstellung der Photos, gemäß den Vorgaben der Dissertation von Dr. Kleemann, als Ausdrucken vorliegenden Schnittebenenbilder des 3D-Scanner und der Stereophotogrammetrie zurückgegriffen. Es erfolgt eine Überlagerung der Bilder mit Bestimmung der Differenzfläche. Da alle drei Verfahren ausnahmslos auf die Formeigenschaft des Schädels aufsetzen sind absolute Angaben von Größen (Länge, Breite, Diagonale, Fläche) hier unbedeutend, Es ist also erlaubt, durch Skalierung der Bilder die Größenverhältnisse anzupassen.

Kritischer ist die Rotation der Bilder. Hierfür werden zwei Szenarien verwendet:

1. Die Symmetrale der Schnittebenenbilder wird an der der Photos ausgerichtet, die Differenzfläche ermittelt und die Bilder klassifiziert.
2. Um eine möglichst große Überdeckung der Bilder zu erreichen, wird eine Rotation erlaubt. Die Symmetralen müssen nicht überlagert sein.

Auf Basis der ermittelten Differenzflächen erfolgt eine Klassifizierung des Bildmaterials. Die Klassifikationen der beiden Szenarien werden gegenüber gestellt. Bilder, die z.B. durch Nichteinhaltung der durch Kleemann definierten Qualitätsmerkmale stark perspektivisch verzerrt sind oder solche, bei denen aufgrund starken Haarwuchses keine akzeptabel genauen Positionsbestimmungen möglich sind, werden vom Testfeld ausgeschlossen. Es erfolgt eine Bewertung der Aussagefähigkeit des Bildmaterials mit den beiden Klassifikationen für die Rotation.

3.2.2.5 Statistische Relevanz

Für die Bewertung der theoretischen Einflüsse auf die Indizes werden keine Probanden benötigt.

Für den Vergleich der Indizes innerhalb eines Messverfahrens bzw. zwischen zwei Messverfahren im Feldversuch wird eine statistisch relevante Korrelation benötigt.

Die Korrelationen, lineare Regressionen und Power-Analysen wurden mit der Programmier- und Statistikumgebung R [R Core Team 2017] berechnet. Für die Power-Analysen wurde das add-on Paket pwr [Champely 2017] verwendet. Es wurde der Zusammenhang zwischen CVAI und KI untersucht. Dabei wurde beim Photo der KI auf der manuell gesetzten Symmetrale berechnet. Und bei den 3D-Messverfahren (Schnittebenen Bildern des 3D-Scanners und der Stereophotogrammetrie) auf der automatisch berechnete Symmetrale. Für die Power-Analysen wurde eine Power von 0,9 als Zielwert verwendet.

3.2.2.5.1 Statistische Relevanz innerhalb eines Messverfahrens

Die nachfolgende Tabelle fasst die Korrelationen, die Formel für die lineare Regression und die Ergebnisse der Power-Analysen bei der Betrachtung innerhalb eines Messverfahrens zusammen.

Tabelle 1: Statistische Auswertung des Zusammenhangs zwischen CVAI und KI innerhalb eines Messverfahrens für verschiedene Formveränderungen.

Innerhalb eines Messverfahrens		
	Photos	
	Abflachung 30°	Abflachung lateral
Probandenzahl n	23	25
Korrelation r	0.93	0.57
Signifikanz p	2.50E-10	0.003
Power	0.9	0.9
nötige Probandenzahl für Powerlevel	7	28
lin. Regression	'KI=0,56*CVAI+1,53	'KI=0,31*CVAI+2,9
	3D-Bilder gescannt	
	Abflachung 30°	Abflachung lateral
Probandenzahl n	22	25
Korrelation r	0.94	0.93
Signifikant p	1.02E-10	1.70E-11
Power	0.9	0.9
nötige Probandenzahl für Powerlevel	7	7
lin. Regression	'KI=0,6*CVAI+0.08	'KI=0,52*CVAI+0.27

Aus der Korrelationsanalyse zeigt sich, dass bei dem Messverfahren mit Photos für die Abflachung 30° eine sehr hohe Korrelation ($r = 0.93$, $p = 2.5E-10$) zwischen den beiden Indizes vorliegt, welche zudem hochsignifikant ist. Auch für die Fotos mit lateraler Abflachung ergibt sich ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem KI und dem CVAI ($r = 0.57$, $p = 0.003$), der aber eine geringere Übereinstimmung zwischen den beiden Messverfahren zeigt. Die Korrelationsanalyse für die Messverfahren mit Hilfe von Schnittebenenbildern lässt erkennen, dass der Zusammenhang zwischen den beiden Indizes noch besser ausfällt, als bei der Messverfahren mit Photos. Pearson's r für die Abflachung 30° bei den 3D-Messverfahren bewegt sich in einem ähnlichen Bereich wie bei dem Messverfahren nach Kleemann mit Photo ($r = 0.94$, $p = 1E-10$), während der Korrelationskoeffizient für die laterale Abflachung bei der 3D-Messverfahren sehr viel besser ist ($r = 0.93$, $p = 1.7E-11$).

Die nachfolgenden Regressionsplots bestätigen den linearen Zusammenhang zwischen den beiden Indices und das für die 30° Abflachung eine relativ geringe Streu-

ung um die Regressionsgerade vorliegt. Dies ist ebenfalls ein Hinweis für den starken linearen Zusammenhang zwischen dem KI und dem CVAI. Dahingegen ist die Streuung bei der lateralen Abflachung in dem Messverfahren nach Kleemann mit Photos deutlicher ausgeprägt.

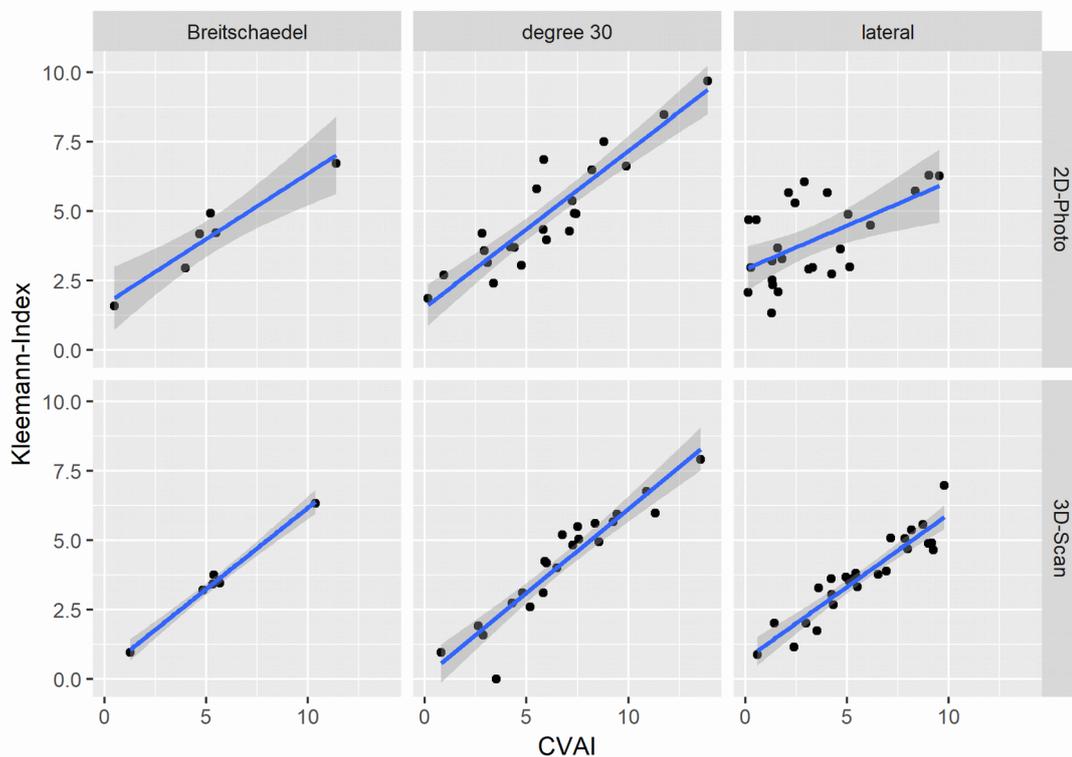


Abbildung 1: Zusammenhang zwischen CVAI und Kleemann-Index auf Photos und 3D-Scans. Verglichen werden die Indices hier nur innerhalb eines Messverfahrens für verschiedene Deformationsbefunde.

Die Poweranalysen für die beschriebenen Korrelationen ergeben auf einem 5%-igem Signifikanzniveau und für eine angestrebte Power von 90%, dass zumeist bereits bei einer geringeren - als der hier verwendeten - Anzahl von Probanden eine signifikante Korrelation erreicht worden wäre. Somit kann die Gesamtprobandenzahl in dieser Arbeit als ausreichend angesehen werden.

3.2.2.5.2 Statistische Relevanz zwischen zwei Messverfahren

Die nachstehende Tabelle fasst die Korrelationen, die Regressionsgleichung und die Ergebnisse der Power-Analysen bei der Betrachtung zwischen den zwei Messverfahren zusammen.

Tabelle 2: Statistische Auswertung des Zusammenhanges zwischen CVAI aus den 3D-Messverfahren und KI ermittelt mittels Messverfahren nach Kleemann mit Photo

Zwischen zwei Messverfahren	3D-Scan/3D-Photographie gegen Messverfahren nach Kleemann	
	Abflachung 30°	Abflachung lateral
Probandenzahl n	22	25
Korrelation r	0,75	0,3
Signifikanz p	5,70E-05	0,15
Power	0,9	0,9
Nötige Probandenzahl für Powerlevel	14	120
lineare Regression	$KI=0,5 \cdot CVAI+1,5$	$KI=0,17 \cdot CVAI+2,97$

Pearson's r für die 30° Abflachung ist zwischen den beiden Messverfahren relativ hoch ($r = 0.75$, $p = 5.7E-5$) und äußerst signifikant. Bei der lateralen Abflachung hingegen ergibt sich ein lediglich schwacher Zusammenhang zwischen den Indizes, welcher nicht signifikant ist.

Anhand der Regressionen – siehe nachstehenden Plot – wird erkenntlich, dass auch für den Vergleich zwischen den zwei Messverfahren die Streuung um die Regressionsgerade für die 30° Abflachung deutlich geringer ausfällt, als für die laterale Abflachung, wo eine sehr breite Streuung vorliegt.

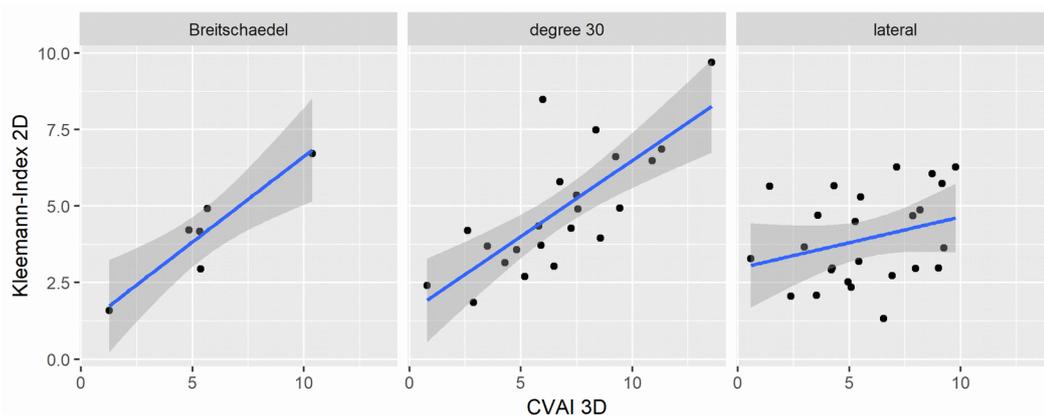


Abbildung 2: Zusammenhang zwischen CVAI und KI auf Photos und 3D-. Verglichen werden die Indices hier zwischen den zwei Messverfahren für verschiedene Formveränderungen. Es wurde der CVAI aus den 3D-Schnittebenenbildern mit den KI aus dem Messverfahren nach Kleemann verglichen.

Aus der Power-Analyse für die obigen Korrelationswerte zeigt sich auf 5%-igem Signifikanzniveau für eine angestrebte Power von 90%, dass die Anzahl der Probanden beim Vergleich zwischen den beiden Messverfahren für die 30° Abflachung ausrei-

chend ist. Für die laterale Abflachung hingegen wären 120 Probanden vonnöten, um statistisch signifikante Aussagen treffen zu können.

Aus den Werten ist ersichtlich, dass für alle maßgeblichen Messverfahrenvergleiche signifikante Aussagen bereits bei einer geringen Anzahl von Probanden erreicht werden und somit die Gesamtprobandenzahl in dieser Arbeit als ausreichend angesehen werden kann.

4 Grundlagen

In diesem Abschnitt werden die Grundlagen zur Validierung eines digitalen craniometrischen Messverfahrens, sowie die Methode selbst dargelegt und die Auswahl der geeigneten Referenzmessverfahren und Referenzindices zur Validierung der MKI vorgenommen.

4.1 Schädelformen

Es gibt verschiedene Formen des menschlichen Schädels. Die Form des Schädels ist abhängig von genetischen Faktoren und der Umwelt (z.B. die Schlafposition des Kindes). Jeder Kopf hat ein einzigartiges Profil. Für die vorliegende Arbeit sind die Frontal- und Transversalebene von besonderer Bedeutung. Auch wenn die Schädelform in der Kindheit angelegt wird, können frühe Einflüsse die Gestalt des Kopfes lebenslang verändern.

4.1.1 Normale Schädelform

In Medline gibt es drei Suchergebnisse für die Definition eines Normocephalus oder Mesocephalus. Es sind:

Tabelle 3: Definition eines Normocephalus oder Mesocephalus

Name	Land	Titel
Likus et al. [2014]	Polen	„Cephalic index in the first three years of life: study of children with normal brain development based on computed tomography“
Zheng et al. [2013]	China	„Physical characteristics of Chinese Hakka“
Tineshev [2010]	Bulgarien	„Age dynamics and secular changes of indices characterizing the neurocranium and facial cranium in ethnic Bulgarian 7-17-year-old children from the region of the Eastern Rhodopes“

Ein normaler Schädel, auch Normocephalus oder Mesocephalus genannt, ist ein Schädel mit normaler Durchschnittsform und -größe (Pschyrembel 1998). Als Normgröße wird ein CI ($CI = \text{maximale Schädelbreite SD} \times 100 / \text{maximale Schädellänge AP}$) zwischen 79% und 83% genannt [Likus et al.], zwischen 76% und 81% [Graham et al. 2005] bzw. zwischen 75% und 85% [Dörhage 2010].

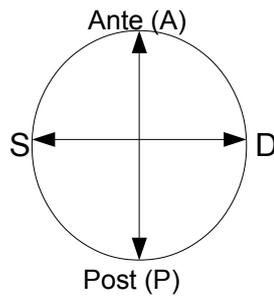


Abbildung 3: Darstellung Cranial Index (CI) [Loveday et al. 2001]

$$CI = \frac{SD \times 100}{AP}$$

Varianten, die auch noch der Norm entsprechen, sind:

- der Dolichocephalus (Langschädel) – lang und schmal, verjüngt sich zum Hinterhaupt [Mändle et al. 2014]. Der Dolichocephalus hat einen CI <76%.
- der Brachycephalus (Kurzschädel oder Breitschädel) – hohe Stirn und flaches Hinterhaupt [Mändle et al. 2014]. Der Brachycephalus hat einen CI >90%.

Laut Hummel et al. [2005] ist in den USA die Norm früher eher der Dolichocephalus, derzeit ist es eher der Brachycephalus. In Deutschland wird der Dolichocephalus als Norm angesehen [Mändle et al. 2014].

Wenn in der pädiatrischen Literatur von Normwerten eines Schädels gesprochen wird, so beziehen sie sich auf Umfangs-, Längen- und Breitenwachstum postpartum. Diese sind in den WHO-Wachstumspercentilen dargestellt [WHO 2016].

4.1.2 Schädelformauffälligkeiten

Als Schädelformauffälligkeiten, auch Schädeldeformierung oder Schädelverformung, werden Verformungen des Schädels genannt, die reversibel oder irreversibel sein können. Die Verformung entsteht dadurch, dass auf den weichen Säuglings- oder Kinderschädel kurzfristig eine starke oder längerfristig eine leichte, einseitige Belastung einwirkt. Es kann auch eine Craniosynostose vorliegen - „Frühzeitigen Verschluss einer oder mehrerer Schädelnähte durch eine Fehlentwicklung des Schädels“ [Chumas et al. 1997] [ICD 10 2016].

Kurzfristige starke Belastungen sind z.B. enger Geburtskanal oder Einsatz der Geburtszange. Diese Verformungen sind meist nur vorübergehend.

Langfristige leichte einseitige Belastungen sind z.B. die einseitige Lagerung des Säuglings. Diese Verformung bleibt, falls die einseitige Belastung nicht verändert wird – z.B. durch abwechselnde Lagerung des Säuglings auf beiden Seiten.

Craniosynostosen sind meist dauerhaft und sollten eventuell chirurgisch behandelt werden [Huang et al. 1998].

4.1.2.1 Grundformen der Schädelauffälligkeiten

In der Medizin werden fünf Grundformen für Schädelauffälligkeiten definiert:

- Brachyzephalus
- Makrozephalus
- Mikrozephalus
- Oxyzephalus
- Stenocephalus

In der Folgenden Tabelle wird die Unterteilung der einzelnen Formen dargestellt:

Tabelle 4: Unterteilung der Schädelauffälligkeiten

Schädelform	Unterteilung in	Beschreibung
Brachyzephalus		Breitschädel
Makrozephalus		Wasserkopf/ Hydrocephalus
Mikrozephalus		Zwergkopf/Nannocephalus
Oxyzephalus		Spitzschädel
Stenocephalus	Akrozephalus	Turmschädel Verkürzung des Längsgurchmessers bei gleichzeitiger Überentwicklung der Schädelhöhe
	Kleeblattschädel kleeblattförmig	Kleeblattförmige Kopfform bereits bei der Geburt
	Pachyzephalus	kurz und breit mit abnormer Verdickung der Schädelknochen
	Plagiozephalus anterior und posterior	völlige Asymmetrie, Parallelogramm, trapezförmig
	Pyrogozephalus	Konisches Wachstum

Schädelform	Unterteilung in	Beschreibung
	Skaphozephalus	Kahnschädel - lang, eng und schmal
	Trigonozephalus (Sphenozephalus)	Dreiecksschädel, Kielschädel - sehr auffällige Kielbildung im Frontalbereich
	Turrizephalus	Zylindrisches Wachstum nach cranial

Die Übergänge zwischen den einzelnen Formen können fließend sein.

4.1.2.2 Unterteilung in Craniosynostosen und Non-Craniosynostosen Schädelauffälligkeiten

Schädelformauffälligkeiten werden in Craniosynostosen und Non-Craniosynostosen unterteilt. Unter Non-Craniosynostosen werden Schädelformauffälligkeiten ohne Verknöcherung der Suturen zusammengefasst.

Bei Craniosynostosen werden alle Formauffälligkeiten mit Beteiligung der Suturen zusammengefasst. Laut Collmann [1988] werden sie als allgemeine oder klar umschriebene Wachstumsstörungen des Schädels benannt, die mit einem prämaturnen Schluss einzelner oder mehrerer Suturen einhergeht.

4.1.2.3 Epidemiologie der Craniosynostosen und Non-Craniosynostosen

Die Epidemiologie der Craniosynostosen im Verhältnis zu den Geburten wird in der Literatur mit Werten zwischen 1:2000 bis 1:4000 angegeben.

Tabelle 5: Epidemiologie der Craniosynostosen

Epidemiologie	Quelle
1:2000	[Lima 2004]
1:2100	[Lajeunie et al. 1995]
1:2500	[Moskop et al. 2015] und [Kruse et al. 2013]
1:2000 - 1:3000	[Bittner 2013]
1:4000	[Warren et al. 2001]

Die Epidemiologie der Non-Craniosynostosen im Verhältnis zu den Geburten wird in der Literatur mit Werten bis zu 56% angegeben [Peitsch et al. 2002].

Seit dem Jahr 1992, als die American Academy of Pediatrics (Amerikanische Akademie der Pädiatrie) die „Back to Sleep“-Kampagne - die Säuglinge sollen, um die Gefahr des plötzlichen Kindstodes zu vermindern, auf dem Rücken schlafen - gestartet

hat, ist die Inzidenz der Plagiozephalie in den Jahren 1974 bis 1996 von 1:300 pro Geburten auf 1:60 pro Geburten gestiegen [Graham et al. 2005]. Gleichzeitig fiel die Sterberate aufgrund des plötzlichen Kindstodes in den USA von 1986 von 2,6/1000 Kindern auf 1/1000 im Jahr 1998 [Villani et al. 2014]. Dies entspricht einer Reduktion um 70%.

Tabelle 6: Epidemiologie der Non-Craniosynostosen

Epidemiologie	Quelle
13% bei Einzelgeburten	[Peitsch et al. 2002]
56% bei Zwillingsgeburten	[Peitsch et al. 2002]
3,3% bis 28% je nach Alter (6 Wochen – 16%, 4 Monate – 19,7% bzw 28%, 8 Monate – 9,2%, 12 Monate 6,8% bzw. 12,7%, 24 Monate – 3,3%)	[Hutchinson et al. 2004]
1/300 im Jahre 1974 1/60 im Jahr 1996	[Graham et al. 2005 (2)]
46.6%	[Mawji et al. 2013]
48%	[Villani et al. 2014]

4.2 Messtechnik

Die Betrachtung der in der Medizin gebräuchlichen Ansätze zur Vermessung von Schädelauffälligkeiten verbindet in vielen Fällen Methodik und technisches Verfahren. Beispielsweise wird die Methode zweier Längenmessungen von Diagonalen mittels einer Formel in Relation zu bringen, mit dem Einsatz eines Messzirkels zur Bestimmung der Länge in Verbindung gebracht. Dies begründet sich aus der historischen Verfügbarkeit der Messmittel und der medizinischen Situation.

Folgender Zusammenhang gilt für technische Messverfahren, Methodik und Index:

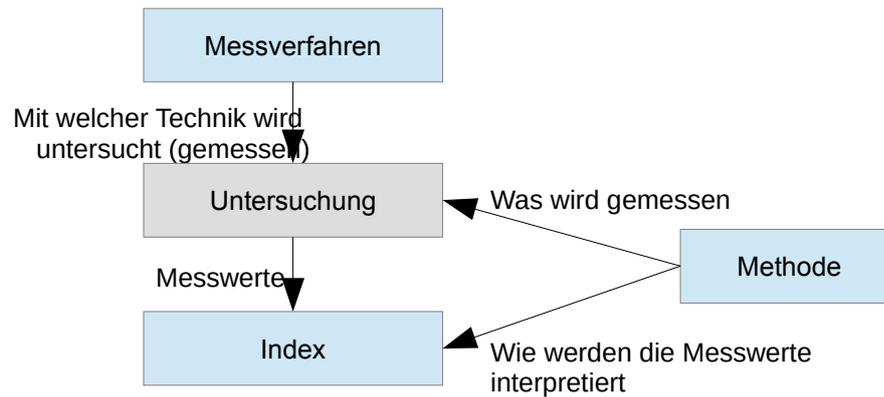


Abbildung 4: Zusammenhang technisches Verfahren, Methodik und Index

Tabelle 7: Zusammenhang technische Verfahren, Methodik und Index in der Craniometrie

	Beschreibung und Beispiele
Technisches Messverfahren	Messzirkel, Thermoplastikstreifen, Stereophotogrammetrie, 3D-Scan, Photogrammetrie, MRT, CT
Methodik	<p>Was wird gemessen: Messung der Länge, der Breite, des Umfangs</p> <p>Wie werden die Messwerte interpretiert: Relation von zwei Längen (CI, Cranial Vault Asymmetry Index) Relation der Fläche (Radial Symmetry Index, Posterior Symmetry Ratio) Länge der Umfangslinie des Kopfes</p>
Indexdefinition	(Mess-)Wert in mm oder Prozent oder als Skalar eine Zahl

In der vorliegenden Arbeit werden technisches Messverfahren, Methodik und Indexdefinition separat betrachtet, zumal moderne technische Verfahren meist alle definierten Methoden und Indexdefinitionen unterstützen.

In diesem Zusammenhang seien noch die drei Phasen bei der Messung erläutert:

- Messung → Aufnahme - Sammlung der Daten
- Verarbeitung → Aufbereitung
- Interpretation → Auswertung oder Analyse

Im Folgenden wird zunächst nur der technische Verfahrenshintergrund beleuchtet.

4.2.1 Ziel der Messung

Mit den Mitteln der Messtechnik wird festgestellt, ob eine Deformation des kindlichen Schädels (Messgegenstand) derart ausgeprägt ist, dass dies einen krankhaften Zustand indiziert. Als ein krankhafter Zustand wird eine über einen zu bestimmenden Grad hinaus gehende Abweichung von der Norm verstanden.

Derzeit ist eine Norm für den kindlichen Schädel nicht definiert. Allen Normierungsansätzen gemein sind die unterstellte Symmetrie-Eigenschaft des Schädels an der Sagittalebene und der Versuch Proportionen zu definieren, wie im vorangegangenen Kapitel 4.1 Schädelformen beschrieben.

Im Bewusstsein am Körper des Menschen von keiner echten Symmetrie im messtechnischen Sinne sprechen zu können, sondern lediglich von einer sich der Symmetrie annähernden Ähnlichkeit, implementieren alle Normen geeignete Toleranzräume.

Trotzdem kann in diesem Bereich der zu messenden Schädelauffälligkeiten in jedem Fall immer dann von einer Deformation und damit einem krankhaften Zustand gesprochen werden, wenn eine vergleichsweise große Abweichung von der Symmetrie und damit auch der Norm erkannt wird.

Diese zur Erkennung aller krankhaften Zustände nicht hinreichende Bedingung muss durch die Betrachtung der Proportion ergänzt werden. Ein Brachycephalus (Breitschädel) zeigt z.B. Symmetrie an der Sagittalebene, weist aber eine Abweichung der Proportion zwischen Schädelbreite und Schädelhöhe auf.

Mit der Messung wird also eine Form (Schädelform) und deren Abweichung zu einem „Normal“ festgestellt, um damit die Grundlage für die Bewertung eines krankhaften Zustands zu liefern. Die Symmetrie ist hierbei eine Eigenschaft der zu messenden Schädelform.

Mit diesem grundlegenden Ziel der Messung sind weitere Qualitätsansprüche verbunden:

- Vergleichbarkeit zur Norm
- Vergleichbarkeit von Messungen über die Zeit im Laufe einer Therapie
- Vergleichbarkeit zu anderen Messmethoden als Referenz
- Dokumentation von Messergebnissen zur Nachvollziehbarkeit in einer Patientenakte

-
- Verträglichkeit zum menschlichen und besonders kindlichen Körper (Säugling)

4.2.2 Messverfahren

Die Messtechnik erlaubt es die Form-Eigenschaft des Messgegenstandes „Schädel“ in unterschiedlicher Weise zu erfassen. Um die möglichen Messverfahren zu strukturieren, werden im Folgenden zwischen

- „Form nehmenden“ Verfahren, bei denen unmittelbar die Krümmung der Oberfläche des Messgegenstandes „Schädel“ bestimmt wird, mit
 - berührenden Messmitteln oder
 - berührungslosen Messmitteln
- Indirekte Verfahren, die über unterschiedlichste Kenngrößen lediglich Rückschlüsse auf die Form zulassen, mittels
 - topologischen Verfahren
 - Projektionsverfahren oder
 - Abstandsverfahren

unterschieden. Eine umfassende Darstellung aller denkbaren Messverfahren ist hier nicht möglich und nicht zielführend. Es wird lediglich auf die grundlegenden Probleme hingewiesen, die im Folgenden ausschlaggebend für das Vorgehen sind.

4.2.2.1 Form nehmende Verfahren

4.2.2.1.1 Berührenden Messmittel

Bei den Verfahren auf Basis berührender Messmittel wird z.B. unmittelbar ein Abdruck des Schädels genommen. Hierbei wird entweder „dreidimensional“ eine plastische Masse auf den Schädel aufgetragen, die sich entsprechend der Stabilität des Schädels verformt und an den Schädel anpasst oder z.B. als Band (Bleilinea, Termostreifen, etc.) in einer zu bestimmenden Ebene um den Schädel gelegt wird, wobei sich ebenfalls das Band an die Schädelform anpasst. In jedem Fall entsteht ein Negativ des Schädels, welches unmittelbar dessen Form wiedergibt.

Bei der Messung stellt sich als größtes Problem bei diesem Verfahren, die Verformung des Schädels durch die Einwirkung des Messensors d.h. des Messmittels dar, da es aus einer elastischen Masse besteht. Das Messergebnis, also das Negativ wird durch den Druck bei der Abformung Schädels verfälscht. Dieser häufig in der Messtechnik anzutreffende methodische Fehler, bei dem der Messgegenstand durch das

Messverfahren selbst verändert wird und damit das Messergebnis verfälscht, relativiert sich in diesem Fall über die Formstabilität oder Elastizität des Messmittels. Verzerrungen durch Schrumpfung des Elastomers beim Altern oder Aushärten könnten abhängig von den gewählten Messmitteln ein weiteres Problem darstellen.

Nach dem eigentlichen Messvorgang stellt die Interpretation der Messergebnisse hier das zweite Problem dar. Obwohl für jeden relevanten Punkt des Schädels die Krümmung durch den Abdruck festgehalten wird, ist diese nicht direkt aus dem Abdruck ablesbar. Man kann sich eine Differenzbetrachtung zu einem Normschädel vorstellen, indem der zwischen Normschädel und Abdruck bestehende Hohlraum befüllt wird. Insbesondere bei dreidimensionalen Abdrücken stellt sich überdies das Problem schlechter Zugänglichkeit, wohingegen bei dem „zweidimensionalen“ Ansatz der Spalt einfach nachvollzogen werden kann. Zur besseren Handhabung bietet sich im zweidimensionalen Ansatz die Übertragung der Umfangskurve auf Papier an.

Das Verfahren benötigt also keine Aufbereitung, der durch das Messen gewonnenen Information, erzwingt aber eine Nachbereitung zur Interpretation.

4.2.2.2 Indirekte Verfahren

4.2.2.2.1 Topologieverfahren

Topologische Verfahren bestimmen die Position eines zu messenden Objektes im Raum. Durch z.B. die Messung des Winkels und der Entfernung vom Messaufnehmer zum Messgegenstand wird dieser dreidimensional erfasst. Die eigentliche Messung ist also eine Entfernungsmessung im Raum. Hierbei wird die Entfernung aus der Laufzeit einer Welle vom Sender zum Messgegenstand „Schädel“ und nach der Reflektion wieder zurück zu einem Empfänger bestimmt. Im Rahmen eines Messvorgangs werden viele Einzelmessungen, bei denen jeweils ein Punkt an der Oberfläche oder Reflektionsschicht des Messgegenstandes (Schädel) bestimmt wird, zu einem Messergebnis, auch Punktwolke genannt, zusammengefügt. Hieraus entsteht die dreidimensionale Form des Schädels.

Aus messtechnischer Sicht betrachtet, ist die Qualität der Entfernungsmessung durch Störeinflüsse auf die Welle und die im Messzeitraum unveränderte Position des Schädels, sowie die genaue Positionierung von Sender zu Sensor bestimmt. Bei Messaufbauten mit sich bewegenden Messmitteln (Sender, Sensor, etc.) ist überdies die Position der Messmittel zueinander und zum Messgegenstand zu berücksichtigen. Die eigentliche Information zur Form des Schädels resultiert aus einer Interpretation der Messergebnisse durch einen Computer. Hierbei ist die Größe der Auflösung, also die Menge der Messpunkte pro Flächeneinheit ein wesentlicher Faktor für

eine optimale Abbildungsqualität. Abhängig hiervon nimmt die Dauer des Meßvorganges wesentlich zu.

Dieses Verfahren wird in der medizinischen Anwendung mittels 3D-Scanner, Stereophotogrammetrie, CT oder MRT umgesetzt. Um eine geeignete Qualität der Messung zu erhalten ist mit aktueller 3D-Scanner-Technologie von einer Messdauer von einigen Sekunden zu rechnen. Vorteil beim Einsatz des CT ist, dass die knöchernen Strukturen dargestellt werden und die „Fehler“ bei der Bestimmung der Fixpunkte der Weichteilummantelung entfällt. Die technische Präzision bei der Positionsbestimmung im Raum liegt im Bereich von deutlich < ein Millimeter.

Alternativ kann die Entfernungsmessung auch der Funktion des menschlichen Auges nachempfunden werden. Hierbei wird die perspektivische Verschiebung zweier Aufnahmen von räumlich nebeneinander positionierten Sensoren (Kameras) genutzt, um Rückschlüsse auf die Entfernung zum Messgegenstand Schädel zu ermitteln. Durch die feste Kopplung der beiden Kameras und in Verbindung mit einem direkt zugeordneten Verarbeitungsalgorithmus der Bilddaten zur Ermittlung von Entfernungen, wird die Bilderfassung den topogischen Verfahren zugerechnet.

Hier werden die Störeinflüsse in der Sichtbarkeit des Objektes und der für die Aufnahmen notwendigen Kameratechnologie noch bedeutender. Um hinreichend genaue Entfernungswerte zu erhalten, wird eine vergleichsweise hohe Auflösung der Kameras mit identischer Optik ohne Verzerrungseffekte benötigt. Nutzt man für alle drei Dimensionen jeweils eine derartige Messanordnung mit mindestens zwei Kameras, kann die Messdauer auf die Belichtungszeit des Messsensors Kamera reduziert werden. Die zu erreichende Genauigkeit ist geringer als bei den oben beschriebenen Verfahren, wird aber im Wesentlichen durch die Qualität der Messsensoren (Kameras) bestimmt und hat damit unmittelbaren Einfluss auf die Kosten derartiger Anlagen.

Die Interpretation der Messergebnisse ist auch hier nur durch eine computergestützte Aufbereitung umsetzbar. Hierbei können Messfehler, die durch die Position und Funktion der Messmittel (Kamera) ausgelöst werden, durch einen Kalibriervorgang an einem Referenz-Messgegenstand eliminiert werden.

Die Bestimmung von Referenzpunkten zur Erreichung von Vergleichbarkeit einer Messebene etc., wird ebenfalls in die Interpretation der Messergebnisse verlagert. Da der gesamte Schädel in allen Dimensionen vermessen wird bleibt hier ein maximaler Freiheitsgrad. Die Qualität der Messergebnisse sind maßgeblich von der Qualität der Software zur Auswertung der Messergebnisse abhängig.

Alle topologische Verfahren beruhen auf dreidimensionalen Techniken. Da diese eine besondere Bedeutung haben und als zukunftsweisend betrachtet werden, wird auf diese Verfahren im Folgenden detaillierter mit konkreten Umsetzungsvarianten und einem besonderen Blick auf die computergestützte Aufbereitung eingegangen.

In der Übersichtsarbeit von Riphagen et al. von 2008 [2008] werden die grundlegenden Begrifflichkeiten und Konzepte, welche in den dreidimensionalen Techniken verwendet werden, dargestellt. *„Um eine Oberfläche nachbauen zu können, bestimmt jedes bildgebende Gerät die Position von diskreten Punkten. Diese Punkte sind in einem Raum platziert (manchmal wird dies auch als „Welt“ bezeichnet), definiert durch drei Achsen (xyz) mit einer Referenz auf Null oder dem Koordinatenursprung. Diese gemeinsame Menge von Messpunkten wird Punktwolke genannt, welche eine Zusammenfassung von xyz-Positionen im Raum ist. Da es sich um eine Punktwolke handelt, haben die Positionen keine Verbindung zueinander. Wohingegen es für das menschliche Gehirn möglich ist, die Punkte zu verbinden und sofort ein Gesicht oder ein Objekt in dieser Punktwolke zu erkennen, der Computer benötigt einen Regelsatz, um die Punkte zu verbinden um ein 3D-Modell zu erstellen.“*

Grundsätzlich besteht ein 3D-Oberflächenmodell aus einer Punktwolke, in welcher alle Oberflächenpunkte mittels Dreiecken verbunden sind, eine Routine, die gemeinhin als Triangulation bekannt ist. Auf diese Art kann ein 3D Modell aus mehreren tausend Dreiecken bestehen, welche die Oberfläche bilden.“ [Riphagen et al. 2008].

Laut Riphagen et al. [2008] gibt es fünf grundlegende Messmechanismen zur Gewinnung der Punktwolke:

- Koordinatenmessgeräte – Coordinate Measurement Machines (CMMs)
- Distanzbilder – Range Imaging
- Moiré-Effekt – Moiré Pattern Photography
- Position Tracking
- Stereofotogrammetrie – Stereophotogrammetry

4.2.2.2.1.1 Coordinate Measurement Machines (CMMs)

Bei den Koordinationsmessgeräten wird die räumliche Position gemessen; es wird ein Punkt im Raum bestimmt, abhängig von dessen Entfernung zu einem Nullpunkt oder Koordinatenursprung. Der Sensor zur Positionsbestimmung ist an einem Arm montiert, der um das zu messende Objekt rotieren kann. Laut Weckermann [2012] gibt es drei verschieden Grundbauformen bei diesen Messgeräten: Portalbauart, Brückenbauart und Auslegerbauweise oder Ständerbauart.

-
- Portal- und Brückenbauart
„Koordinatenmessgeräte in Portal- und besonders in Brückenbauart eignen sich wegen ihres großen Verfah- und damit Messbereichs und ihrer guten Genauigkeit zum genauen Messen auch großer und schwerer Werkstücke. Bedingt durch die steife Konstruktion lassen sich auch bei großen Messbereichen geringe Messunsicherheiten erreichen.“
 - Auslegerbauweise oder Ständerbauart
„Auslegergeräte bieten eine gute Zugänglichkeit, das Werkstück kann von drei Seiten zugeführt werden. Sie werden vorwiegend im Karosserie- sowie im Groß- und Schwermaschinenbau eingesetzt. Zur Verkürzung der Messzeiten werden sie bei großflächigen Teilen z.T. mit mehreren Auslegern und unabhängigen Messsystemen betrieben. Auslegergeräte werden zum Schutz vor Umgebungseinflüssen (Schmutz, Temperatur) auch gekapselt gebaut.“

Ein Koordinatenmessgerät ist bei der Erfassung der Daten sehr langsam (Minuten bis Tage), aber sehr genau. In der Literatur werden Messtoleranzen von 0,003 bis 0,010 mm angegeben [Riphagen et al. 2008].

Für den klinischen Einsatz sind diese Geräte aufgrund der Messdauer nicht einsetzbar. Allerdings wurden diese Koordinatenmessgeräte für medizinische Studien eingesetzt um Gipsabdrücke gegen dreidimensionalen Bildern zu validieren [Littlefield et al. 2005].

4.2.2.2.1.2 Range Imaging

Das Prinzip beim Verfahren der Distanzbildermessung setzt die Ermittlung der Entfernung des Objektes zum Messkopf mittels Triangulation um. Die Kamera bzw. der Sensor ist in einem bestimmten Abstand und Winkel zu einer Lichtquelle befestigt. Für die Messung wird ein Streifen (z.B. ein Laserstreifen) auf das zu messende Objekt projiziert – siehe nachfolgende Abbildung. Die Form, die durch diesen Streifen erzeugt wird, kann aufgezeichnet werden. Die gesamte Oberfläche des zu messenden Objektes muss erfasst werden. Somit kann daraus ein dreidimensionales Bild errechnet werden.

Mittels Distanzbilder wird die Topologie der Oberfläche gemessen.

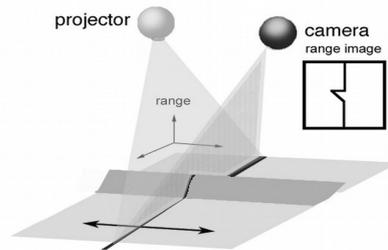


Abbildung 5: Prinzip der Erfassung eines Distanzbildes aus Riphagen et al. [Riphagen et al.2008].

Die Messung kann auch mit mehreren Streifen erfolgen, womit die Messung schneller erfolgen kann. Nach Riphagen [Riphagen et al. 2008] werden unterschiedliche Namen für diese Messmethode verwendet:

- Laserscanner,
- Laserstreifen Trigonometrie,
- Optischer Oberflächen Scanner,
- Flüssigkristall-Entfernungsmesser oder
- Structured-Light-Scanner.

Die Messtoleranz wird bei Riphagen et al. mit 0,05mm angegeben abhängig von der Messgeschwindigkeit. Bei Kau et al. [2005] und Gwilliam et al. [2006] wird die Messtoleranz mit 0,8-1mm im menschlichen Gesicht angegeben.

Bei Riphagen et al. [2008] wird Messgeschwindigkeit mit bis zu 12 Sekunden angegeben, manche Systeme benötigen 0,3 Sekunden.

Nach Kau et al. [2005] ist der Laserscanner eine einfache klinische reproduzierbare Möglichkeit, die Weichteile des Gesichtsschädels zu erfassen.

Plank et al. [2006] bestätigen in ihrer Studie Nützlichkeit des dreidimensionalen Scanners und Geil et al. [2008] schreiben, dass die Scangeschwindigkeit 2 Sekunden beträgt.

Manche Menschen haben Bedenken beim Einsatz von Lasern, obwohl es mittlerweile Laser der Klasse 1 gibt, welche unter „vernünftigerweise vorhersehbaren Bedingungen ungefährlich“ [BAuA 2010] sind.

4.2.2.2.1.3 Moiré-Effekt

Als Moiré-Effekt (mamorieren) wird ein scheinbar grobes Raster bezeichnet, welches aus der Überlagerung von mindestens zwei feinen Rastern entsteht.

Bei dem Moiré-Effekt Verfahren wird auf das zu messende Objekt ein Raster projiziert. Sowohl auf der Lichtquelle als auch auf der Kamera sind Gitternetze installiert. Diese werden übereinander gelagert und auf das Messobjekt übertragen. Dieser Phasenversatz bringt eine sehr hohe Messgenauigkeit mit einer Toleranz von bis zu 0,00025mm [Riphagen et al. 2008]. Allerdings kann dieses Messverfahren nur bei flachen Oberflächen eingesetzt werden und ist daher für den klinischen Einsatz im Bereich des Gesichtes nicht geeignet.

4.2.2.2.1.4 Position Tracking

Position Tracking beschreibt als Überbegriff die Bestimmung der Position von bestimmten Gegenständen oder eines Körpers innerhalb eines festgelegten Raumes. Auf den Körper werden ein oder mehrere reflektierende Marker befestigt, die eine Bestimmung der Position im Raum erleichtern sollen. Mit dieser Methode lassen sich zum Beispiel Bewegungsabläufe im Sport darstellen.

Diese Methode ist nicht geeignet, um detailgenau zu arbeiten und daher im klinischen Einsatz für die Messung von Schädeln ungeeignet.

4.2.2.2.1.5 Stereophotogrammetrie

Die Stereophotogrammetrie oder auch dreidimensionale Photogrammetrie ist ein Bildmessverfahren. Die zweidimensionalen Bilder werden per Computer und Software in ein dreidimensionales Bild umgerechnet. In der Medizin wird dieses Verfahren als dreidimensionale Photogrammetrie bezeichnet, obwohl die Originaldaten zweidimensional sind. Hierbei wird das Messobjekt mit mindestens zwei Bildern, aus verschiedenen Positionen aufgenommen. Da die Position und der Winkel der Kameras bekannt sind, können die Messpunkte auf dem zu messenden Objekt genau berechnet werden. Die Messtoleranz laut Riphagen et al. [2008] beträgt +/-0,5mm. Diese Toleranz bestätigen auch Ayoub et al. [2003]. Nach Majid et al. beträgt die Messgenauigkeit +/-1.2 mm „*was auf Gesichtsbewegungen während der Aufnahme zurückzuführen war.*“ [Majid et al. 2005]. Bei Weinberg et al. beträgt die Genauigkeit +/-1mm [Weinberg et al. 2006].

Nach der Aufnahme wird das Bild gesichert, auf einem Monitor dargestellt und Fixpunkte entweder manuell oder per Softwareprogramm festgelegt.

Da die Aufnahmezeit für digitale Photos laut Ayoub et al. [2003] 50 Millisekunden beträgt, ist dieses Verfahren für den Einsatz in der Medizin geeignet. Nach Weinberg et al. [2008] beträgt die Aufnahmezeit 1,5 -2 Millisekunden. Dörhage beschreibt in seiner Arbeit von 2010 [Dörhage 2010] eine Messung mittels 20 Kameras in 1,5 Millisekunden wobei digitale Bilder erstellt werden.



Abbildung 6: Photometrie-Aufnahmeplatz mit 20 Kameras nach Dörhage [2010]

Diese Messmethode hat im Vergleich zu den Laserscannern den Vorteil, dass sie dank der Aufnahmegeschwindigkeit eine geringe Kooperation des Patienten [Ayoub et al. 2003] benötigt.

4.2.2.2 Projektionsverfahren

Das Wort Projektion stammt aus dem lateinischen „proicere“ für „hinwerfen“ und steht in der Mathematik und in der Informatik unter anderem für die Abbildung eines dreidimensionalen Objektes auf eine zweidimensionale Fläche entweder als Zentralprojektion oder Parallelprojektion.

Bei Verfahren, die sich der Projektion bedienen, wird also nicht der eigentliche Messgegenstand, sondern sein Abbild gemessen. Hierbei geht zunächst die Information über die räumliche Ausdehnung des Messgegenstandes verloren. Die Projektion reduziert das Abbild in der Regel auf eine Projektionsfläche, wie einen Film oder einen Bildsensor einer Digitalkamera. Damit wird die Vermeidung einer möglichen Verzerrung im Rahmen der Projektion zu einem qualitätsbestimmenden Faktor. Die eigentliche Messwertaufnahme erfolgt über eine Interpretation des Abbildes, also der Projektion. Im medizinischen Umfeld kommt der Ansatz beim Röntgen oder der Photographie zum Einsatz.

Bei der Messung sind hierbei die Belichtungszeit sowie die Qualität des Kameraobjektivs von großer Bedeutung. Marktübliche Kameras erfüllen bei guten Beleuchtungsverhältnissen und korrekter Bedienung die Anforderungen der vorgegebenen Messaufgabe problemlos. Mindestens von gleicher Bedeutung ist die saubere Abgrenzung des projizierten Messgegenstandes vor seinem Hintergrund, der unvermeidbarer Teil der auszuwertenden Abbildung ist. Das Messergebnis, die Form des Schädels in der Projektionsebene, ist die zu bestimmende Grenzlinie.

Die Wahl der Projektionsebene ist in diesem Verfahren entscheidend. Eine Abweichung zu einer Transversalebene, die dem Normzustand zugrunde liegt, führt zu erheblichen Verzerrungen und damit zu Messfehlern. Der Verlust der dritten Dimension erlaubt keine Korrekturen im Rahmen der Interpretation. Außerdem geht die Vergleichbarkeit verloren oder wird in ihrer Qualität wesentlich eingeschränkt, wenn auf unterschiedlichen Ebenen gearbeitet wird. Die Messdauer als auch die Komplexität der Messmittel ist dagegen vernachlässigbar.

Die Interpretation der Messergebnisse ist auch ohne Zuhilfenahme eines Computers einfach möglich. Durch Ausschneiden und Falten eines z.B. Bildabzugs wird die Symmetrieachse definiert und die Asymmetrie anhand der überstehenden Flächen einfach erkennbar. Die Abnahme von Entfernungen ist mit einfachen Linealen möglich, wobei hier keine absolute Größenmessung, jederzeit aber die Ermittlung eines Verhältnis von Längen zueinander möglich ist. Vergleichbares wird in vertretbarem technischen und zeitlichen Aufwand auch computergestützt erreicht. Die Interpretation erfordert also überdies nur eine minimale Aufbereitung der Messergebnisse.

4.2.2.2.1 Die Photogrammetrie (Photographie) als ein Projektionsverfahren

Die Photogrammetrie, als eine der wichtigsten Vertreter der Projektionsverfahren ist ein Messverfahren, bei welchem aus Photos und Messbildern eines Objektes dessen Lage bestimmt wird. Anschließend werden auf dem Photo verschiedene Achsen eingetragen und Messmethoden eingesetzt, um einen Index zu berechnen, z.B. den Cranial Index.

Das Verfahren der digitalen Photogrammetrie und Photographie ist schnell, einfach, kostengünstig und non-invasiv. Messfehler können durch unterschiedliche Beleuchtungsverhältnisse, unterschiedliche Kamerapositionen, Vergrößerungsfehler und Kopfhaltungen auftreten.

4.2.2.2.3 Abstandsverfahren

Bei dem Abstandsverfahren wird die Entfernung zwischen eindeutig identifizierbaren Punkten zueinander ins Verhältnis gesetzt. Es werden also nicht durch das Messverfahren Punkte und deren Lage im Raum bestimmt, sondern umgekehrt. Das Verfahren erwartet die Definition von Referenzpunkten als Vorgabe und es werden lediglich die Abstände eindimensional bestimmt. Die Entfernungsmessung kann im einfachsten Fall mit einem Messzirkel aber auch mit einem Laser, Radar, etc. abgenommen werden. Aus dem Verhältnis der Abstände zwischen den Referenzpunkten werden Rückschlüsse auf Form und Proportion gezogen.

Messungen mit diesem Verfahren sind problemlos umzusetzen. Aufwand und Kosten der notwendigen Messtechnik sind vernachlässigbar. Die technische Bestimmung der Entfernung ist auch mit einfachen Hilfsmitteln in vergleichsweise hoher Genauigkeit möglich.

4.2.3 Vergleiche von Messverfahren

4.2.3.1 Vergleich der zweidimensionalen und dreidimensionalen Photogrammetrie

In der 2015 veröffentlichten Studie von Aarnivala et al. [2015] werden sowohl die zweidimensionale als auch die dreidimensionale Photogrammetrie verwendet. Es werden Aufnahmen im Alter von 36–72 Stunden nach der Geburt mit zweidimensionaler Photogrammetrie und einem Follow-Up nach drei Monaten mit zweidimensionaler und dreidimensionale Photogrammetrie gemacht. Hintergrund ist, dass Neugeborene den Kopf nicht halten können um eine dreidimensionale Photogrammetrie durchführen zu können. Für die Auswertung bei den zweidimensionalen Aufnahmen wird der Oblique Cranial Length Ratio (OCLR-2D) und der Cranial Index verwendet. Hierbei wird der OCLR-2D als lange Diagonale durch kurze Diagonale $\times 100\%$ berechnet, wobei die Diagonalen in einem Winkel von 40° von der sagittalen Mittellinie gemessen werden.

Bei der Auswertung der dreidimensionalen Aufnahmen wurde sowohl der Anteriore Craniale Asymmetrie Index (ACAI) als auch der Posteriore Craniale Asymmetrie Index (PCAI) nach Meyer-Marcotty et al. [2014] verwendet. Der ACAI wird definiert als das Verhältnis von Anteriores Cuboid Volumen ((größeres Cuboid Volumen – kleines Cuboid Volumen)/ kleines Cuboid Volumen $\times 100\%$). Dieselbe Formel gilt auch für den PCAI.

Des Weiteren wurde auch bei den dreidimensionalen Bildern der OCLR-3D wie bei den zweidimensionalen Photographien berechnet.

„Der Intra-Klassen Korrelationskoeffizient zwischen der OCLR-2D und der OCLR-3D lag bei 0,897 (The intraclass correlation coefficient between OCLR-2D and OCLR-3D was 0.897)“ [Aarnivala et al. 2015]. Dies bedeutet, dass die Abweichungen der beiden Messmethoden sehr gering sind. Aus diesem Grund sind beide Verfahren für genaue Messungen am Schädel geeignet und können abhängig von der konkreten Anforderung verwendet werden.

4.2.3.2 Vergleich Laserscanner und Photographie

In der Studie von Kraft et al. [2015] wird der 3-D-Laserscanner STARscanner™ der Firma Orthomerica Products Inc. (kurz STARscanner™) mit der 3-D Photographie NIKON D300 mit der Software PhotoScan verglichen. Die Ergebnisse zeigen, dass beide Systeme eine hohe Genauigkeit haben und für den medizinischen Einsatz geeignet sind. *„Sowohl Starscanner als auch SfM-Verfahren erfüllen prinzipiell die Anforderungen an eine photogrammetrische Methode zur Bestimmung von Schädelwachstum und Schädeldeformitäten in der Neonatologie. Die Genauigkeit beider Systeme wird den Wachstumsgeschwindigkeiten und möglichen Pathologien gerecht. Beide Methoden erreichen hohe Aufnahmegeschwindigkeiten, die möglichen Bewegungen sowie der Vulnerabilität der Patienten Rechnung tragen, und sind relativ einfach in den Klinikalltag zu integrieren. [.....]. Dabei hat sich gezeigt, dass photogrammetrische Verfahren für die Erfassung von Schädeldeformitäten Neugeborener geeignet sind, da die Abweichungen von einer definierten Referenz in den meisten Bereichen des erfassten Objektes unterhalb von 0,3 mm liegen. Daraus ergibt sich ein Genauigkeitspotential von besser als 1 cm³ für die Bestimmung der Volumenänderung in Zeitreihen. Lediglich in bestimmten Bereichen (Ohren, Nase) kam es bedingt durch das jeweils genutzte Aufnahmesystem zu größeren Abweichungen, die aber für die medizinische Fragestellung (Schädelvolumen, Schädeldeformitäten) nur wenig Relevanz haben.“* [Kraft et al. 2015].

4.2.3.3 Anthropometrischer Messzirkel und digitale Photographie

Schaaf et al. [2010] veröffentlichen 2010 eine Studie, in welcher die Schädelasymmetrien mittels digitaler Photographie und den Ergebnissen eines anthropometrischen Messzirkel verglichen werden. In beiden Fällen wird der CI und der CVAI berechnet bzw. abgetragen. Das Ergebnis zeigt, dass die digitale Photographie in der Aussagekraft mit den Ergebnissen vergleichbar ist, die mit dem anthropometrischen Messzirkel erzielt wurden.

„Die hier beschriebene schnelle, einfache Technik war besonders brauchbar bei Kindern. Es vereinfacht die Diagnose der CI- und CVAI-Werte und war hilfreich bei der

Planung der Behandlung und bei der Kommunikation mit den Eltern. In unseren Händen stellt sich die digitale Photographie als ein sehr nützliches Instrument für die Schädelform heraus, aber die wohl etablierte Methode mittels einem Messzirkel sollte einstweilen nicht weggelassen werden.“ [Schaaf et al. 2010].

4.2.3.4 Dreidimensionale Photogrammetrie und Gipsabdruck

In einer Studie validieren Littlefield et al. [2005] Gipsabdrücke gegen dreidimensionale Bilder. Die Genauigkeit der Messungen zeigt eine Differenz von „0.052 mm und einen quadratischen Mittelwertdifferenz von 1,028mm. [...] Das Ergebnis dieser Untersuchung bestätigt dass das neue craniale Bildanalyse- System und der traditionelle Gipsabdruck gleichwertige Modelle ergeben.“ [Littlefield et al. 2005].

4.2.4 Messfehler

Jede Messung einer physikalischen Größe ist aus den verschiedensten Gründen mit Fehlern behaftet. Der Messwert weicht von der Physik mehr oder weniger stark ab. Es ist wichtig, die Ursachen für Messfehler und deren Auswirkungen auf die Genauigkeit des Ergebnisses zu kennen.

Für die Messfehler und die daraus resultierenden Abweichungen gibt es verschiedene Ursachen. Dementsprechend kann unterschieden werden zwischen:

- groben, prinzipiell vermeidbaren, aufgrund der starken Abweichung häufig leicht erkennbaren Fehlern, die keinen Mehrwert erzeugen und dementsprechend gelöscht werden können,
- systematischen Fehlern, die sich aus dem Messsystem begründen, durch Wiederholung der Messung nicht erkennbar sind, lediglich durch ein Referenzsystem validierbar sind und
- zufällige Fehler, die lediglich durch Schwankungen in Messreihen auffallen, häufig unbemerkt bleiben und am besten durch methodische Herleitungen des Messverfahren erkannt werden können.

Zusammengefasst aus den oben betrachteten Messverfahren sind folgende Fehlerquellen von besonderer Relevanz und damit für alle nachfolgend beschriebenen in der Medizin eingesetzten Messverfahren zu bewerten:

- systematische Fehler:
 - Fehlerhafte Anwendung der Messverfahren (Umgang mit Messmitteln z.B.Kamera)

-
- Einwirkung auf den Messgegenstand (Verformung des Schädels durch das Messmittel)
 - Übertragungsfehler (Verluste bei Bildinformationen, etc.)
 - Funktionstoleranzen bei Messmitteln (z.B. Kamera)
 - zufällige Fehler
 - Veränderung der Position des Messgegenstandes während des Messvorgangs
 - Störeinflüsse (Beleuchtung ,Ablenkung von Wellen, etc.)

Allen Messverfahren gemein ist das Problem keiner absolut bestimmbar Referenzpunkte am Schädel des Menschen und damit z.B. auch keiner eindeutig definierbaren Symmetrieachse. Dieser systematische „Fehler“ ist im eigentlichen Sinn kein Messfehler, sondern ein Problem der Interpretation und der Auswertung der Messergebnisse. Dieser „Fehler“ relativiert aber den Anspruch an die zu erreichende Messgenauigkeit maßgeblich und bestimmt das weitere Vorgehen.

4.2.4.1 Systematische Fehlerquellen bei der Bildaufnahme

Die Fehlerquellen bei der Bildaufnahme können sein:

- Abbildungsfehler – Aberrationen
- CMOS- oder CCD-Chip zur digitalen Umwandlung
- Ungenauigkeit der digitalen zweidimensionalen Auswertung

Die systematischen Fehlerquellen sind bei den heute im Handel üblichen Digitalkameras zu vernachlässigen [Kleemann 2016].

Die Einwirkung auf den Messgegenstand ist nicht gegeben, da kein berührendes Messverfahren verwendet wird.

Die Übertragungsfehler, z.B. Verluste bei der Bildinformation sind mit der heutigen Technik und Speichermedien nicht gegeben.

4.2.4.2 Zufällige Fehlerquellen

Die Fehlerquellen können auftreten bei

- der Veränderung der Position des Messgegenstandes während des Messvorgangs oder
- Störeinflüsse (Beleuchtung ,Ablenkung von Wellen, etc.)

Beide Fehlerquellen können bei der Aufnahme minimiert werden und sind daher nicht relevant.

4.2.4.3 Vergleichbarkeit der Messwerte

Aufgrund der fehlenden Referenzpunkte am Schädel des Menschen, die sich überdies im Laufe der Beobachtung aufgrund der natürlichen Weiterentwicklung des kindlichen Schädels oder hervorgerufen durch eine therapeutische Maßnahme verändern können, erlaubt keines der Verfahren einen direkten Vergleich. Es ist nur eine Annäherung möglich.

4.2.5 Messgenauigkeit

Alle beschriebenen Messverfahren erlauben die Erreichung von Messgenauigkeiten im Bereich $< 0,1$ Millimeter. Diese Genauigkeit kann ebenso über den Nonius eines guten Messzirkels oder einer Schieblehre erreicht werden.

Die bereits erwähnten Aspekte:

- Wachstum des kindlichen Schädels,
- Fehlen eindeutig referenzierbarer Punkte am Schädel des Menschen

führen unabhängig von den verwendeten technischen Messverfahren zur Berücksichtigung von Toleranzen die sich im Bereich mehrerer Millimeter bis Zentimeter bewegen können.

Die technisch zu erreichende Genauigkeit liegt also mindestens um das 10-fache über dem durch das Messziel vorgegebenen Qualitätsanspruch. Aus technischer Perspektive kann damit der Aspekt der Messgenauigkeit im Weiteren als erfüllt betrachtet werden.

4.3 Indices zur Beschreibung der kindlichen Schädelform

Messungen am menschlichen Körper sind wesentlich – sei es um eine Diagnose zu stellen oder den Fortschritt einer Behandlung zu dokumentieren und auszuwerten. In der Medizin werden verschiedene Messverfahren, Messmethoden und Indices zur Bestimmung des Schädels angewendet. Die Indices werden im Folgenden dargestellt.

Eine Messmethode muss sicher reproduzierbar und einfach anzuwenden sein. Nur so ist es möglich, eine gesicherte Diagnose und aussagekräftige Skalen zu entwickeln.

Diese Anforderung haben 2011 Wilbrand et al. [2011] in ihrer Studie über die „*Aussagekraft und die Verlässlichkeit von anthropometrische Messungen bei Schädelver-*

formungen in der frühen Kindheit.“ [Wilbrand et al. 2011] aufgegriffen. Das Ergebnis der Studie ist, dass „Standardisierte Messungen hochgradig reproduzierbar sein müssen, um Schädeldeformitäten in der frühen Kindheit zu quantifizieren. Eine standardisierte Kopfposition ist unverzichtbar für aussagekräftige Messungen. Die Wiederholbarkeit von anthropometrischen Messungen ist grundlegend, um Diagnosen und Schweregrade zu definieren und ein Behandlungskonzept zu entwickeln.“ [Wilbrand et al. 2011].

Die deutschen Krankenkassen erwarten vom medizinischen Dienst bei der Genehmigung einer geplanten Helmtherapie derzeit die Verwendung des Cranial Vault Asymmetry Index (siehe Kapitel 4.3.2 Cranial Vault Asymmetry Index).

In der Studie von Kim et al. [2013] werden als nützlichste Indices bei 3D-Scanner der Cranial Vault Asymmetry Index und der Radial Symmetry Index zur Bewertung der Plagiozephalie beschrieben.

Plank et al. [2006] begründen in ihrer Studie, dass insbesondere die Indices Cranial Vault Asymmetry Index, der Radial Symmetry Index, die Posterior Symmetry Ratio und die Overall Symmetry Ratio für Plagiozephalie wichtig sind.

Um eine Übersicht zu bekommen seien im Folgenden die verbreitetsten Verfahren und deren Varianten dargestellt:

- CI – Cranial Index oder auch Cephalic Index nach Loveday et al. [2001]
- CVAI – Cranial Vault Asymmetry Index nach Loveday et al. [2001]
- CAS – Cranial Asymmetrie Screening – Messung nach Dörhage [2010]
- Plagiozephalometrie nach van Vlimmeren et al. [2006]
- Kurze Achse – Lange Achse nach Muliiken et al. [1999]
- Cranial Diagonal Difference nach Graham et al. [2005 (2)]
- ODTA, CVA, CBA - Orbitotragial Depth Asymmetry, Cranial Vault Asymmetry, Cranial Base Asymmetry
- RSI – Radial Symmetry Index
- Posterior Symmetry Ratio, Anterior Symmetry Index und Overall Symmetry Ratio

4.3.1 Cranial Index oder auch Cephalic Index

Cranial Index oder Cephalic Index (CI), auch Cephalic Ratio genannt, ist ein Index der die Relation von Schädelbreite zu Schädellänge beschreibt:

$$CI = \frac{\text{maximale Schädelbreite} \times 100}{\text{maxilame Schädellänge}}$$

Der CI wird unter anderem im Jahr 2001 von Loveday et al. [2001] beschrieben.

Mittels eines Bleilineals wird die Kopfform des Säuglings genommen und auf Papier übertragen. Auf dem Bleilineal sind die Ohrpositionen, der Punkt Inion (= protuberantia occipitalis externa) und der Punkt Nasion (= Mitte der Sutura frontonasalis) markiert. Dann werden die Schädellänge und -breite auf Papier eingezeichnet.

Der CI wird verwendet, um das Längsoval des Schädel zu messen und ist geeignet die Brachycephalie zu beschreiben. Als Normgröße wird ein Cranial Index oder auch Cephalic Index zwischen 75% und 85% genannt.

Tabelle 8: Normgröße des Cranial Index

Index	Quelle
79% und 83%	[Likus et al. 2014]
75% und 85%	[Dörhage 2010]
76% und 81%	[Graham et al. 2005]

In der Veröffentlichung von Loveday et al. fehlen die präzisen Definitionen der Messpunkte. Man kann vermuten, dass die Messpunkte für die Schädellänge von dem Punkt Inion (= protuberantia occipitalis externa) und dem Punkt Nasion (= Mitte der Sutura Frontonasale) verläuft. Aber folgende Frage ist offen:

- Die Schädelbreite wird durch die Ohren definiert – aber welche Punkte bei den Ohren?

Laut Dörhage [2010] ist „*der CI ein Maß für die Längsovalität des Schädels und geeignet, die Pathologie der zentralen Plagiozephalie (Brachycephalie) und anderen Mischformen zu beschreiben. Er ist ein Index der Schädelbreite in Relation zur Schädellänge.*“.

Diese Methode ist non-invasiv und wird aus historischer Sicht mit einem direkt formnehmenden Messverfahren bei berührenden Messmitteln (Bleilineal) verbunden. Grundsätzlich ist der von der Methode definierte Index auch mit anderen Messverfahren ermittelbar. Dies gilt insbesondere für alle topologischen Ansätze. Soweit mit dem Bleilineal nur eine Ebene erfasst wird können auch Projektionsverfahren genutzt werden.

4.3.2 Cranial Vault Asymmetry Index

Cranial Vault Asymmetry Index (CVAI) wird von Loveday et al. [2001] wie folgt beschrieben: CVAI = Diagonale Differenz/ kurze Diagonale x 100

$$CVAI = \frac{\text{Diagonale Differenz}}{\text{kurze Diagonale}} \times 100$$

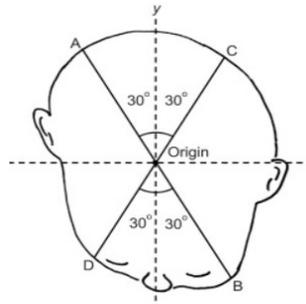


Abbildung 7: Cranial Vault Asymetry Index nach Kim et al. [2013]

Mittels eines Bleilineals wird die Kopfform des Säuglings genommen und auf Papier übertragen. Auf dem Bleilineal sind die Ohrpositionen, der Punkt Inion und der Punkt Nasion markiert. Dann werden die Schädellänge, -breite und die Diagonalen auf Papier eingezeichnet.

Die diagonale Differenz (DD) ist der Unterschied der langen Diagonalen (hier AB) mit der kurzen Diagonale (hier CD) bei einem 30° Winkel basierend auf der Y-Achse.

$$CVAI = \frac{(\text{Diagonale AB} - \text{Diagonale CD}) \times 100}{\text{Diagonale CD}}$$

Auch hier stellen sich Fragen:

- Die Schädelbreite wird durch die Ohren definiert – aber welche Punkte bei den Ohren?
- Wieso werden zwei Gerade im 30° Winkel eingetragen um die Diagonale zu bekommen? Die Verwendung eines festen Winkels ist sinnvoll für die Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen.

Die CVAI ist non-invasiv und wird aus historischer Sicht mit einem direkt formnehmenden Messverfahren bei berührenden Messmitteln (Bleilineal) verbunden. Grundsätzlich ist der von der Methode definierte Index auch mit anderen Messverfahren ermittelbar. Dies gilt insbesondere für alle topologischen Ansätze. Soweit mit dem Bleilineal nur eine Ebene erfasst wird, können auch Projektionsverfahren genutzt werden.

4.3.3 Craniale Asymmetrie Screening

In Deutschland hat sich die Cranial Asymmetry Screening (CAS-Messung) nach Dörhage [2010] als gängigste Messung ohne bildgebende Verfahren etabliert.

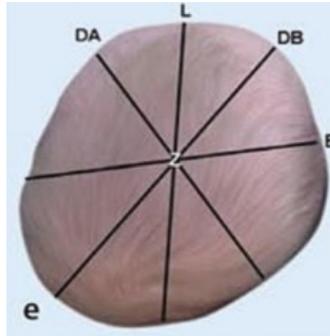


Abbildung 8: Cranial Asymmetrie Screening Messung nach Dörhage [2010]

$$CVAI(\text{modifiziert}) = \frac{(\text{Diagonale B} - \text{Diagonale A}) \times 100}{\text{Diagonale A}}$$

Die Diagonale B (DB) ist die Strecke von Frontozygomaticus (Der Punkt liegt am weitesten lateral auf der Sutura frontozygomatica) zur Seite der Hinterkopf-Erhebung „e“, und muss ebenfalls durch den zentralen Punkt Z führen.

Die Diagonale A (DA) ist die Strecke von Frontozygomaticus (Der Punkt liegt am weitesten lateral auf der Sutura frontozygomatica) zur Seite der Hinterkopf-Abflachung, und muss durch den zentralen Punkt Z führen.

Der zentrale Punkt Z wird definiert als der Schnittpunkt von Schädellänge L und Schädelbreite B.

Die Schädellänge L wird definiert als eine Gerade von Punkt Nasion (= Mitte der Sutura Frontonasale) und Inion (= protuberantia occipitalis externa).

Die Schädelbreite B wird definiert als eine Gerade von den beiden Punkten otobasion superius dexter und sinister.

Diese Methode ist non-invasiv und wird als klassisches Abstandsverfahren über Längenmessungen zwischen Referenzpunkten definiert. Grundsätzlich ist der von der Methode definierte Index auch mit anderen Messverfahren ermittelbar. Dies gilt insbesondere für alle topologischen Ansätze. Projektionsverfahren sind hingegen nicht geeignet, da die Angaben für Breite, Länge und die Diagonalen sich nicht zwingend in einer Ebene befinden müssen.

4.3.4 Plagiozephalometrie

Van Vlimmeren et al. haben im Jahr 2006 [2006] die Plagiozephalometrie in einer Studie erforscht. Zunächst wird die Kopfform mittels Thermoplastikstreifen abgenommen und auf einem Papier aufgetragen. Anschließend werden in drei Schritten folgende Marker gesetzt bzw. berechnet:

1. Schritt: Eintragung der Position der Ohren und der Nase. Dann wird die Ohrabweichung (Ear deviation ED) eingezeichnet sowie die Linien Anterior-Dexter (AD), Anterior-Sinister (AS), Posterior-Dexter (PD) und Posterior-Sinister (PS) eingetragen
2. Schritt: Diameter Differenz. Es werden in einem Winkel von 40°, basierend auf einer Mittellinie welche von den Punkten ADAS und PDPS definiert wird, zwei Linien die Oblique Diameter Left (ODL) und Oblique Diameter Right (ODR) eingetragen. Aus diesen Linien wird die Oblique Diameter Difference (ODD) berechnet.

$$ODD = ODL - ODR$$

Das Verhältnis zwischen ODL und ODR wird als Oblique Diameter Difference Index (ODDI) bezeichnet und als Indikator für den Schweregrad einer Plagiozephalie verwendet [van Vlimmeren 2007]. In der Literatur wird bei Werten über 104% von einer Plagiozephalie ausgegangen.

$$ODDI = \frac{\text{lange Diagonale}}{\text{kurze Diagonale}} \times 100$$

3. Schritt: Transversale Form und Proportionen des Schädel

Der Cranio Proportional Index (CPI) wird mit dem Verhältnis zwischen den Linien SD und AP berechnet und als Indikator für den Schweregrad einer Brachycephalie verwendet.

$$CPI = \frac{SD}{AP} \times 100$$

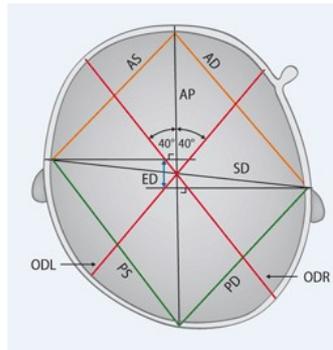


Abbildung 9: Plagiozephalometrie nach Van Vlimmeren *et al.* [2006]

Diese Methode ist auch non-invasiv, benötigt allerdings viel Zeit, ist technisch aufwendig und der Untersucher muss mit diesem Verfahren sehr gut vertraut sein. Die Messpunkte sind sehr klar definiert. Aus der Historie ist die Methode mit einem direkt formnehmenden Messverfahren bei berührenden Messmitteln (Thermoplastikstreifen) verbunden. Das Verfahren wird allerdings nur zur Übertragung der Form auf Papier genutzt. In der Interpretation der Messergebnisse wird dann ein Abstandsverfahren gewählt. Grundsätzlich ist der von der Methode definierte Index auch mit anderen Messverfahren ermittelbar. Dies gilt insbesondere für alle topologischen Ansätze. Soweit mit dem Thermoplastikstreifen nur eine Ebene erfasst wird, können auch Projektionsverfahren zur Übertragung der Schädelform genutzt werden.

Hier stellt sich die Frage, warum gerade ein 40° Winkel verwendet wird, denn die maximale Ausbuchtung am Hinterkopf ist nicht immer in einem bestimmten Winkel zur Sagittalis oder einer anderen Geraden. Allerdings ist der feste Winkel sinnvoll für die Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen.

4.3.5 Kurze Achse – Lange Achse

Im Jahr 1999 haben Muliiken *et al.* [1999] die Messmethode Kurze Achse – Lange Achse mit Messzirkel veröffentlicht.

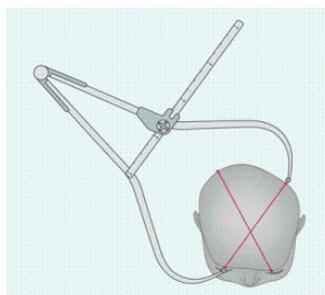


Abbildung 10: Messung mit Messzirkel nach Muliiken *et al.* [1999]

Bei dieser Messung wird die lange Achse vom Supraorbitalpunkt zur maximalen Erhebung am Hinterkopf und die kurze Achse von dem Supraorbitalpunkt zur gegenüberliegenden flachsten Stelle am Hinterkopf gemessen. Die Differenz der beiden Diagonalen wird als Parameter für die Asymetrie genommen.

In der Untersuchung von Muliiken et al. fehlen die präzisen Definitionen der Messpunkte am Occiput.

Diese Methode ist non-invasiv und wird als klassisches Abstandsverfahren über Längenmessungen zwischen Referenzpunkten definiert. Grundsätzlich ist der von der Methode definierte Index auch mit anderen Messverfahren ermittelbar. Dies gilt insbesondere für alle topologischen Ansätze. Projektionsverfahren sind hingegen nicht geeignet, da die Messung der Diagonalen sich nicht zwingend in einer Ebene befinden muss.

4.3.6 Cranial Diagonal Difference

In einer Studie von Graham et al. [2005 (2)] werden zwei Diagonalen mittels Messzirkel ermittelt. Die Differenz zwischen den Diagonalen wird als Cranial Diagonal Difference (DD) benannt. In dieser Studie werden Kinder mit einer Plagiozephalie vor und nach der Helmtherapie bzw. Lagerungstherapie mittels Messzirkels vermessen. Parallel dazu werden Kinder ohne Plagiozephalie vermessen. Als Normwerte werden Abweichungen von $0,3 \pm 0,1$ cm bei den gesunden Kindern bezeichnet. In der Folgenden Abbildung werden die Messpunkte für die Diagonalen bei Graham et al. [2005 (2)] dargestellt.

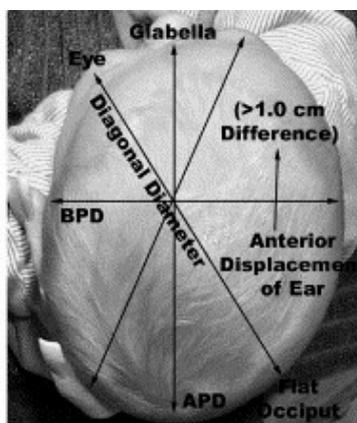


Abbildung 11: Messpunkte nach Graham et al. [2005 (2)]

In der Veröffentlichung von Graham et al. fehlen die präzisen Definitionen der Messpunkte. Diese Methode ist non-invasiv und wird als klassisches Abstandsverfahren

über Längenmessungen zwischen Referenzpunkten definiert. Grundsätzlich ist davon der Methode definierte Index auch mit anderen Messverfahren ermittelbar. Dies gilt insbesondere für alle topologischen Ansätze. Projektionsverfahren sind hingegen nicht geeignet, da die Messung der Diagonalen sich nicht zwingend in einer Ebene befinden muss.

4.3.7 Orbitotragial Depth Asymmetry, Cranial Vault Asymmetry, Cranial Base Asymmetry

Verschiedene Autoren verwenden zur Darstellung von Plagiozephalien die Messungen Orbitotragial Depth Asymmetry (OTDA), Cranial Vault Asymmetry (CVA) und Cranial Base Asymmetry (CBA) [Kelly et al. 1999], [Teichgraber et al. 2002], [Teichgraber et al. 2004]. Bei der Messung nach OTDA wird die Relation von zwei Verbindungslinien betrachtet. Die Messung nach OTDA wird berechnet als der Abstand der Punkte rechter Tragus Punkt (t) zum rechten Exokanthion Punkt (ex), abzüglich linker Tragus Punkt (t) zum linken Exokanthion Punkt (ex) verwendet.

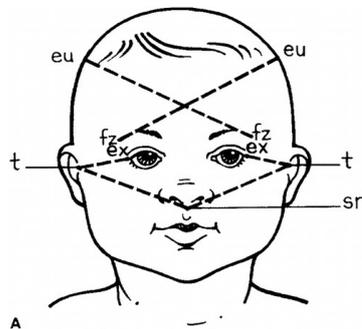


Abbildung 12: Messpunkte für OTDA und CVA nach Teichgraber et al. [2001]

Bei der CVA wird die Relation zwischen zwei Schädeldiagonalen betrachtet. CVA ist der Abstand vom „linken Frontozygomaticum Punkt zum rechten Euryon Punkt minus dem Abstand zwischen dem rechten Frontozygomaticum Punkt zum linken Euryon Punkt“ [Teichgraber et al. 2001].

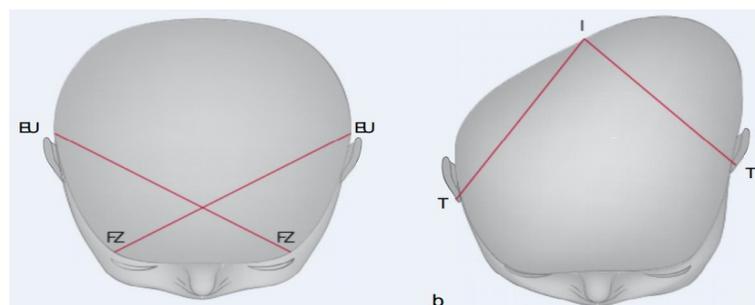


Abbildung 13: Messpunkte nach CVA und CBA nach Dörhage [2010]

Die Messung nach CBA wird berechnet als der Abstand zwischen Inion (I) und rechtem Tragus (T) minus dem Abstand Inion (I) zum linken Tragus (T). Diese Messung wird vor allem für die Bestimmung der Asymmetrie des Hinterkopfes verwendet.

Diese Methoden sind non-invasiv und werden als klassisches Abstandsverfahren über Längenmessungen zwischen Referenzpunkten definiert. Grundsätzlich ist der von der Methode definierte Index auch mit anderen Messverfahren ermittelbar. Dies gilt insbesondere für alle topologischen Ansätze. Projektionsverfahren sind hingegen nicht geeignet, da die Messung der Diagonalen sich nicht zwingend in einer Ebene befinden muss.

4.3.8 Radial Symmetry Index

In der Studie von Plank et al. [2006] und Kim et al. [2013] wird der Radial Symmetry Index – RSI beschrieben. Dieser wird von 3-dimensionalen Datenerfassungssystemen wie z.B. dem STARscanner™, oder dem Verfahren der dreidimensionalen Photographie mit der Software Cranioform Analytics® berechnet. Der RSI vergleicht die Länge der Vektoren des rechten und linken Schädels in 15° Schritten. Die Vektoren gehen alle von der Mitte des Schädels aus und messen den Abstand der Mitte zur Umfangslinie des Schädels. Die Vektoren bei 0° und 180° werden nicht eingerechnet. Der Index wird durch die Addition der elf Vektoren der linken minus der Addition der rechten elf Vektoren der Schädelhälfte berechnet.

$$RSI = (A_1 + A_2 + A_3 + \dots + A_{11}) - (B_1 + B_2 + B_3 + \dots + B_{11})$$

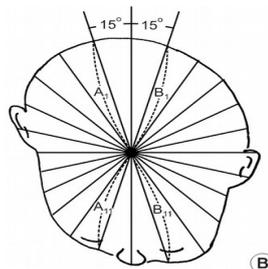


Abbildung 14: Radial Symmetry Index aus Kim et al. [2013]

Ein Index von 0 zeigt eine perfekte Symmetrie auf.

4.3.9 Posterior Symmetry Ratio, Anterior Symmetry Ratio und Overall Symmetry Ratio

In der Studie von Plank et al. [2006] wird der Posteriore Symmetry Index (PSR) und der Anteriore Symmetry Index (ASR) beschrieben. Der Index ist das Verhältnis der Fläche der beiden hinteren bzw. vorderen Quadranten zueinander. Die Definition der vier Quadranten wird wie folgt berechnet:

- vordere Quadranten links Q1, rechts Q2
- hintere Quadranten rechts Q3, links Q4
- rechtes und linkes Segment werden durch eine Linie geteilt, die senkrecht auf einer Linie steht, die vom rechten zum linken Tragus verläuft.
- Vorderes und hinteres Segment werden durch die Linie welche durch die beiden Tragia verläuft, geteilt.

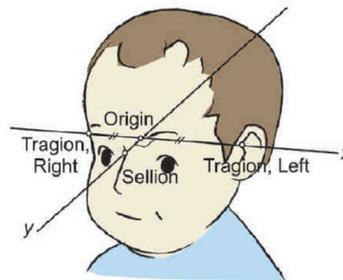


Abbildung 15: Darstellung der Fixpunkte für die Quadrantenberechnung für Flächenvergleiche [Kraft *et al.* 2015]

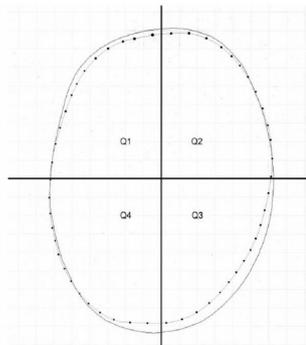


Abbildung 16: Posterior Symmetry Index nach Plank [Plank *et al.* 2006]

Der Overall Symmetry Index ist der Mittelwert des ASR und des PSR. Ein Wert von „1“ stellt eine perfekte Symmetrie dar. Die Berechnung der Flächen wird von 3-dimensionalen Datenerfassungssystemen wie z.B. dem STARscanner™ oder dem Verfahren der dreidimensionalen Photogrammetrie mit der Software Cranioform Analytics® berechnet.

4.4 Messmethode nach Kleemann

Heutzutage ist die Photographie und die computergestützte Auswertung von Bildmaterial allgemein verfügbar. Dies bietet eine akzeptable Voraussetzung für das Etablieren einer neuen Messmethode und eines neuen Index.

Die Messmethode nach Kleemann basiert auf einem Projektionsverfahren. Zur Vereinfachung des Messverfahrens wird auf die räumliche, topologische Erfassung des Schädels verzichtet. Es werden zwei Aufnahmen des kindlichen Schädels mit einer handelsüblichen Kamera gemacht – eine von cranial und eine von anterior. Bei der Aufnahme der Photos muss folgendes beachtet werden:

- Aufnahme von cranial
 - Mindestabstand von Kamera zu Schädel 1,5 Meter (entsprechend 5 Kopfdurchmesser)
 - 90° Winkel zum Objekt – senkrecht zur Transversalebene
(In Verbindung mit der ersten Qualitätsanforderung ergibt sich hieraus die Sichtbarkeit von Ohren und Nase. Umgekehrt kann durch die Sichtbarkeit die Einhaltung der Kriterien verifiziert werden.)
 - Ausreichende Beleuchtung: mit Blitzlicht oder genügend Raumausleuchtung
- Aufnahme von frontal
 - Mindestabstand von Kamera zu Schädel 1,5 Meter (entsprechend 5 Kopfdurchmesser)
 - 90° Winkel zum Objekt - senkrecht zur Frontalebene
 - Ausreichende Beleuchtung: mit Blitzlicht oder genügend Raumausleuchtung

Im zweiten Schritt muss das Photo zur softwaregestützten Interpretation auf einen Computer übertragen werden – via Datentransfer oder Scannen. Dann erfolgt die manuelle Bearbeitung. Die Messmethode nach Kleemann verwendet zwei Messprinzipien:

- Aufnahmen von cranial werden mit der der Umfangsspiegelung (Spiegelung der Umfangskurve) ausgewertet
- Aufnahmen von anterior werden mit der Winkelbestimmung ausgewertet.

4.4.1 Das Prinzip der Umfangsspiegelung

Das Photo wird mittels der Software aufgerufen und durch den Anwender manuell bearbeitet. Bei der Umfangsspiegelung muss sichergestellt werden, dass das Photo den Kriterien nach Kleemann für die Photographie entspricht.

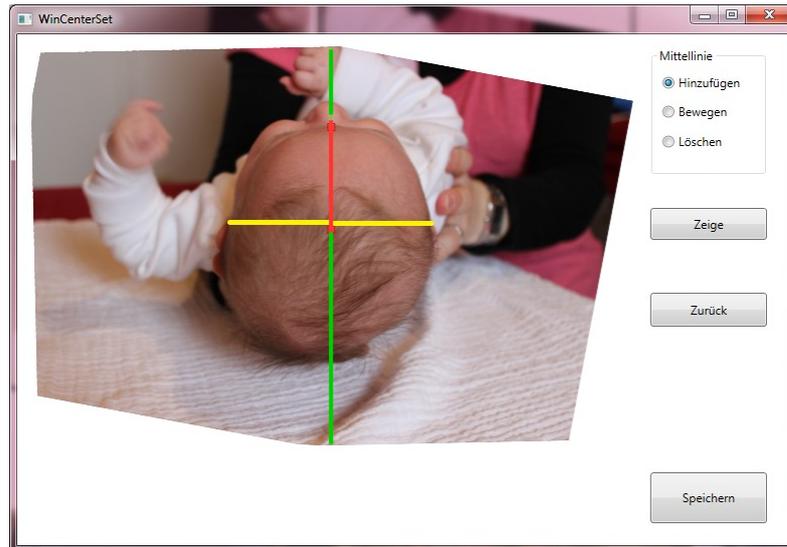


Abbildung 17: Bestimmung der Symmetralen © Kleemann [2016]

„Der erste Schritt besteht in der Bestimmung der Mittellinie, die die Symmetrale darstellt. Hierbei wird folgendes definiert: die Symmetrale geht immer durch den Nasenansatz als ersten Punkt und durch die Mitte der Helixverbindungslinie. Beide Punkte zur Bestimmung der Symmetrale werden manuell im Bild markiert (orange Quadrate).

Der zweite Schritt besteht im Markieren von verschiedenen Punkten des Schädelrandes auf dem Bild. Dadurch wird der Schädelumfang definiert.“ [Kleemann 2016].

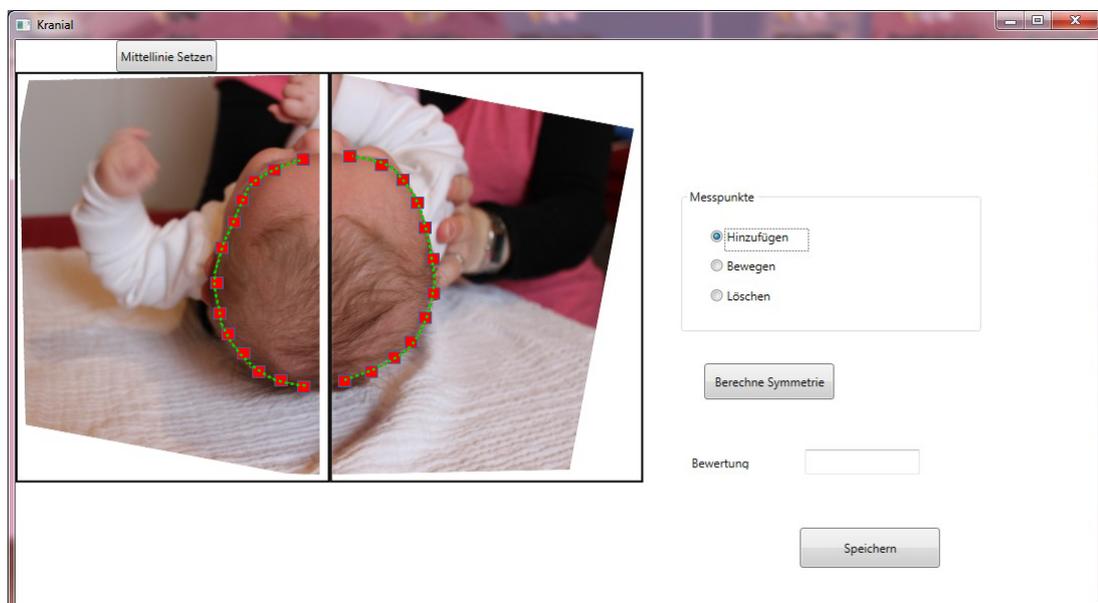


Abbildung 18: Bestimmung der Umfangslinie © Kleemann [2016]

„Wie im Bild ersichtlich werden die manuell gesetzten Punkte (orange Quadrate) durch Verbindungslinien zu einer glatten Kurve verbunden. In der Mathematik sind diese Linien unter dem Begriff Splinefunktionen bekannt, Abschließend wird die Berechnung der Asymmetrie/Symmetrie gestartet.“ [Kleemann 2016].

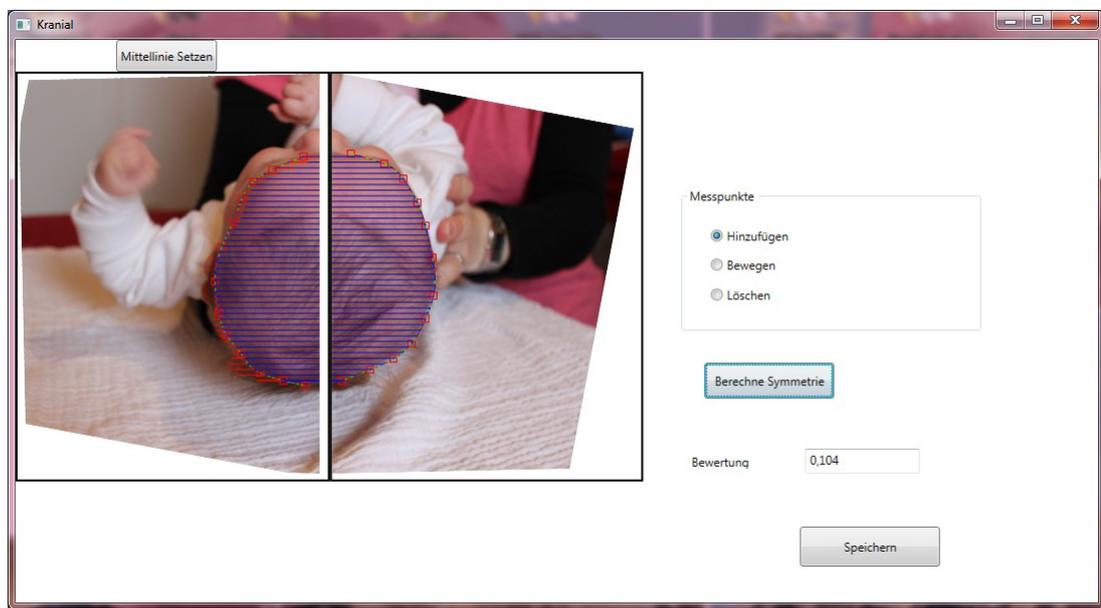


Abbildung 19: Berechnung der Asymmetrie © Kleemann [2016]

„Durch die Darstellung der Umfangslinie (grün mit orangen Markierungsquadraten) und des Flächeninhaltes (blau) wird die Seitendifferenz (rote horizontale Linien) optisch an der linken Seite sichtbar gemacht. Damit ein wachstumsunabhängiger Indikator entsteht wird die gesamte Flächendifferenz ins Verhältnis zur gesamten Fläche gebracht. Das heißt, ein Wert von 0 bedeutet vollkommene Symmetrie und ein Wert von 1 bedeutet vollkommene Asymmetrie. Dies bietet im Vergleich mit späteren Untersuchungen und Ergebnisdarstellungen eine Vergleichsmöglichkeit. Das Ergebnis wird im Zahlenbereich von 0 bis 1 angegeben.“ [Kleemann 2016].

Die Differenzfläche wird durch die Spiegelung der Halbfäche rechts auf die linke Halbfäche erzeugt. Hierbei kann die rechte Fläche die linke sowohl nach außen überschreiten (positive Fläche) als auch nach innen unterschreiten (negative Fläche). Die Summe der nicht deckenden Flächen ist die Flächendifferenz.

$$\text{Kleemann-Index} = \frac{\text{Flächendifferenz}}{\text{Gesamtfläche}}$$

In dieser Arbeit wird der KI in Prozent dargestellt. Ein Wert von „0“ bedeutet vollkommene Symmetrie. Jeder Wert der von „0“ abweicht zeigt eine Asymmetrie auf. Je größer der Wert umso stärker ausgeprägt ist die Asymmetrie.

4.4.2 Das Prinzip der Winkelbestimmung

Es werden in dem von anterior senkrecht aufgenommenen Bild folgende Linien eingezeichnet:

- Augenlinie – über die Augeninnenwinkel
- Mundlinie – über die Mundwinkel
- Mittellinie – von Oberlippenmittelpunkt und Nasenwurzel

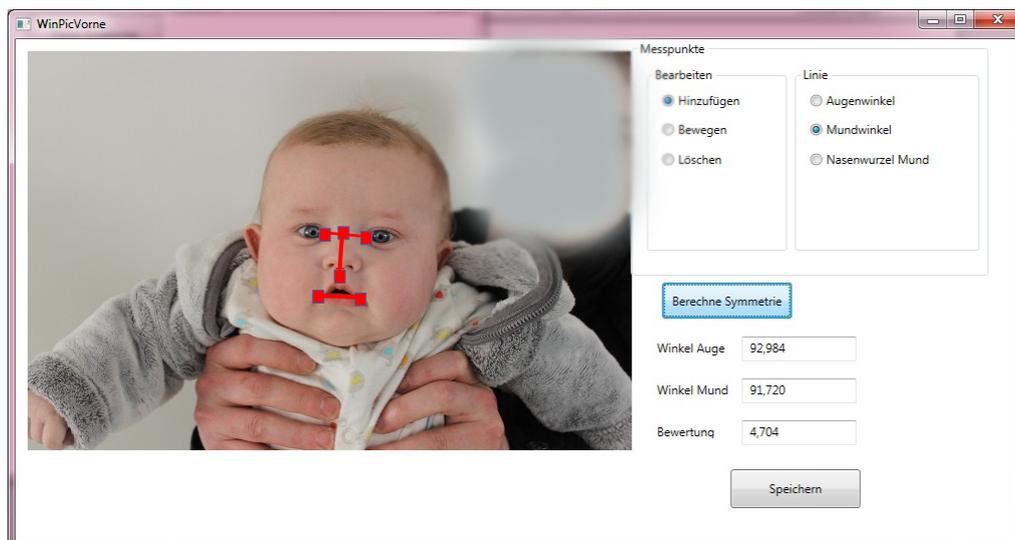


Abbildung 20: Winkeldarstellung © Kleemann [2016]

Diese Linien werden anhand von Fixpunkten definiert. Die Fixpunkte sind wie folgt ausgewählt:

- Augeninnenwinkel – dieser kann nicht aktiv muskulär angesprochen werden, kann nicht von der Gesichtsmimik verändert werden
- Nasenwurzel – als knöchernen Struktur ist diese klar definiert und kann nicht muskulär verschoben werden
- Nasenrücken – als knöchernen Struktur ist diese klar definiert und kann nicht muskulär verschoben werden
- Mundwinkel – kann muskulär angesprochen werden, aber hier muss ein Foto verwendet werden, wo nach Möglichkeit das Kind nicht lacht. Nur im Falle ei-

ner Facialispause könnte ein Mundwinkel verändert sein. Im Falle einer Facialispause oder eines ungeeigneten Photos würde zur Auswertung der Winkelbestimmung die Augenlinie reichen, um einen aussagekräftigen Wert zu erhalten.

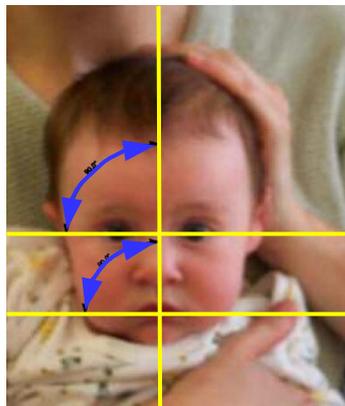
Aus diesen Fixpunkten werden folgende Linien berechnet:

- Augenlinie – von Augeninnenwinkel rechts zu Augeninnenwinkel links
- Mundlinie – von Mundwinkel rechts zu Mundwinkel links
- Senkrechte – von Nasenrücken zur Nasenwurzel

Aus diesen Linien ergeben sich verschiedene Winkel und Parallelen. Mittellinie zu Augenlinie und Mundlinie bilden jeweils einen Winkel. Augenlinie und Mundlinie bilden entweder eine Parallele bilden oder einen flachen Winkel. Bei optimalen Werten steht die Mittellinie senkrecht auf der Augenlinie und der Mundlinie, sowie die beiden Linien von Auge und Mund parallel.

Bei einem symmetrischen Kind sind die Abweichungen wie folgt definiert:

- Winkel zwischen Augenlinie zur Mittellinie = 90° (Ideal/Normal) → Abweichung von Normal = 0
- Winkel zwischen Mundlinie zur Mittellinie = 90° (Ideal/Normal) → Abweichung von Normal = 0
- Winkel zwischen Mundlinie und Augenlinie = 0° (Parallelität)



Symmetrisches Kind

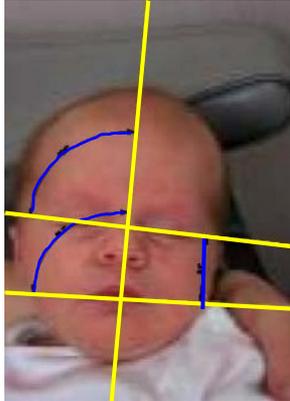
Abbildung 21: Darstellung eines symmetrischen Kindes (c) Kleemann [2016]

Bei einem asymmetrischen Kind sind die Abweichungen wie folgt definiert:

- Abweichung Augenlinie = Norm (90°) - gemessener Wert in Grad

-
- Abweichung der Mundlinie = Norm (90°) - gemessener Wert in Grad
 - Winkel zwischen Mundlinie und Augenlinie = 0° - gemessener Wert in Grad

Alle Abweichungen von 0° zeigen eine Asymmetrie. Je größer der Wert umso größer die Abweichung und die Asymmetrie.



Asymmetrisches Kind

Abbildung 22: Darstellung eines asymmetrischen Kindes (c) Kleemann [2016]

Über die Winkelmaße können die Schädelformauffälligkeiten im Gesichtsschädel zu den verschiedenen Aufnahmetermenen dokumentiert werden. Dies ist ein Hilfsmittel für den Experten, um ein besseres Gesamtbild des Gesichtsschädels zu bekommen. Die Achsen verifizieren das Bild und machen es vergleichbar zu zukünftigen Aufnahmen.

Die frontalen Aufnahmen haben keinen direkten Einfluss auf den KI. Sie dienen als zusätzliches Hilfsmittel zur Bewertung der Asymmetrie.

4.5 Auswahl der Referenzmessverfahren

Um die geeigneten Messverfahren zur Validierung zu finden wird ein Quantifizierungsverfahren angewendet. Hierbei werden die Entscheidungskriterien beschrieben und gewichtet, auf die Messverfahren angewendet und statistisch ausgewertet. Eine gewichtete Bewertung zeigt die für eine Gegenüberstellung am besten geeigneten Methoden.

4.5.1 Bewertungskriterien

Im Folgenden werden die Bewertungskriterien für das Quantifizierungsverfahren dargestellt. Folgende Kriterien werden eingeschlossen:

Tabelle 9: Bewertungskriterien für die Messverfahren

Text	Beschreibung
Ergebnisqualität	Wie genau wird der Grad der Deformation bestimmt? Hierbei sind die Genauigkeit der Messung, die Qualität der Datenaufbereitung und die Interpretierbarkeit des Ergebnisses Schlüsselfaktoren. (Ein geeignetes Referenzverfahren sollte eine möglichst hohe Genauigkeit erreichen, mindestens aber die Genauigkeit der zu validierenden Methode erreichen.)
Reproduzierbarkeit	Die zustandekommenden Messergebnisse müssen auf Basis einer geeigneten Dokumentation des Vorgehens reproduziert werden können, um eine Überprüfung zu ermöglichen.
Verfügbarkeit	Das Verfahren muss im medizinischen Umfeld eingesetzt werden und für eine geeignet große Anzahl von Messungen verfügbar sein.
Reife	Das Verfahren muss über einen Zeitraum von mehreren Jahren seine Funktion bewiesen haben und durch entsprechende Optimierungen eine hohe Nutzungsreife erreicht haben.
Nachvollziehbarkeit	Das Zustandekommen der Messergebnisse muss nachvollzogen werden können, um ggf. entstehende Abweichungen beurteilen und erklären zu können.
Leistungsfähigkeit	Unterstützung möglichst vieler der bekannten, standardisierten Indices und Verfahren.
Konformität	Bildet die Messverfahren, die in der Literatur beschrieben und erprobt sind bzw. als Standards zur Feststellung von Schädelauffälligkeiten etabliert sind, korrekt ab.
Effizienz	Erlaubt schnelle Auswertungen mit geringem Aufwand
Komplexität	Die Bedienung des Verfahrens sollte beherrschbar sein, um möglichst geringe systematische Messfehler berücksichtigen zu müssen.
Verträglichkeit	Die Messmethoden müssen generell geeignet sein, um am Säugling, der bevorzugten Zielgruppe dieser Arbeit, eingesetzt zu werden. Dementsprechend scheiden überhöhte Strahlenbelastung, invasive Ansätze, etc. aus. Eine überhöhte Messdauer, die eine Ruhigstellung des Säuglings durch Sedierung erzwingt, führt ebenfalls zum Ausscheiden des Verfahrens da es indirekt eine Selektion der Testfälle

Text	Beschreibung
	vornimmt.

In der Arbeit wird die Kriterien anhand von Punkten bewertet. Es können null bis maximal drei Punkte je Kriterium vergeben werden. Die Messverfahren mit den höchsten Punktzahlen werden ausgewählt, Es sind maximal 30 Punkte möglich.

4.5.2 Auswahl der Messverfahren

Im Folgenden wird die Quantifizierungsmatrix dargestellt. Die Bewertungen für die einzelnen Messverfahren sind im Anhang 6 hinterlegt.

Tabelle 10: Gesamtbewertung der Messverfahren

Bewertungskriterium	Messverfahren							
	Bleilinea/ Thermoband	Abdruck	Röntgen	CT	MRT	Photogrammetrie	Photographie	3D-Scan
Ergebnisqualität	1	1	3	3	1	3	3	3
Reproduzierbarkeit	0	2	3	3	3	3	3	3
Verfügbarkeit	3	2	3	3	2	3	3	3
Reife	3	3	3	3	3	3	3	3
Nachvollziehbarkeit	0	1	3	3	3	3	3	3
Leistungsfähigkeit	1	2	0	2	2	3	3	3
Konformität	1	1	0	2	2	3	3	3
Effizienz	3	1	0	2	2	3	3	3
Komplexität	3	0	1	1	1	3	3	3
Verträglichkeit	3	2	0	0	0	3	3	3
Summe	18	15	16	22	19	30	30	30

Für die Vergleichsmessungen wird auf die Messverfahren mittels 3D-Scanner und Photogrammetrie zurückgegriffen. Die Messverfahren Röntgen, CT und MRT erhalten bei dem Bewertungskriterium „Verträglichkeit“ wegen Strahlenbelastung oder Notwendigkeit der Sedierung des Kindes null Punkte.

Der entscheidende Vorteil ist die extrem hohe Ergebnisqualität und der gleichzeitig gegebene maximale Spielraum bei der Interpretation der Messwerte. Prinzipiell können alle gängigen Indices ermittelt werden. Durch die Verfügbarkeit der gesamten Topologie und damit räumlichen Ausdehnung des Schädels ist die Justierung, Positionierung und damit Bestimmung von Referenzpunkten auch über einen zeitlichen Verlauf am besten umzusetzen. Diese beiden Verfahren bieten also bei maximaler Ver-

träglichkeit ideale Rahmenbedingungen, um ein breites Feld von Vergleichswerten zu erhalten und stellen eine Referenzqualität dar.

4.6 Auswahl der Referenzindices

In dieser Arbeit werden die Messmethoden der CVAI und der CI herangezogen, weil

- CVAI
 - die deutschen Krankenkassen erwarten vom medizinischen Dienst bei der Genehmigung einer geplanten Helmtherapie, derzeit die Verwendung des Cranial Vault Asymmetry Index
 - die Methode CVAI gilt derzeit in Deutschland als Standard und eignet sich daher für die Validierung der Messmethode nach Kleemann.
- CI der einzige Index ist, der die Proportion des Schädels wiedergibt.

4.7 Eingesetzte Geräte für die Vergleichsmessung

4.7.1 Digitalkamera für die Messung nach Kleemann

Im Rahmen dieser Studie wird eine kompakte Digitalkamera Sony Cyber-shot DSC-RX100 IV verwendet. Als Speichermedien können SD-Karten oder Sony Memory Sticks eingesetzt werden.

4.7.2 Dreidimensionale Photogrammetrie mit CranioformAnalytics® Software

In dieser Arbeit kommt die Stereophotogrammetrie in der Klinik zum Einsatz. Die Photodaten werden an die Software Cranioform Analytics® übermittelt. Hier werden die Daten ausgewertet und ein dreidimensionales Bild des Kopfes berechnet. Die Aufnahme erfolgt mittels dreidimensionaler Photographie innerhalb 1,5ms bei einer Genauigkeit von $\pm 0,2\text{m}$ [Schweitzer et al. 2013]. Das errechnete Bild kann anschließend am Computer angesehen und bearbeitet werden. Im Praxisalltag wird der Kopf sowie drei Referenzpunkte (rechter und linker Tragus sowie Subnasale) selektiert, um die vom Computer errechneten Daten auszuwerten. Die Mitte der beiden Traguspunkte wird als Midpoint errechnet. Basierend auf diesen Referenzpunkten werden die y-Achse durch den Punkt Subnasale und Midpoint, die x-Achse als Senkrechte zur y-Achse und die z-Achse als Senkrechte auf beiden Linien gesetzt. Die Software Cranioform Analytics® errechnet automatisch die Folgenden Parameter:

- Längenmessungen:
 - Cranialer Umfang: Umfang des gesamten Schädels in Zentimeter;
 - Schädellänge: Länge der y-Achse des Kopfes durch den Mittelpunkt in Zen-

timeter;

Schädelbreite: Länge der x-Achse des Kopfes durch den Mittelpunkt in Zentimeter;

Diagonalen A und B: Gemessen von einer frontotemporalen Seite zur contralateralen lambdoidalen Seite, wobei die Diagonale A immer die kürzere ist,

- Volumenmessungen: ASR, PSR, OSR und RSI
- Indices: CI, CVAI, CVAImodifiziert, RSI und PSR.

Bei der Auswertung des Kopfes wird die Ebene 4 verwendet:

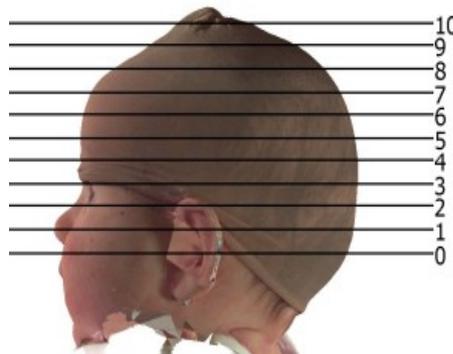


Abbildung 23: Auswertungsebenen des Cranioform Analytics® Software bei dreidimensionaler Photogrammetrie

4.7.3 Laserscanner STARscanner™

In dieser Arbeit kommt der Laserscanner STARscanner™ in der Praxis zum Einsatz. Dieser augensichere Klasse-1 Laserscanner erfasst laut Hersteller in weniger als zwei Sekunden die dreidimensionale Kontur des Kinderschädels. Die dreidimensionalen Daten können in unterschiedlichen Ebenen dargestellt werden. Die Genauigkeit wird vom Hersteller mit $\pm 0.5\text{mm}$ angegeben. Der STARscanner™ besteht aus einer Liege mit einer Babyplattform, darum herum ein Gehäuse zu beiden Seiten der Liege in dem sich die acht Kameras und vier Laserprojektoren befinden. Diese werden im Zuge des Scanvorgangs an dem Bett vorbeigeschoben, so dass eine dreidimensionale Erfassung des in der Babyplattform liegenden Kopfes ermöglicht wird. Die Daten werden direkt an einen Computer übertragen. Die Software erstellt ein dreidimensionales Modell, welches anschließend angesehen und bearbeitet werden kann. Im Praxisalltag wird der Kopf selektiert und drei Referenzpunkte (rechter und linker Tragus sowie Nasensattel) selektiert um die vom Computer errechneten Daten

auszuwerten. STARscanner™ errechnet automatisch auf zehn verschiedenen Ebenen die folgenden Parameter:

- Längenmessungen:
Cranialer Umfang: Umfang des gesamten Schädels in Zentimeter;
Schädellänge: Länge der y-Achse des Kopfes durch den Mittelpunkt in Zentimeter;
Schädelbreite: Länge der x-Achse des Kopfes durch den Mittelpunkt in Zentimeter;
Diagonalen A und B: Gemessen vom einer frontotemporalen Seite zur contralateralen lambdoidalen Seite, wobei die Diagonale A immer die kürzere ist.
- Volumenmessungen: ASR, PSR, OSR und RSI
- Indices: CI, CVAI, CVAI modifiziert, RSI und PSR.

„Die Untersuchungen haben gezeigt, dass der STARscanner™ und das SfM-Verfahren für die Erfassung von Schädeln Neugeborener geeignet sind. Sie bieten das Potential, hochaufgelöste Modelle von Schädeldeformitäten zu erfassen und das Volumen mit einer Standardabweichung von unter 1 cm³ zu bestimmen. Sowohl STARscanner™ als auch SfM-Verfahren erfüllen prinzipiell die Anforderungen an eine photogrammetrische Methode zur Bestimmung von Schädelwachstum und Schädeldeformitäten in der Neonatologie. Die Genauigkeit beider Systeme wird den Wachstumsgeschwindigkeiten und möglichen Pathologien gerecht.“ [Kraft et al. 2015]. Die Genauigkeit ist besser als 1cm³ bei der Bestimmung von Volumenveränderungen in Zeitreihen und die Abweichungen der Referenz unter 0,3mm.

In Ihrer Studie weisen Geil et al. [2008] und Plank et al. [2006] nach, dass es mit dem STARscanner™ keine statistisch signifikante Abweichung zwischen den Messungen – verschiedene Therapeuten oder Zeitpunkte – gibt.

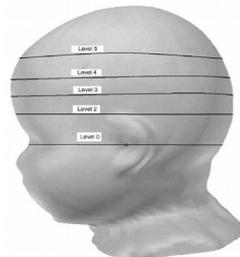


Abbildung 24: Auswertungsebenen des Laserscanner STARscanner™ aus Plank et al. [2006]

Bei der Auswertung des Kindes wird die Ebene 3 verwendet:

4.8 Patientengut

4.8.1 Selektion des Patientengutes

Die in dieser Arbeit zugrunde gelegte Schädelasymmetrie ist der posteriore Plagiozephalus ohne Craniosynostose. Das Patientengut in dieser Studie weist eine medizinisch diagnostizierte posteriore Plagiozephalie auf.

Die Einschlusskriterien für die Studie waren:

- posteriorer Plagiozephalus ohne Craniosynostose
- Alter des Kindes zwischen 12 Wochen und 74 Wochen
- Zustimmung der Eltern zu dieser Studie und Unterzeichnung der Zustimmungserklärung (siehe Anhang 2)

Ausschlusskriterien für die Studie waren:

- Feststellung einer Craniosynostose oder Craniostenose
- Neurologische Probleme der Kinder

4.8.2 Probanden und selektierte Bilder der Probanden

Von den 62 Probanden im Alter von 12 und 74 Wochen, waren drei Zwillinge und zwei Frühgeborene in den Schwangerschaftswochen 29 und 32 (ein Frühchen war eines der Zwillinge).

Die Selektion der Bilder erfolgte visuell und mittels der Vergabe von einer Scala von eins-vier sowie Beschreibungen – Übersichtstabelle siehe Anhang 3. Die Tabelle zeigt deutlich, dass für die Aufnahmen den Kindern ein Strumpf übergezogen werden sollte um die Haare anzulegen. Die Vorgabe, den Kopf absolut senkrecht aufzunehmen, ist schwierig und erfordert am besten eine Serienaufnahme des Probanden, um danach die geeignetste Aufnahme auszusuchen.

Bei einer nachfolgenden kritischen Betrachtung der Aufnahmen zeigte sich, dass die Photos eines Probanden nicht verwendet werden konnten. Somit werden 61 Aufnahmen von Probanden in diese Arbeit aufgenommen.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Sensitivität der Indices

Hier werden die Ergebnisse der theoretischen Auswirkungen der Verschiebung der Achsen – Symmetrale und Ohrachse – und Formveränderungen dargestellt.

Um die theoretischen Einflüsse auf die Indices CVAI und Kleemann zu bewerten, wird anhand eines Referenzschädels mit einem CI von 74,35%, einem CVAI von 0,06 und einem KI von 0,08 vergleichende Messungen durchgeführt. Das nachstehende Bild zeigt den Referenzschädel.

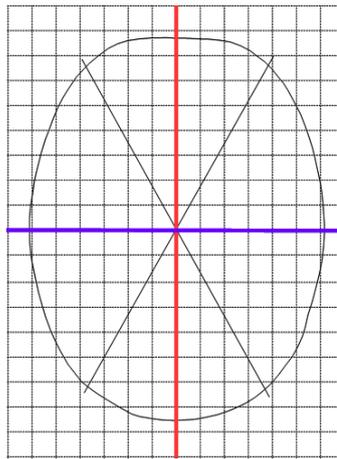


Abbildung 25: Referenzschädel

Die rote Linie entspricht der Symmetrale, die violette Linie entspricht der Ohrachse.

5.1.1 Einfluss Rotation

Rotation bedeutet die gesamte Achse wird um den Mittelpunkt gedreht. Dieser Effekt wird im praktischen Einsatz immer dann entstehen, wenn bei der Definition des Nasenpunktes als Ausgangspunkt der Symmetrale entweder eine fehlerhafte Festlegung vorgenommen wird oder der Patient eine Schiefstellung der Nase mitbringt.

5.1.1.1 Rotation der Symmetrale

Bei der Symmetrale wird ausgehend von der in der Grundstellung senkrechten Anordnung nach links und rechts um den Mittelpunkt der Symmetrale rotiert. Die nachstehende Grafik links zeigt in rosa die senkrechte Stellung der Symmetrale und in rot die Rotation nach rechts (+) und links (-). In der nachstehenden rechten Grafik wird die Differenzfläche bei einer Rotation der Symmetrale nach links mittels der rot eingefärbten Fläche dargestellt.

Die 30°-Achsen des CVAI verändern sich bei der Rotation der Symmetrale, da diese abhängig von der Symmetrale im 30°-Winkel gesetzt werden. Dies ist in der rechten Grafik zu sehen.

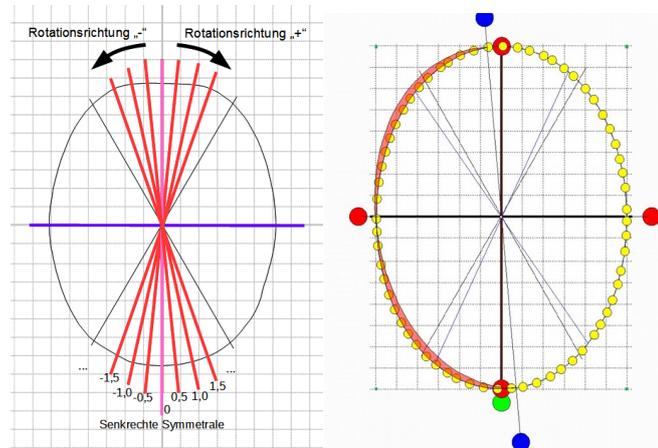


Abbildung 26: Links: Abbildung der Rotation der Symmetrale; Rechts: Differenzfläche bei der Rotation der Symmetrale nach links

Die Ergebnisse werden anhand von Kurven dargestellt, die tabellarische Form ist im Anhang 4 – Tabellen zur Messung, Unterpunkt Rotation der Symmetrale – hinterlegt. Die Rotation erfolgt in 0,5° Schritten über einen Bereich von 10 Grad rechts und links der Symmetrale. Der Einfluss der Rotation liefert folgende Ergebnisse:

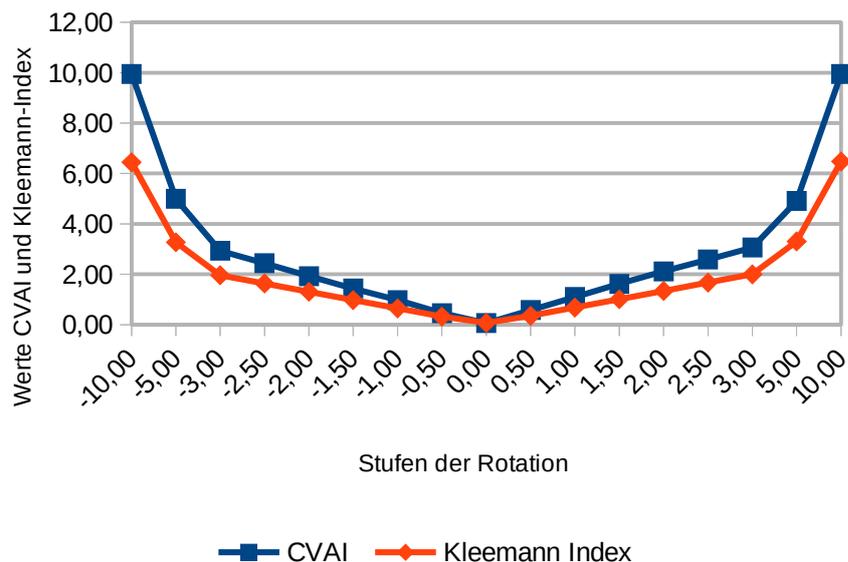


Abbildung 27: Ergebnis Rotation der Symmetrale

In der Auswertung beziehen sich die Werte auf der x-Achse auf den Rotationswinkel bezogen auf die Symmetrale. Die Werte der y-Achse zeigen den berechneten CVAI

und KI an. Die Indices Kleemann und CVAI reagieren vergleichbar. Allerdings ist der CVAI sensibler als der KI.

5.1.1.2 Rotation der Ohrachse

Bei der Rotation der Ohrachse wird ausgehend von der Verbindungslinie zwischen den Helices nach vorne und hinten rotiert und die Auswirkung auf die Indices CVAI und Kleemann untersucht. Hierbei wird der in der Praxis häufig zu erwartende Effekt von versetzt positionierten Ohren, sowie die Problematik der eindeutigen Bestimmung der Helix und seiner Erkennbarkeit auf den Bildern, abgedeckt. Die nachstehende Grafik zeigt in hell lila die in diesem Fall waagerechte Ohrachse und in violett die Rotation nach anterior (+) und posterior (-).

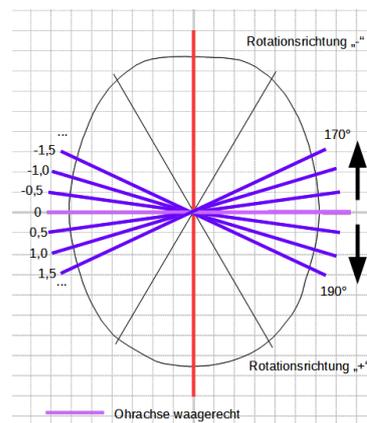


Abbildung 28: Abbildung der Rotation der Ohrachse

Die Ergebnisse werden anhand von Kurven dargestellt, die tabellarische Form ist im Anhang 4 – Tabellen zur Messung, Unterpunkt Rotation Ohrachse – hinterlegt.

Die Rotation erfolgt in Schritten über einen Bereich von +10 Grad vor und -10 Grad hinter der Ohrachse.

5.1.1.2.1 Rotation der Ohrachse ohne Versatz nach ante

Zunächst wird der Einfluss der Rotation auf die Indices ohne einen Versatz der Ohrachse nach vorne dargestellt. Die Schritte der Rotation erfolgen in Schritten von 170° von post bis 190° nach ante. Der Einfluss der Rotation liefert folgende Ergebnisse:

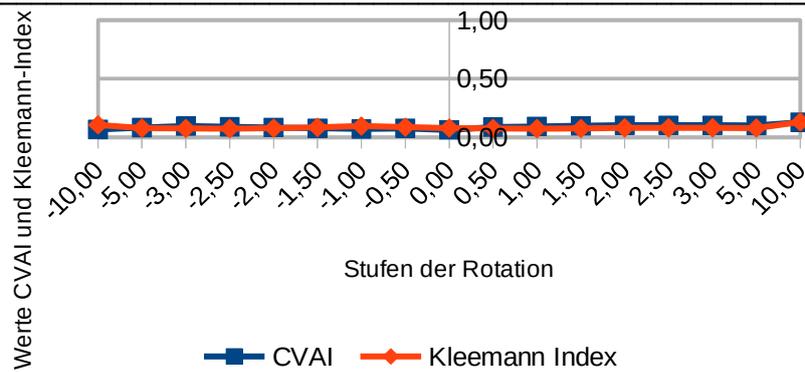


Abbildung 29: Ergebnis Rotation Ohrachse

In der Auswertung beziehen sich die Werte auf der x-Achse auf den Rotationswinkel bezogen auf die Waagerechte bei 180° . Die Werte der y-Achse zeigen den berechneten CVAI und KI an. Wie in der Grafik zu sehen ist, hat die Rotation der Ohrachse nur einen sehr geringen Einfluss auf die Indices. Die erkennbare leichte Asymmetrie der Auswertung ist auf den nicht absolut symmetrischen Beispielschädel zurückzuführen und kann vernachlässigt werden.

5.1.1.2.2 Rotation der Ohrachse mit Versatz um ca. einem 20-tel der Schädellänge nach ante

Im Folgenden wird der Einfluss der Rotation der Ohrachse auf die Indices mit einem Versatz der Ohrachse um ca. einem 20-tel der Schädellänge nach anterior dargestellt. Der Versatz entspricht einer realitätsnahen Abweichung, da die Ohren typischerweise nicht in der Mitte der Symmetrale liegen. Die nachstehende Grafik zeigt auf der linken Seite in hell lila gestrichelt die originale Ohrachse ohne Versatz. Die lila Achse die nach anterior versetzte Ohrachse und in violett die Rotation nach anterior (+) und posterior (-). Auf der rechten Seite wird der Einfluss der Rotation der Ohrachse mit der rot eingefärbten Differenzfläche dargestellt. Wie man sieht ist die Fläche sehr gering. Die zeigt sich auch in dem Ergebnischart.

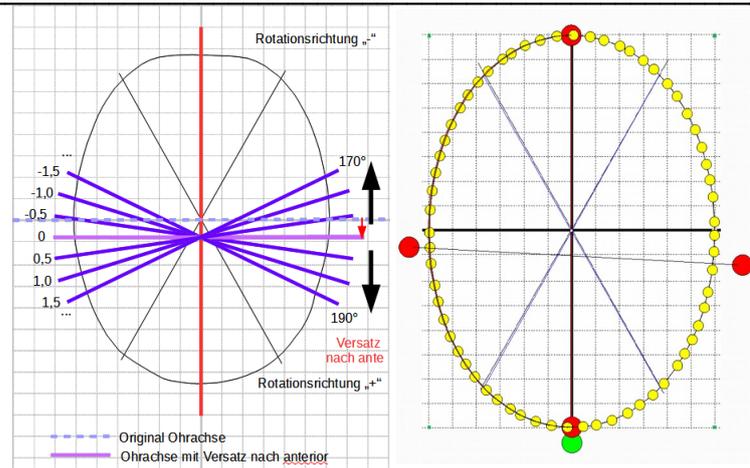


Abbildung 30: Links: Abbildung der Rotation der Ohrachse mit Versatz nach anterior; Rechts: Differenzfläche der Rotation der Ohrachse

Die Rotation erfolgt in Schritten im Bereich von 0,5 Grad in beiden Richtungen um die Achse. Der Einfluss der Rotation liefert folgende Ergebnisse:

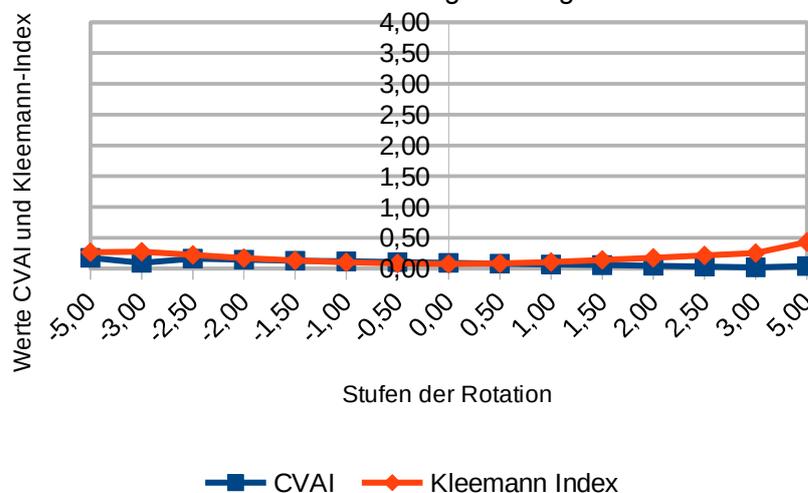


Abbildung 31: Ergebnis Rotation Ohrachse mit Versatz nach ante um ein 20-tel Einheiten

In der Auswertung beziehen sich die Werte auf der x-Achse auf den Rotationswinkel bezogen auf die Waagerechte bei 180°. Die Werte der y-Achse zeigen den berechneten CVAI und KI an. Der CVAI zeigt keine nennenswerte Veränderung, da dieser nur geringfügig von Verschiebungen des Mittelpunkts des Schädels abhängig ist. Der KI reagiert im Gegensatz abhängig von einer Verschiebung des Mittelpunkts und damit einer Verschiebung der Symmetralen (siehe Kippen der Symmetralen um den Nasenpunkt) stärker. Die erkennbare leichte Asymmetrie der Auswertung ist auf den nicht absolut symmetrischen Beispielschädel zurückzuführen und kann vernachlässigt werden.

5.1.1.2.3 Rotation der Ohrachse mit Versatz um ca. zwei 20-tel der Schädellänge nach ante

Im Folgenden wird der Einfluss der Rotation auf die Indices mit einem Versatz der Ohrachse um ca. zwei 20-tel der Schädellänge nach anterior dargestellt. Im vorhergehenden Kapitel wird der Versatz grafisch dargestellt. Die Schritte der Rotation erfolgen in Schritten von 170° von post bis 190° nach ante. Der Einfluss der Rotation liefert folgende Ergebnisse:

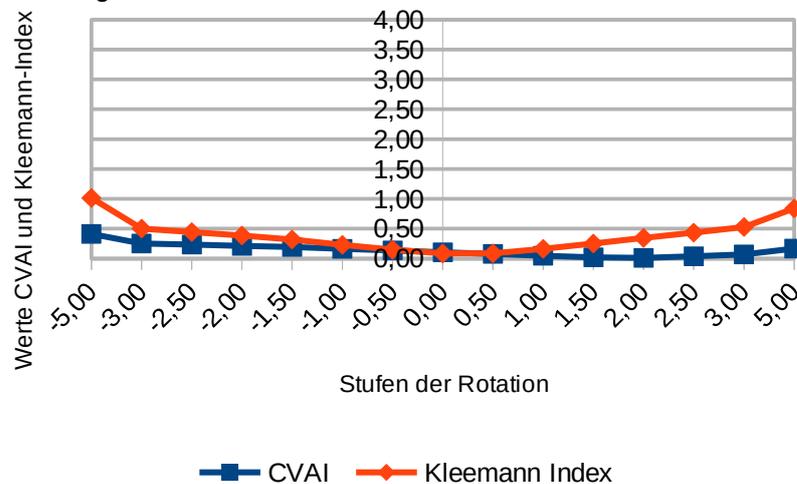


Abbildung 32: Ergebnis Rotation Ohrachse mit Versatz nach ante um zwei 20-tel Einheiten

In der Auswertung beziehen sich die Werte auf der x-Achse auf den Rotationswinkel bezogen auf die Waagerechte bei 180° . Die Werte der y-Achse zeigen den berechneten CVAI und KI an. Die Auswirkungen auf den Mittelpunkt und die Symmetrale verstärken sich erwartungsgemäß. Die erkennbare leichte Asymmetrie der Auswertung ist auf den nicht absolut symmetrischen Beispielschädel zurückzuführen und kann vernachlässigt werden.

5.1.1.2.4 Rotation der Ohrachse mit Versatz um ca. drei 20-tel der Schädellänge nach ante

Im Folgenden wird der Einfluss der Rotation auf die Indices mit einem Versatz der Ohrachse um ca. drei 20-tel der Schädellänge nach anterior dargestellt. Im vorhergehenden Kapitel wird der Versatz grafisch dargestellt. Die Schritte der Rotation erfolgen in Schritten von 170° von post bis 190° nach ante. Der Einfluss der Rotation liefert folgende Ergebnisse:

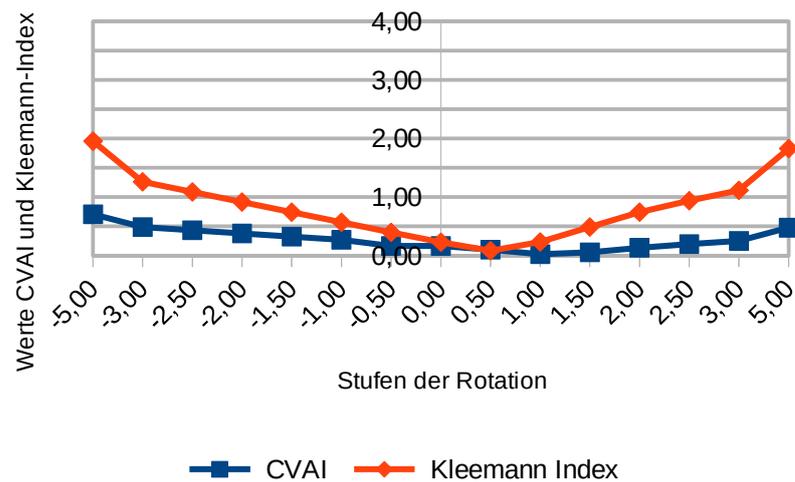


Abbildung 33: Ergebnis Rotation Ohrachse mit Versatz nach ante um drei 20-tel Einheiten

In der Auswertung beziehen sich die Werte auf der x-Achse auf den Rotationswinkel bezogen auf die Waagerechte bei 180° . Die Werte der y-Achse zeigen den berechneten CVAI und KI an. Die Indices CVAI und Kleemann verändern stärker als bei der Rotation ohne Versatz. Dies ist auf die Ellipsenform des Kopfes zurückzuführen. Die Auswirkungen auf den Mittelpunkt und die Symmetrale verstärken sich erwartungsgemäß weiter. Die erkennbare leichte Asymmetrie der Auswertung ist auf den nicht absolut symmetrischen Beispielschädel zurückzuführen und kann vernachlässigt werden.

5.1.2 Einfluss der Kippung

Kippung bedeutet, die Achse wird ausgehend von einem Fixpunkt – Schnittpunkt der Symmetrale oder der Ohrachse mit der Umfangslinie gekippt.

5.1.2.1 Kippung der Symmetrale

Bei der Kippung wird ausgehend von der Symmetrale und deren anterioren Schnittpunkt mit der Umfangslinie nach links und rechts gekippt, wie in der nachstehenden Abbildung gezeigt. Die linke Grafik stellt die Theorie dar: die rosa Linie zeigt die hier senkrecht stehende Symmetrale, die roten Linien die Kippungen der Symmetrale nach rechts (+) und links (-). In der mittleren Grafik wird die Differenzfläche bei einer Kippung der Symmetrale um $0,5^\circ$ nach rechts in rot dargestellt. In der rechten Grafik wird die Differenzfläche bei einer Kippung der Symmetrale um 5° nach rechts in rot dargestellt. Die 30° -Achsen des CVAI verändern sich bei der Kippung der Symmetrale, da diese abhängig von der Symmetrale im 30° -Winkel gesetzt werden.

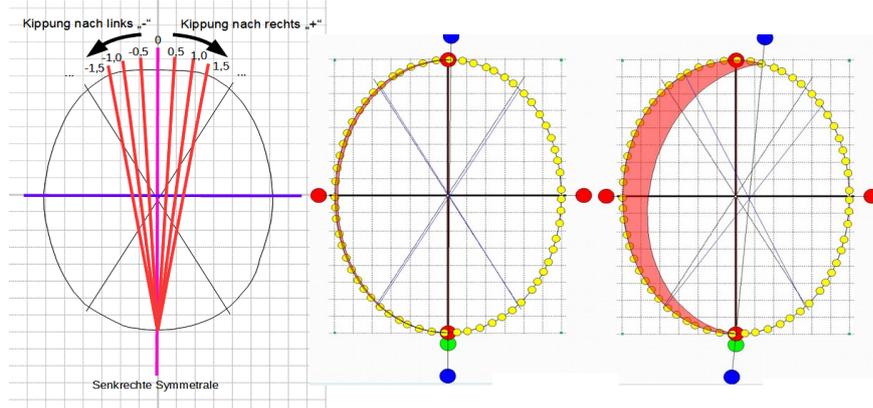


Abbildung 34: Links: Darstellung der Kippung der Symmetrale; Mitte: Differenzfläche bei einer Kippung um $0,5^\circ$; Rechts: Differenzfläche bei einer Kippung um 5°

Die Ergebnisse werden anhand von Kurven dargestellt, die tabellarische Form ist im Anhang 4 – Tabellen zur Messung, Unterpunkt Kippung der Symmetrale – hinterlegt. Die Kippung erfolgt in $0,5^\circ$ Schritten im Bereich von 10 Grad um die Achse. Der Einfluss der Kippung liefert folgende Ergebnisse:

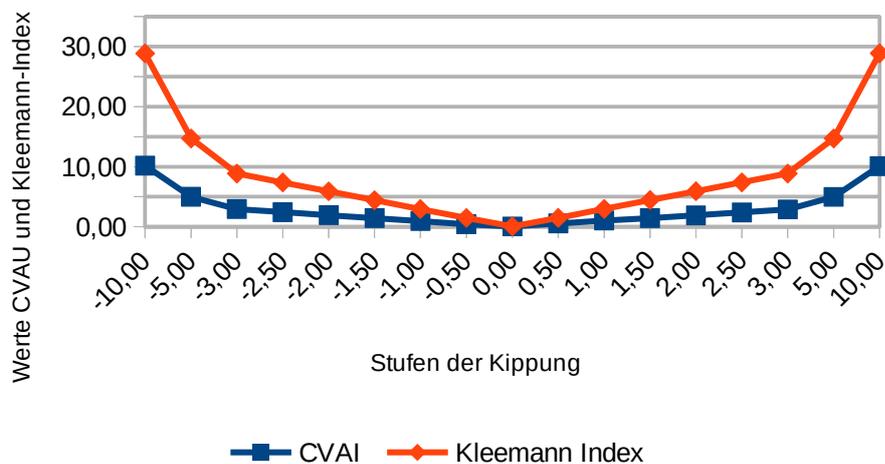


Abbildung 35: Ergebnis Kippung der Symmetrale

In der Auswertung beziehen sich die Werte auf der x-Achse auf den Rotationswinkel bezogen auf die Senkrechte bei 90° . Die Werte der y-Achse zeigen den berechneten CVAI und KI an. Der CVAI und der KI verändern sich gleichartig. Der KI reagiert viel sensibler als der CVAI, da er die Differenzfläche als Basisparameter in der Indexbildung verwendet. Die erkennbare leichte Asymmetrie der Auswertung ist auf den nicht absolut symmetrischen Beispielschädel zurückzuführen und kann vernachlässigt werden.

5.1.2.2 Kippung der Ohrachse

Bei der Kippung wird ausgehend von der hier waagrecht dargestellten Ohrachse und einem fixen Punkt am Ohr nach vorne und hinten gekippt und die Auswirkung auf die Indices CVAI und Kleemann untersucht. In der linken Grafik wird die Theorie dargestellt: die hell lila Linie zeigt die waagerechte Ohrachse, die violetten Linien die Kippung der Ohrachse nach anterior (+) und posterior (-). In der rechten Grafik wird die Differenzfläche bei einer Kippung der Ohrachse nach posterior um 10° dargestellt.

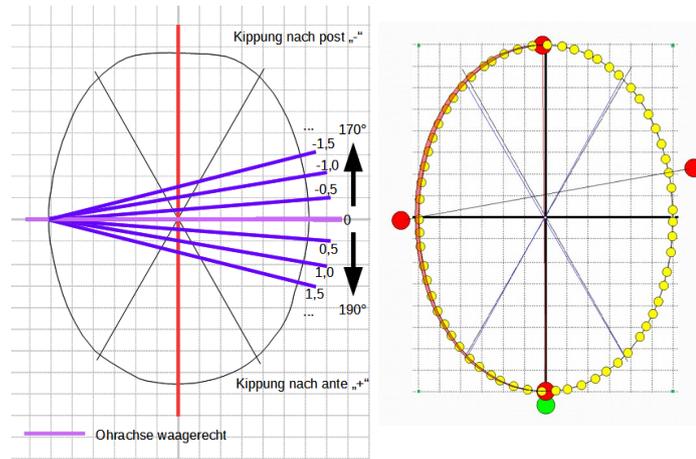


Abbildung 36: Links: Abbildung der Kippung der Ohrachse ohne Versatz; Rechts: Differenzfläche bei Kippung der Ohrachse

Die Ergebnisse werden anhand von Kurven dargestellt, die tabellarische Form ist im Anhang 4 – Tabellen zur Messung, Unterpunkt Kippung der Ohrachse – hinterlegt.

5.1.2.2.1 Kippung der Ohrachse ohne Versatz nach ante

Zunächst wird der Einfluss der Kippung auf die Indices ohne einen Versatz der Ohrachse nach vorne dargestellt. Die Schritte der Kippung erfolgen in $0,5^\circ$ -Schritten von 170° von post bis 190° nach ante. Der Einfluss der Kippung liefert folgende Ergebnisse:

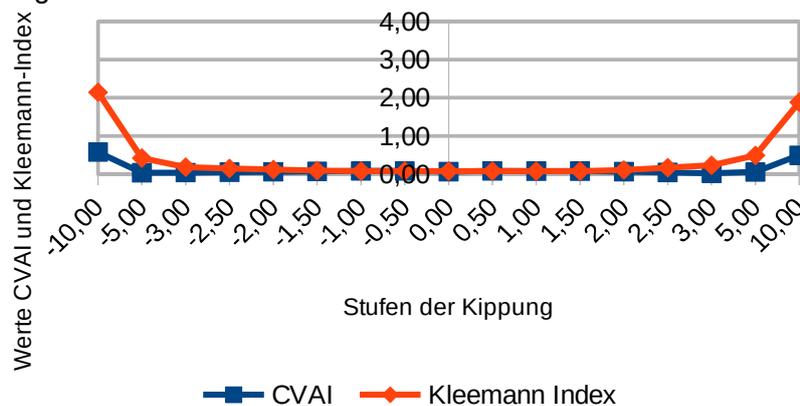


Abbildung 37: Ergebnis Kippung Ohrachse

In der Auswertung beziehen sich die Werte auf der x-Achse auf den Kippungswinkel bezogen auf die waagrechte Anfangsposition bei 180°. Die Werte der y-Achse zeigen den berechneten CVAI und KI an. Der CVAI und der KI verändern sich gleichsam. Dieses Phänomen kann auf die Kippung der Symmetrale zurückgeführt werden. Mit dem Kippen der Ohrachse verschiebt sich der Mittelpunkt der Ohrachse und damit die Position der Symmetrale. Da diese modellhafte Herleitung starken Bezug zu einer praxisnahen Situation mit asymmetrisch positionierten Ohren des Patienten einhergeht, wird hier trotzdem nochmals darauf eingegangen.

5.1.2.2.2 Kippung der Ohrachse mit Versatz um ein 20-tel der Schädellänge nach ante

Im Folgenden wird der Einfluss der Kippung auf die Indices mit einem Versatz der Ohrachse um ca. einem 20-tel der Schädellänge nach anterior dargestellt. Der Versatz entspricht einer realitätsnahen Abweichung, da die Ohren nicht in der Mitte der Symmetrale liegen. In der nachstehenden linken Grafik zeigt die hell lila gestrichelt Linie die originale Ohrachse ohne Versatz, die lila Achse die nach anterior versetzte Ohrachse und in violett die Kippung nach anterior (+) und posterior (-). Die rechte Grafik stellt in rot die Differenzfläche bei der Kippung der Ohrachse mit Versatz nach anterior dar.

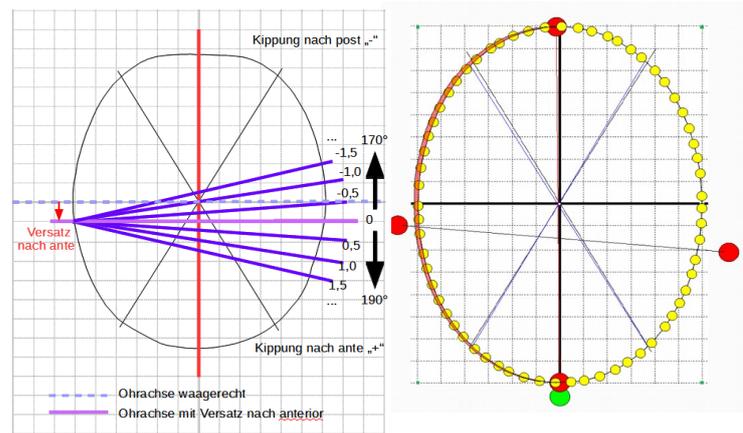


Abbildung 38: Links: Abbildung der Kippung der Ohrachse mit Versatz; Rechts: Differenzfläche bei der Kippung der Ohrachse mit Versatz nach ante

Die Kippung erfolgt in Schritten von 0,5 Grad von 170° post bis 190° nach ante. Der Einfluss der Kippung liefert folgende Ergebnisse:

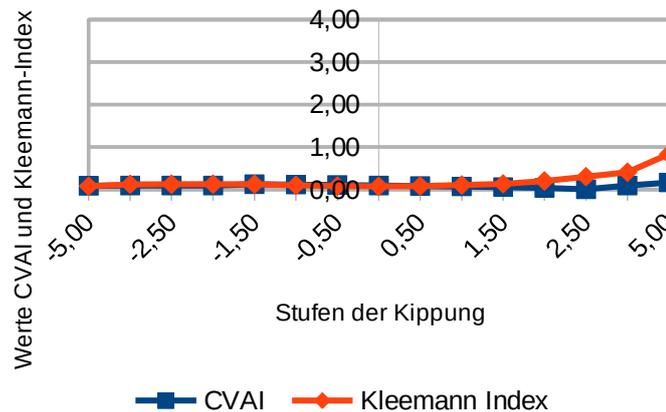


Abbildung 39: Ergebnis Kippung Ohrachse bei Versatz nach ante um ein 20-tel Einheiten

In der Auswertung beziehen sich die Werte auf der x-Achse auf den Kippungswinkel der hier waagrecht angeordneten Ohrachse. Die Werte der y-Achse zeigen den berechneten CVAI und KI an. Der CVAI und der KI verändern sich sehr wenig. Der KI reagiert sensibler als der CVAI.

Die Kippung nach anterior erzeugt stärkere Veränderungen als die Kippung nach posterior. Durch die Kippung wandert der Mittelpunkt der Ohrachse nach lateral – in diesem Fall nach rechts. Die Symmetrale, die durch den Mittelpunkt Ohrachse und Nasenwurzel bestimmt wird, kippt somit nach rechts. Da die Entfernung Nasenwurzel zu Mittelpunkt Ohrachse mit jeder Kippung nach anterior kürzer wird, ist der Einfluss auf die Symmetrale immer stärker.

Die Kippung nach posterior hat wesentlich weniger Einfluss auf die Symmetrale und somit zeigt der KI wenig Veränderung.

5.1.2.2.3 Kippung der Ohrachse mit Versatz um zwei 20-tel der Schädel-länge nach ante

Im Folgenden wird der Einfluss der Kippung auf die Indices mit einem Versatz der Ohrachse um ca. zwei 20- tel der Schädel-länge nach anterior dargestellt. Im vorhergehenden Kapitel wird der Versatz grafisch dargestellt. Der Einfluss der Kippung liefert folgende Ergebnisse:

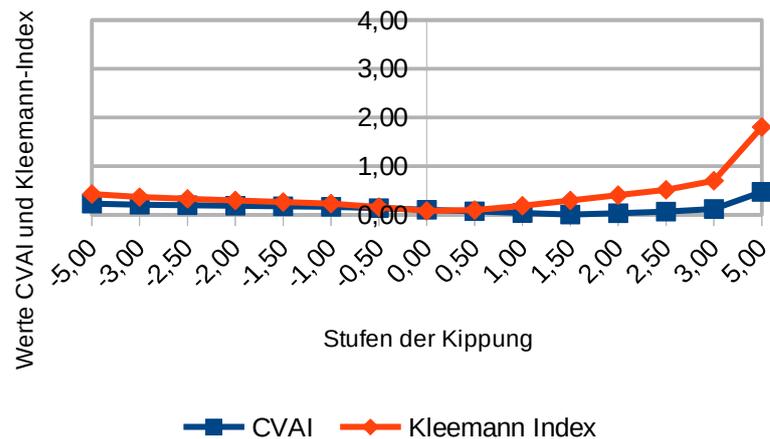


Abbildung 40: Ergebnis Kippung Ohrachse bei Versatz nach ante um zwei 20-tel Einheiten

In der Auswertung beziehen sich die Werte auf der x-Achse auf den Kippungswinkel der hier waagrecht angeordneten Ohrachse. Die Werte der y-Achse zeigen den berechneten CVAI und KI an. Der CVAI und der KI verändern sich stärker als bei den vorherigen Betrachtungen. Dies ist auf die Ellipsenform des Kopfes zurückzuführen. Der KI reagiert sensibler als der CVAI. Der Einfluss der Symmetralen auf den KI ist, wie oben beschrieben, auch hier sehr gut zu sehen.

5.1.2.2.4 Kippung der Ohrachse mit Versatz um drei 20-tel der Schädellänge nach ante

Im Folgenden wird der Einfluss der Kippung auf die Indices mit einem Versatz der Ohrachse um ca. drei 20-tel der Schädellänge nach anterior dargestellt. Im vorhergehenden Kapitel wird der Versatz grafisch dargestellt. Der Einfluss der Kippung liefert folgende Ergebnisse:

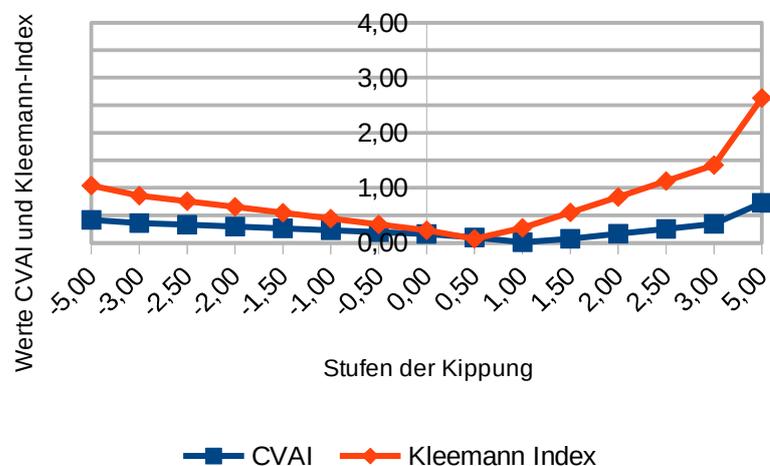


Abbildung 41: Ergebnis Kippung Ohrachse bei Versatz nach ante um drei 20-tel Einheiten

In der Auswertung beziehen sich die Werte auf der x-Achse auf den Kippungswinkel der hier waagrecht angeordneten Ohrachse. Die Werte der y-Achse zeigen den berechneten CVAI und KI an. Der CVAI und der KI verändern sich stärker als bei den vorherigen Betrachtungen. Dies ist auf die Ellipsenform des Kopfes zurückzuführen. Der KI reagiert viel sensibler als der CVAI. Der Einfluss der Symmetrale auf den KI ist, wie oben beschrieben, auch hier sehr gut zu sehen.

5.1.3 Einfluss der Parallelverschiebung

Parallelverschiebung bedeutet, die Achse wird von der Ausgangslage parallel nach lateral verschoben.

5.1.3.1 Parallelverschiebung der Symmetrale

Bei der Parallelverschiebung wird ausgehend von der ursprünglichen Position der Symmetrale ein Versatz nach links und rechts vorgenommen und die Auswirkung auf die Indices CVAI und Kleemann untersucht. In der nachstehende Abbildung wird die Parallelverschiebung der Symmetrale dargestellt. Die linke Grafik stellt die Theorie dar: die rosa Linie zeigt die in diesem Fall nahezu senkrechte Symmetrale und die roten Linien die Parallelverschiebung der Symmetrale nach rechts (+) und links (-). In der mittleren Grafik wird die Differenzfläche in rot bei einem Versatz der Symmetrale um $1/20$ -tel und in der rechten Grafik die Differenzfläche in rot bei einem Versatz um $3/20$ -tel in dargestellt. Die 30° -Achsen des CVAI verändern sich bei der Parallelverschiebung der Symmetrale, da diese abhängig von der Symmetrale im 30° -Winkel gesetzt werden. Dies ist in der rechten Grafik zu sehen.

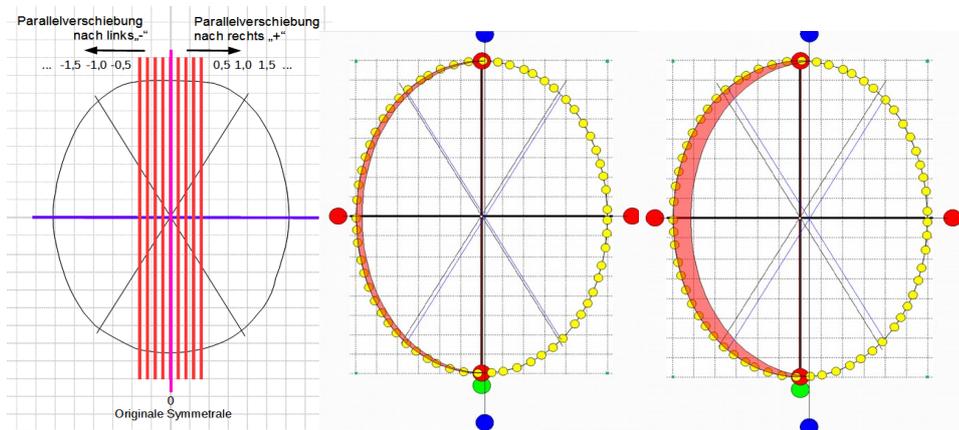


Abbildung 42: Links: Abbildung der Parallelverschiebung der Symmetrale; Mitte: Differenzfläche bei $1/20$ -tel Versatz; Rechts: Differenzfläche bei $3/20$ -tel Versatz

Die Ergebnisse werden anhand von Kurven dargestellt, die tabellarische Form ist im Anhang 4 – Tabellen zur Messung Unterpunkt Parallelverschiebung Symmetrale –

hinterlegt. Die Schritte der Parallelverschiebung erfolgen in Schritten um ca. 1/20 - tel der Schädelbreite nach rechts (+) und links (-). Der Versatz entspricht einer realitätsnahen Abweichung, Der Einfluss der Parallelverschiebung liefert folgende Ergebnisse:

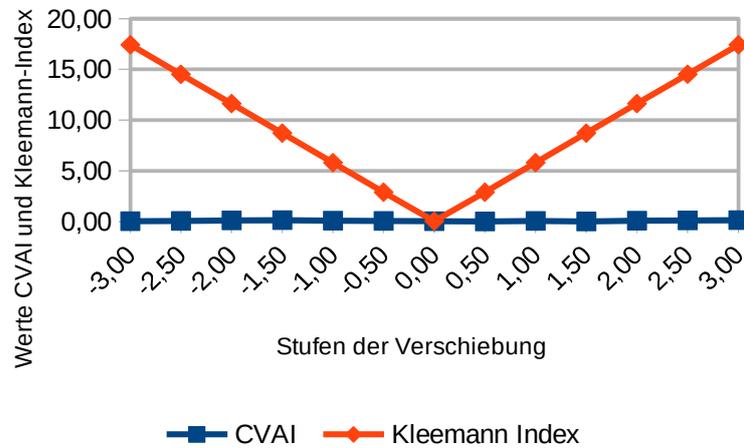


Abbildung 43: Ergebnis Parallelverschiebung Symmetrale

In der Auswertung beziehen sich die Werte auf der x-Achse auf die Parallelverschiebung der Symmetrale nach rechts und nach links. Die Werte der y-Achse zeigen den CVAI und KI an. Der CVAI bleibt von der Verschiebung der Mittelachse unberührt, der KI verändert sich. Hier zeigt sich das Defizit des CVAI, da durch die Definition des CVAI jeweils die beiden 30° Diagonalen verwendet werden. Diese verändern sich bei der Parallelverschiebung der Symmetrale im Verhältnis zueinander kaum.

5.1.3.2 Parallelverschiebung der Ohrlinie

Bei der Parallelverschiebung wird ausgehend von der Ohrlinie nach vorne und hinten parallel verschoben und die Auswirkung auf die Indices CVAI und Kleemann untersucht.

In der nachstehenden Abbildung wird die Parallelverschiebung der Ohrachse dargestellt. Die hell lila Linie zeigt die in diesem Fall waagrecht angeordnete Ohrachse, die violetten Linien die Parallelverschiebung der Ohrachse nach anterior (+) und posterior (-).

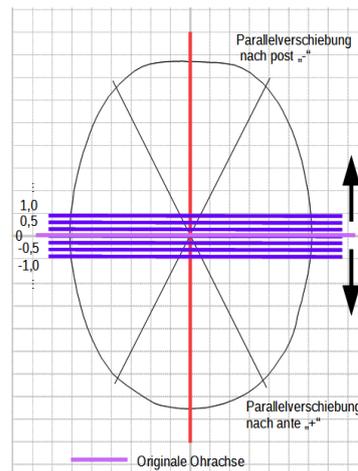


Abbildung 44: Abbildung der Parallelverschiebung der Ohrachse

Die Ergebnisse werden anhand von Kurven dargestellt, die tabellarische Form ist im Anhang 4 – Tabellen zur Messung, Unterpunkt Parallelverschiebung Ohrachse – hinterlegt. Die Schritte der Parallelverschiebung erfolgen um ca. ein 20-tel der Schädellänge nach anterior und posterior. Der Versatz entspricht einer realitätsnahen Abweichung, da die Ohren nicht in der Mitte der Symmetrale liegen. Der Einfluss der Parallelverschiebung liefert folgende Ergebnisse:

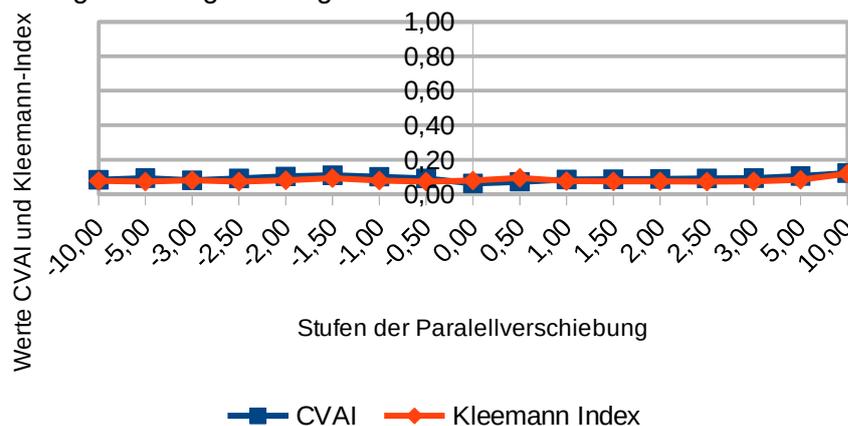


Abbildung 45: Ergebnis Parallelverschiebung der Ohrachse

Die Parallelverschiebung der Ohrachse kann bei einem symmetrischen Oval keinerlei Auswirkung auf die Mittelpunkte der Symmetrale haben und damit auf die Umfangsspiegelung. Die erkennbare leichte Asymmetrie der Auswertung ist auf den nicht absolut symmetrischen Beispielschädel zurückzuführen und kann vernachlässigt werden.

5.1.4 Einfluss der Formveränderung

In einem weiteren Schritt wurde anhand von theoretischen Abflachungen untersucht, wie sich diese an den verschiedenen Stellen des Schädels auf den CVAI, den CI und

den KI auswirken. Hierzu wurden zunächst zwei Grafiken mit Abflachung posterior und lateral, sowie mit Abflachungen lateral in verschiedener Ausprägung, basierend auf dem Referenzschädel angefertigt. Die Symmetrale geht immer durch den Mittelpunkt der Ohrlinie. Die Ergebnisse werden anhand von Kurven dargestellt, die tabellarische Form ist im Anhang 4 – Tabellen zur Messung, Unterpunkt Formveränderung – hinterlegt.

5.1.4.1 Abflachung posterior und lateral

Jede einzelne der farblich markierten Linien wurde in der Software einzeln manuell als Abflachung eingezeichnet und in der Auswertung betrachtet. Die einzelnen Abflachungen wurden in den Farben rot, pink, gelb, grün und blau eingezeichnet.

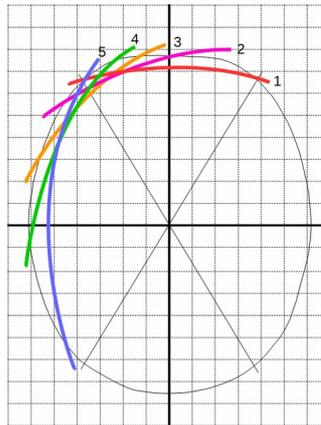


Abbildung 46: Referenzschädel mit Abflachungen posterior und lateral

Für jede Abflachung wurde der CVAI, der CI und der KI berechnet. Die abweichende Fläche für die zweite (rosa) und fünfte (blau) Linie des KI ist beispielhaft in dem nachfolgenden Screenshot zu sehen:

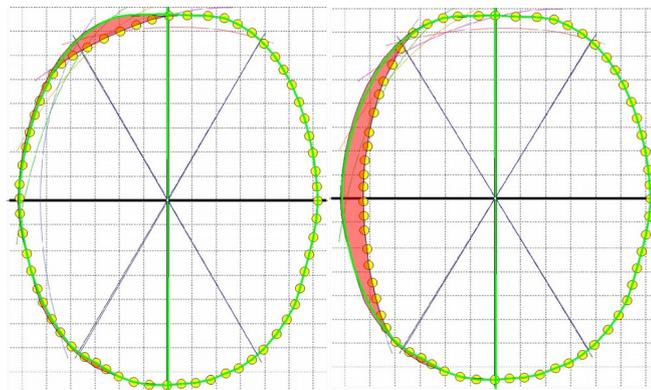


Abbildung 47: Flächenabweichung des Referenzschädel mit Abflachungen posterior und lateral

In der Auswertung beziehen sich die Werte auf der x-Achse auf die einzelnen farbigen Linien - rot=1, pink=2, gelb=3, grün=4, blau=5. Die Werte der y-Achse zeigt die Werte des CVAI, CI und KI an. Der CI wurde zu besserer Sichtbarkeit durch zehn dividiert – also ein Wert von 80 wurde zu 8.

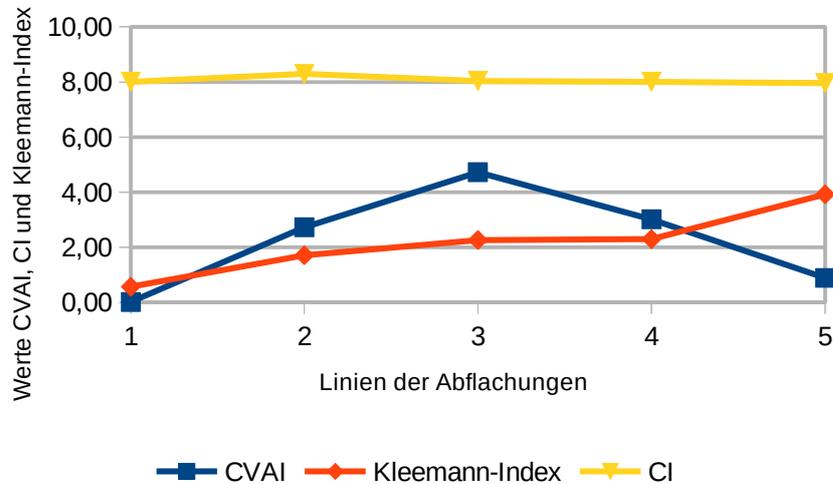


Abbildung 48: Einfluss der Abflachung lateral und posterior auf die Indices

Die Auswertung zeigt, dass sich der KI abhängig vom Ort der Abflachung verschlechtert, während der CVAI sich erst verschlechtert, um sich dann wieder zu verbessern. Auch der CI erfährt eine geringe Veränderung.

Das Verhalten für den Indices erklärt sich wie folgt:

- Abflachung 1 verhält sich nahezu vollständig symmetrisch zur Symmetrale am Hinterkopf. CVAI als auch KI sind gegenüber dieser Deformation „blind“, die Differenzflächen und Diagonale sind nicht betroffen bzw. eliminieren sich. Das Verhältnis von Schädellänge zu Schädelbreite ist zugunsten der verhältnismäßig größeren Breite betroffen.
- Die Abflachungen zwei und drei rücken zunehmend in den Bereich der bei 30° angesiedelten CVAI-Diagonale. Damit verliert sich auch zunehmend der Symmetrieeffekt bei der Bildung der Flächendifferenz. Damit wachsen in vergleichbarer Form CVAI und KI. Auch das Verhältnis von Länge zu Breite des Schädels verändert sich entsprechend des nicht mehr stark betroffenen Hinterkopfs.
- Die Abflachungen vier, fünf und sechs verlagern den maximalen Effekt der Deformation an die Seite des Schädels aus dem Bereich der 30°- Diagonalen heraus. Ein derartiges theoretisches Szenario kann vom CVAI nur noch ge-

ring oder gar nicht erkannt werden. Die Flächendifferenz als Grundlage des KI entfaltet an dieser Stelle seine maximale Wirkung. Auch der CI zeigt nun eine sich weiter verschiebende Verhältnismäßigkeit zwischen Schädellänge und Schädelbreite. Bei Abflachung sechs reduziert sich die Breite des Schädels deutlich.

Hier zeigt sich ein Defizit des CVAI. Die beiden Diagonalen sind, abhängig von den Szenarien, wenig oder gar nicht von den lateralen Abflachungen betroffen. Der CVAI kann die lateralen Abflachungen nicht erkennen. Inwieweit diese theoretische Betrachtung für reale Krankheitsbilder, in denen einer derartigen Abflachung immer auch eine „Ausweichbewegung“ gegenübersteht, relevant ist, wird in den Folgenden Betrachtungen abgeleitet.

5.1.4.2 Abflachungen bei 30° in verschiedener Ausprägung

Jede einzelne der roten Linien wurde in der Software einzeln manuell als Abflachung eingezeichnet und ausgewertet.

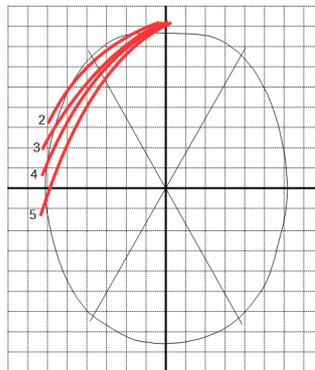


Abbildung 49: Referenzschädel mit lateraler Abflachung bei 30°

Für jede Abflachung wurde der CVAI, der CI und der KI berechnet. Die abweichende Fläche für die vierte Linie des KI ist beispielhaft in dem nachfolgenden Screenshot zu sehen:

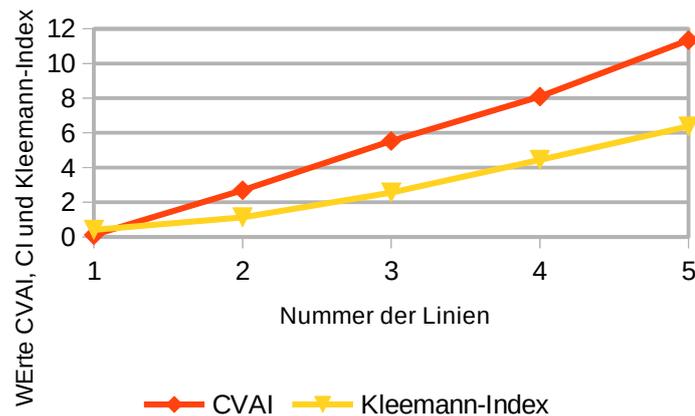


Abbildung 50: Einfluss der Abflachung lateral bei 30° auf die *Indices*

Die Werte der X-Achse beziehen sich auf den Referenzschädel (Wert 1) und die vier roten Linien (Werte 2-5) aus der oberen Grafik. Die Werte der y-Achse zeigten die Werte des CVAI und KI an.

Die Auswertung zeigt, dass sich die Indices CVAI und Kleemann wieder parallel verschlechtern – abhängig von der Tiefe der Abflachung.

5.2 Ergebnisse der Feldstudie

Nachdem in dem vorhergehenden Kapitel die theoretischen Einflüsse auf die Indices betrachtet wurden, erfolgt hier der Vergleich der Indices CVAI und KI auf den Photos der Digitalkamera bzw. der Scans der Ergebnisse des STARscanner™ oder der dreidimensionalen Photogrammetrie im realen Diagnosealltag. In der Auswertung zeigt sich, dass die Qualität der Messwertaufnahme (Fotografie) einen starken Einfluss auf die Ergebnisse hat.

Entsprechend der Erkenntnisse aus den theoretischen Betrachtungen, die eine unterschiedliche Wirksamkeit der Indices bezogen auf die Art der Deformation beweisen, wurde hier eine Clusterung nach Deformationstypen gemäß folgender Kriterien eingeführt:

- Abflachung diagonal 30° - die Abflachung ist am stärksten bei einem Winkel von 30° zur Symmetrale wie in der Definition des CVAI vorgesehen.
- Abflachung lateral – die Abflachung ist am stärksten an der Seite des Schädels ausgeprägt und
- Abflachung posterior – wie dies z.B. beim Breitschädel auftritt.

Die Ergebnisse werden anhand von Kurven dargestellt, die tabellarische Form ist im Anhang 4 – Tabellen zur Messung Unterpunkt Vergleichende Messungen – hinterlegt. In dieser Tabelle befindet sich auch die Zuordnung der Probanden zu der Nummerierung in dem jeweiligen Chart.

In den nachfolgenden Kapiteln werden die Ergebnisse der Feldstudie aufgeteilt in folgende Unterteilungen:

- Vergleich innerhalb eines Messverfahren
Vergleich der Indizes CVAI und KI auf den Photos der Digitalkamera, sowie auf den Scans der Ergebnisse der STARscanner™ oder der dreidimensionalen Photogrammetrie
- Vergleich zweier Messverfahren - Messverfahren nach Kleemann und Messverfahren mittels 3D-Scanner und Photogrammetrie
Vergleich der Indizes CVAI und KI basierend auf den Photos der Digitalkamera gegen die Ergebnisse des STARscanner™ oder der dreidimensionalen Photogrammetrie

5.2.1 Vergleich innerhalb eines Messverfahrens

Hier erfolgt der Vergleich der Indices auf den Photos der Digitalkamera und den Ergebnissen des STARscanner™ oder der dreidimensionalen Photogrammetrie im realen Diagnosealltag.

5.2.1.1 Vergleichsmessung Deformationstyp 30° Abflachung

Für diese Messung wurden 22 Probandenbilder selektiert, die eine starke Abflachung bei 30° aufweisen – wie auf dem nachfolgenden Bild dargestellt:

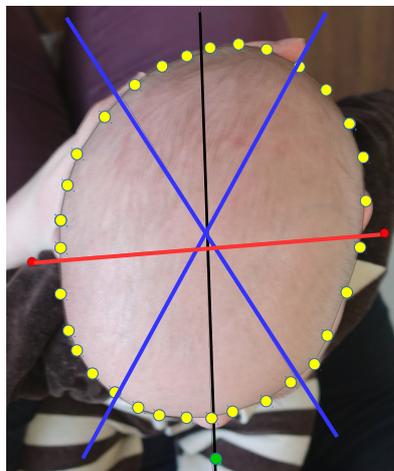


Abbildung 51: Deformationstyp 30° Abflachung

Die gelben Punkte zeigen den Umfang des Schädels, die beiden blauen Linien im 30°-Winkel zu der Mittellinie in schwarz (Symmetrale) sind die Achsen für die Berechnung des CVAI. Die Ohrachse kann über die beiden roten Endpunkte verschoben werden. Der grüne Punkt zeigt die Richtung der Nasenmitte an. Alle Linien und Punkte in den nachfolgenden Photos wurden im Nachhinein manuell bearbeitet um diese in den Bilder besser sichtbar zu machen.

Das Ergebnis der Messungen auf den Scans stellt sich wie folgt dar:

Scan Auswertung Deformationstyp 3

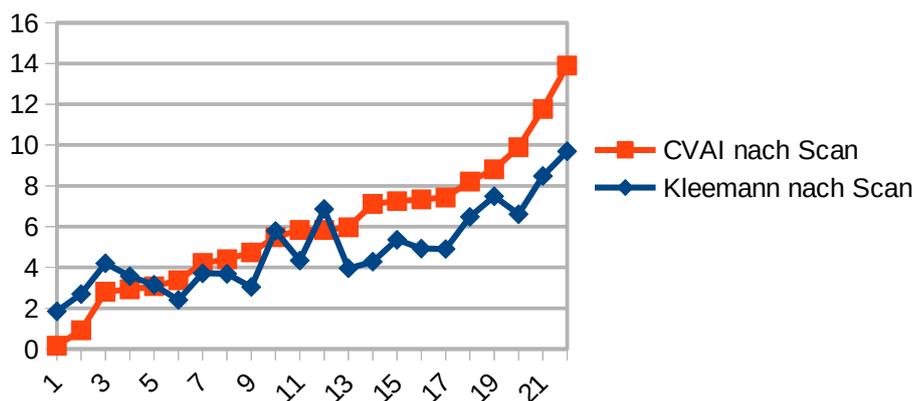


Abbildung 52: Scan Auswertung Deformation 30° Abflachung

Das Ergebnis der Vergleichsmessungen auf den Photos stellt sich wie folgt dar:

Photo Auswertung Deformationstyp 3

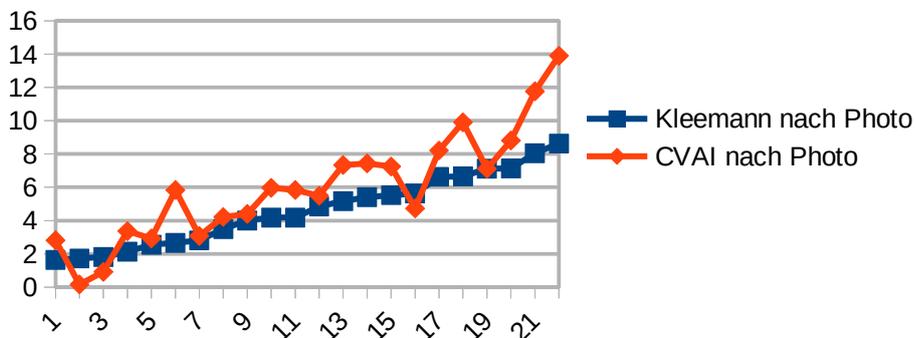


Abbildung 53: Photo Auswertung Deformation 30° Abflachung

Die Werte der x-Achse ist die Anzahl der ausgewählten Probanden. Die Werte der y-Achse zeigt die Werte des CVAI und des KI an.

In dieser Auswertung wird die theoretisch hergeleitete gleichartige Wirkung von KI und CVAI bei Abflachungen im Bereich der 30°-Diagonalen bestätigt. Die kleinen Ausreißer des CVAI nach oben und unten können auf die verschiedenen Berechnungen der Indizes zurückgeführt werden.

5.2.1.2 Vergleichsmessung Deformationstyp laterale Abflachung

Für diese Messung wurden 26 Probandenbilder für die Auswertung nach Scan und 24 Bilder für die Auswertung nach Photo selektiert, die eine starke Abflachung lateral aufweisen – wie auf dem nachfolgenden Bild dargestellt:

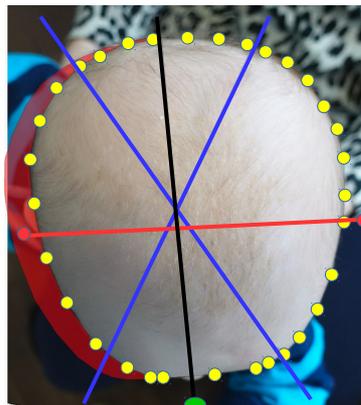


Abbildung 54: Deformationstyp Abflachung lateral

Die gelben Punkte zeigen den Umfang des Schädels, die beiden blauen Linien im 30°-Winkel zu der Mittellinie (Symmetrale) sind die Achsen für die Berechnung des CVAI. Die Ohrachse kann über die beiden roten Endpunkte verschoben werden. Die rote Fläche bezeichnet die Abweichung der Symmetrie – den KI.

Das Ergebnis der Messungen auf den Scans und den Photos stellt sich wie folgt dar:

Scan Auswertung Deformationstyp 4

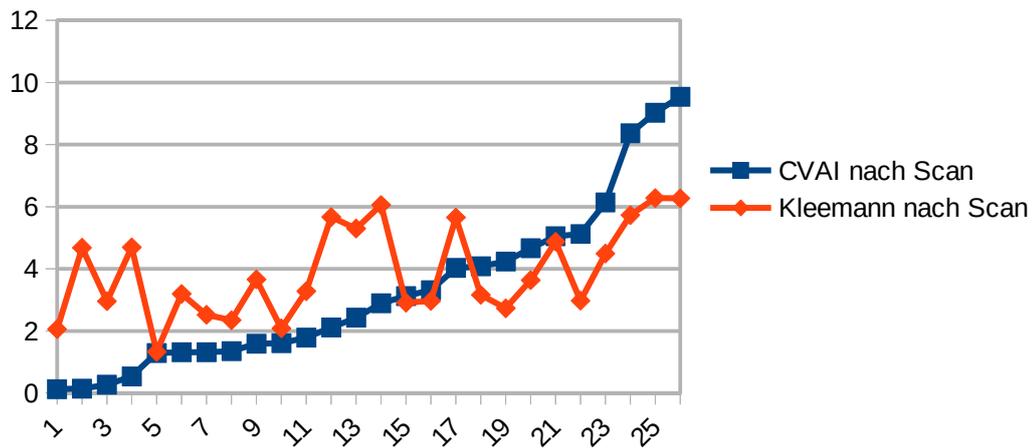


Abbildung 55: Scan Auswertung Deformation Abflachung lateral

Photo Auswertung Deformationstyp 4

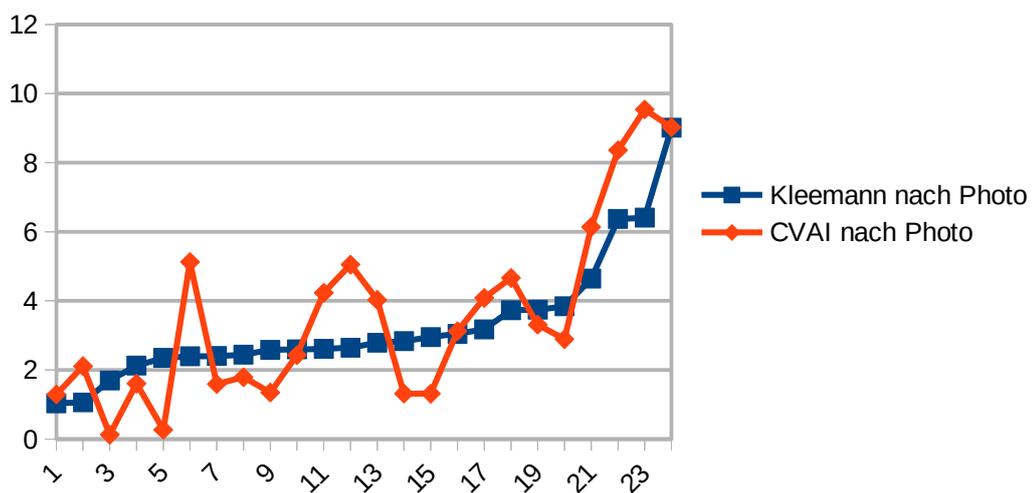


Abbildung 56: Photo Auswertung Deformation Abflachung lateral

Die Werte der x-Achse ist die Anzahl der ausgewählten Probanden. Die Werte der y-Achse zeigt die Werte des CVAI und des KI an.

In dieser Auswertung wird die theoretisch hergeleitete gleichartige Wirkung von KI und CVAI bei Abflachungen im lateralen Bereich bei den Auswertungen auf den Photos bestätigt. Bei den Auswertungen der Scandaten liegen größere Abweichungen vor. Dies zeigt, dass der KI wesentlich sensibler auf die Deformation lateral reagiert

als der CVAI. Die Ausreißer des KI oder des CVAI nach oben und unten können auf die verschiedenen Berechnungen der Indizes zurückgeführt werden.

5.2.1.3 Vergleichsmessung Deformationstyp Abflachung posterior

Für diese Messung wurden sechs Probandenbilder selektiert, die eine starke Abflachung posterior aufweisen – wie auf dem nachfolgenden Bild dargestellt:

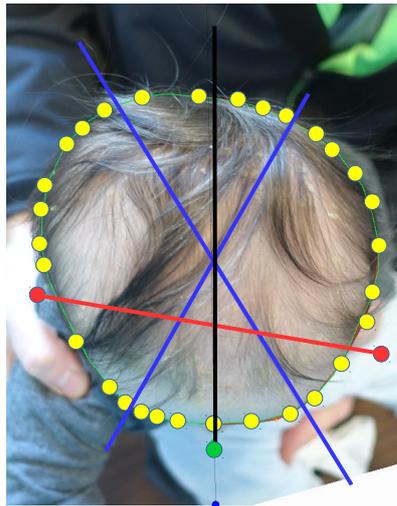


Abbildung 57: Deformationstyp Abflachung posterior

Die gelben Punkte zeigen den Umfang des Schädels, die beiden blauen Linien im 30°-Winkel zu der Mittellinie (Symmetrale) sind die Achsen für die Berechnung des CVAI. Die Ohrachse kann über die beiden roten Endpunkte verschoben werden.

Das Ergebnis der Messungen auf den Scans und den Photos stellt sich wie folgt dar:

Scan Auswertung Deformationstyp Breitschädel

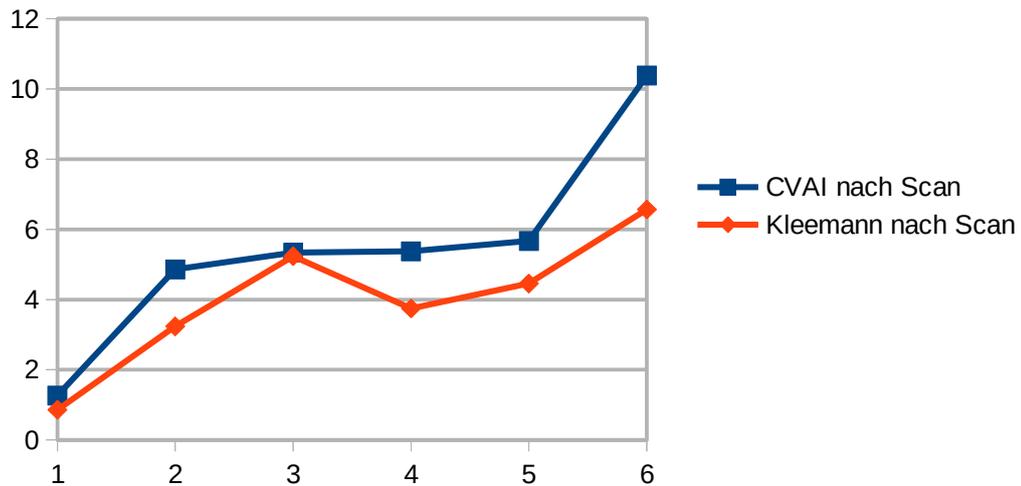


Abbildung 58: Scan Auswertung Deformation Breitschädel

Die Werte der x-Achse ist die Anzahl der ausgewählten Probanden. Die Werte der y-Achse zeigt die Werte des CVAI und des KI an.

Auswertung Photo Deformationstyp Breitschädel

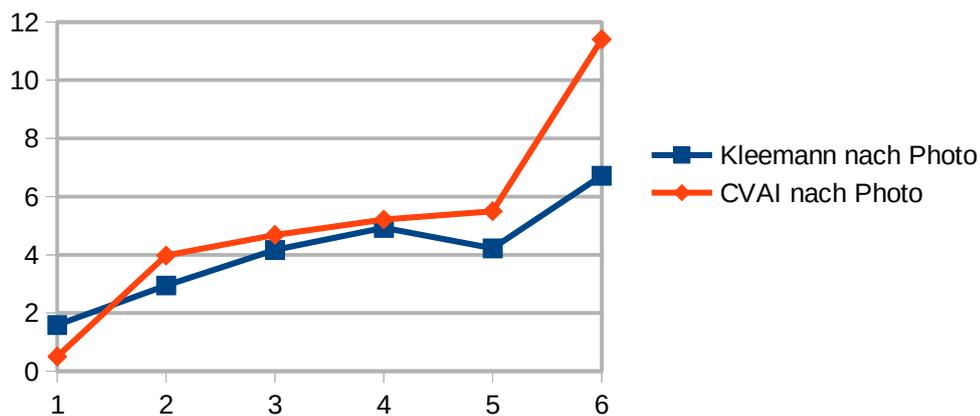


Abbildung 59: Photo Auswertung Deformation Breitschädel

In dieser Auswertung wird die theoretisch hergeleitete gleichartige Wirkung von KI und CVAI bei Abflachungen im posterioren Bereich bestätigt.

5.2.2 Vergleich zweier Messverfahren

Hier erfolgt der Vergleich der Photos der Digitalkamera aus dem Messverfahren nach Kleemann gegen die Ergebnisse der Messverfahren mittels 3D-Scanner – STARScanner™ – oder der dreidimensionalen Photogrammetrie im realen Diagnosealltag.

5.2.2.1 Vergleichsmessung Deformationstyp 30° Abflachung

Für diese Messung wurden 21 Probandenbilder selektiert, die eine starke Abflachung bei 30° aufweisen – wie auf dem nachfolgenden Bild dargestellt.

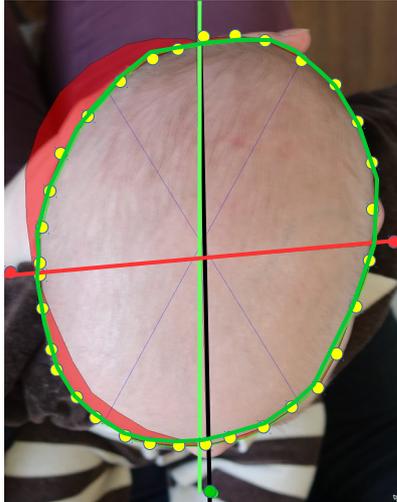


Abbildung 60: Proband mit Deformationstyp 30° Abflachung

Die rote Fläche bezeichnet hierbei die Abweichung der Symmetrie – den KI, die gelben Punkte den Umfang des Schädels auf dem Photo und die grüne Linie das gescannte und überlagerte Bild des STARscanner™ oder das Bild der dreidimensionalen Photogrammetrie.

Das Ergebnis der Vergleichsmessungen stellt sich wie folgt dar:

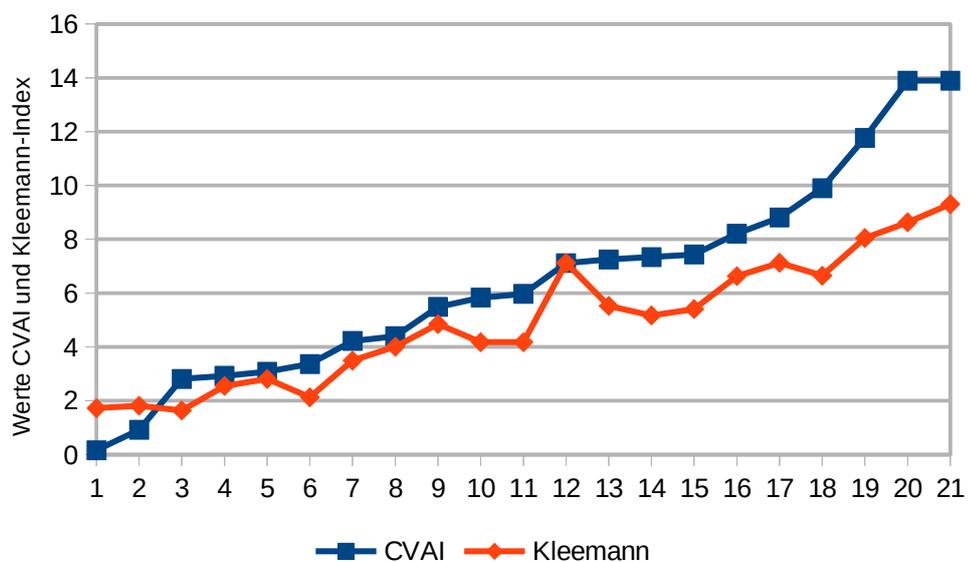


Abbildung 61: Ergebnis der Vergleichsmessung Deformationstyp 30° Abflachung

Die Werte der X-Achse ist die Anzahl der ausgewählten Probanden, wobei eine aufsteigende Sortierung nach dem CVAI vorgenommen wurde. Die Werte der y-Achse zeigt die Werte des CVAI und des KI an.

In dieser Auswertung wird die theoretisch hergeleitete gleichartige Wirkung von KI und CVAI bei Abflachungen im Bereich der 30°-Diagonalen bestätigt. Die kleinen Ausreißer des KI nach oben können auf die Photoqualität zurückgeführt werden.

5.2.2.2 Vergleichsmessung Deformationstyp laterale Abflachung

Für diese Messung wurden 22 Probandenbilder selektiert, die eine laterale Abflachung aufwiesen – wie auf dem nachfolgenden Bild dargestellt.

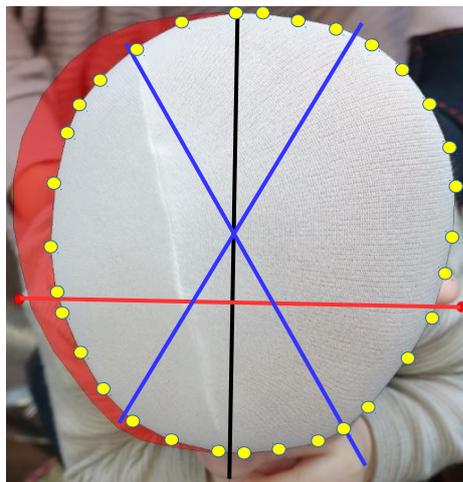


Abbildung 62: Probandenbild mit lateraler Abflachung

Die rote Fläche bezeichnet hierbei die durch Abweichung der Symmetrie entstehende Differenzfläche – den KI, die gelben Punkte den Umfang des Schädels auf dem Photo.

Das Ergebnis der Vergleichsmessungen stellt sich wie folgt dar:

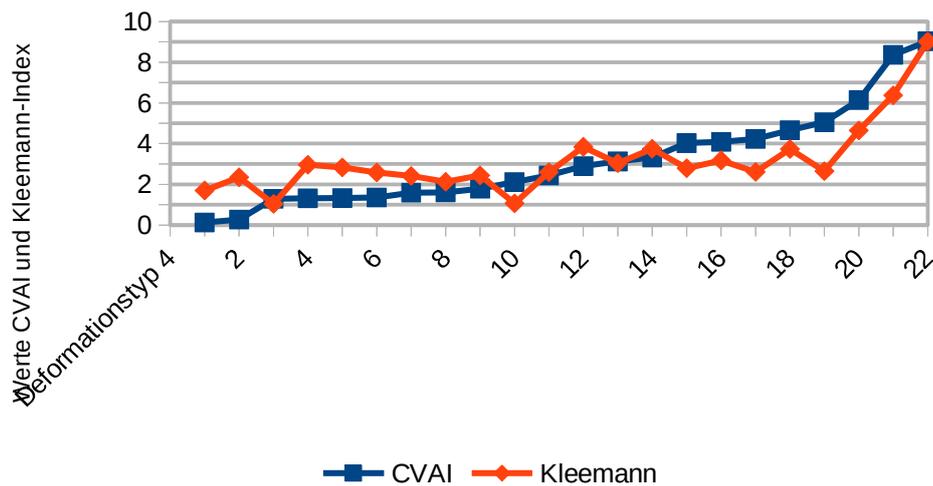


Abbildung 63: Ergebnis der Vergleichsmessung Deformationstyp Abflachung lateral

Die Werte der X-Achse beziehen sich auf die Anzahl der Probanden, wobei eine aufsteigende Sortierung nach dem CVAI vorgenommen wurde. Die Werte der y-Achse zeigt die Werte des CVAI und des KI an.

Die Auswertung kann das theoretisch hergeleitete Unvermögen des CVAI gegenüber seitlichen Abplattungen nicht bestätigen. Es zeigt sich, dass reale Deformationen in der Regel nicht isoliert auf Bereiche an der Seite des Schädels wirken ohne die Diagonalen zu betreffen. Auch in dieser Auswertung ergibt sich ein gleichartiges Verhalten von KI und CVAI. Die Ausreißer des KI nach unten und oben können auf die Photoqualität zurückgeführt werden.

5.2.2.3 Vergleichsmessung Deformationstyp Abflachung posterior

Für diese Messung wurden sechs Probandenbilder selektiert, die eine posteriore Abflachung aufweisen – wie auf dem nachfolgenden Bild dargestellt.

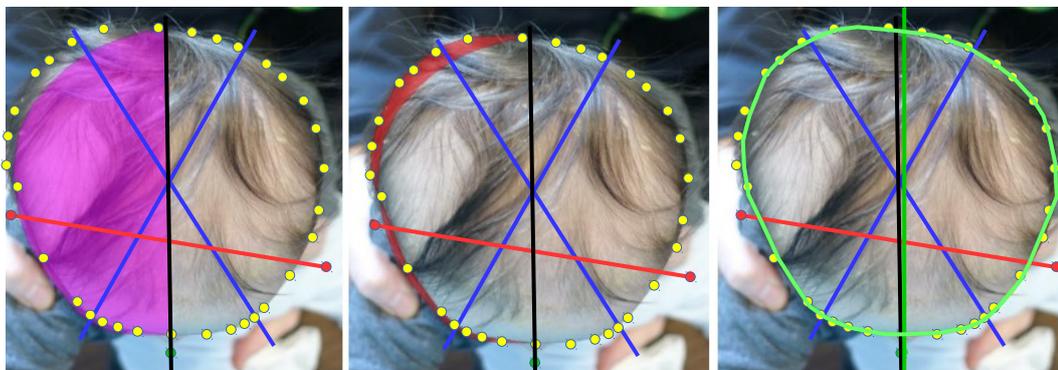


Abbildung 64: Probandenbild mit Deformationstyp posteriore Abflachung

Auf dem linken Bild zeigt die lila Fläche die an der Symmetrale gespiegelte Halbfläche des Schädels. Auf dem mittleren Bild kennzeichnet die rote Fläche die Differenzfläche zwischen rechter Schädelhälfte und gespiegelter linker Schädelhälfte, welche als Grundlage zur Ermittlung des KI dient und die gelben Punkte die Umfangslinie des Schädels. Auf dem rechten Bild markieren die gelben Punkte den Umriss des Schädels aus dem Originalbild und in grün die aus dem gescannten und überlagerten Bild des STARscanner™ bzw. des Bildes der dreidimensionalen Photogrammetrie extrahierte und hier einblendende Umfangslinie.

Das Ergebnis der Vergleichsmessungen ist folgendes:

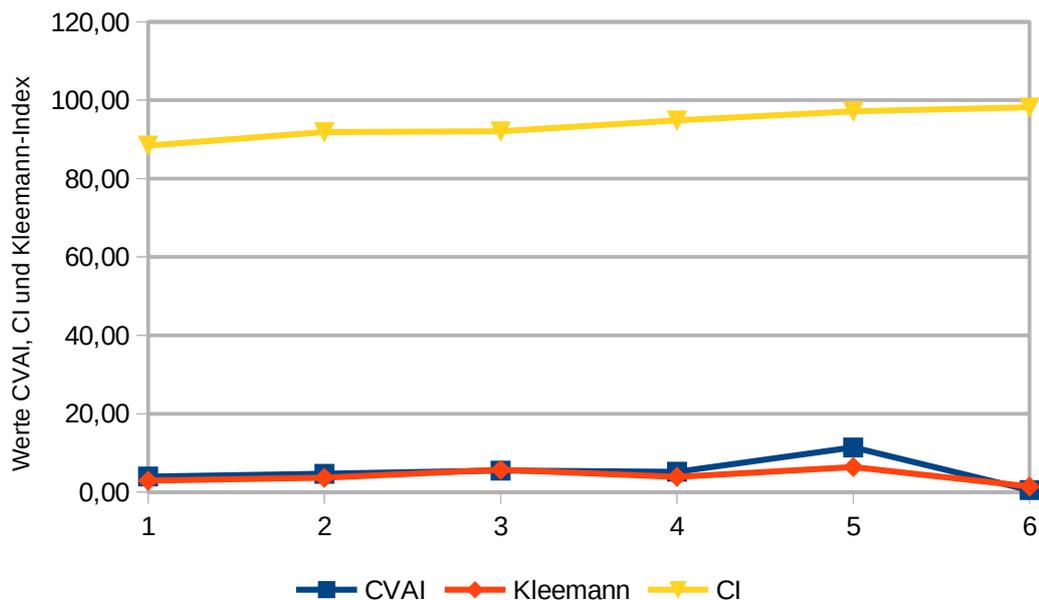


Abbildung 65: Vergleichsmessung Deformationstyp Abflachung posterior

Die Werte der X-Achse beziehen sich auf die Anzahl der Probanden, wobei auch hier eine Sortierung nach dem KI vorgenommen wurde. Die Werte der y-Achse zeigt die Werte des CVAI, CI und KI an. In dieser Auswertung wird der CI mit angezeigt, da die Abflachung posterior vom CVAI und vom KI nur begrenzt erkannt werden können.

5.3 Vergleich von manuell gesetzter und automatisch berechneter Symmetrale

In der Software gibt es eine Möglichkeit, die Symmetrale manuell zu setzen. Im Folgenden werden die Kleemann-Indices der automatisch berechneten Symmetrale und der manuell gesetzten Symmetrale aufgrund der Photos verglichen. Die Ergebnisse werden anhand von Kurven dargestellt, die tabellarische Form ist im Anhang 4 – Tabellen zur Messung Unterpunkt, Manuelle versus automatisch gesetzte Symmetrale – hinterlegt.

Bei beiden Deformationstypen 30° Abflachung und lateraler Abflachung liegen die Kleemann-Indices sehr nahe.

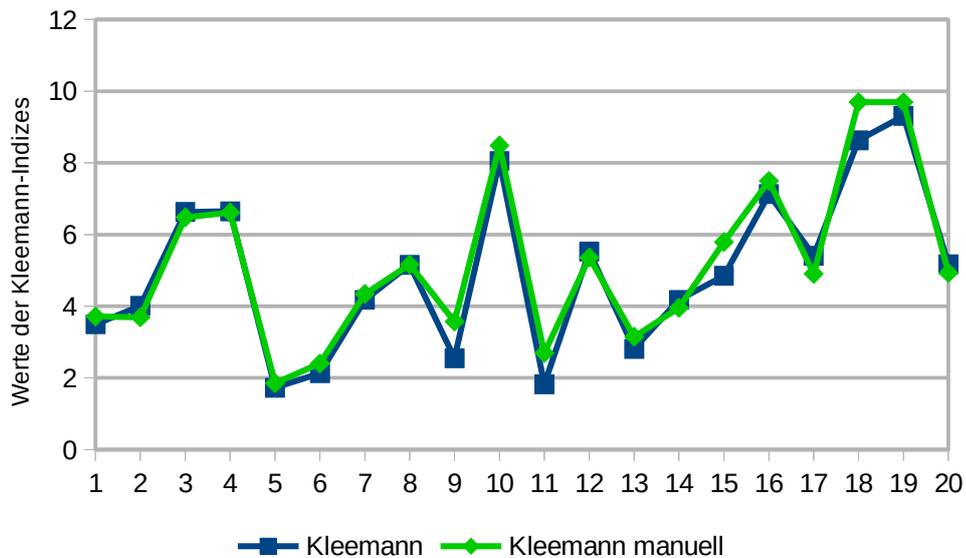


Abbildung 66: Ergebnis der manuellen und berechneten Ohrachse bei Deformationstyp 30° Abflachung

Die Werte der X-Achse beziehen sich auf die Anzahl der Probanden. Die Werte der y-Achse zeigen die Werte der Kleemann-Indices an.

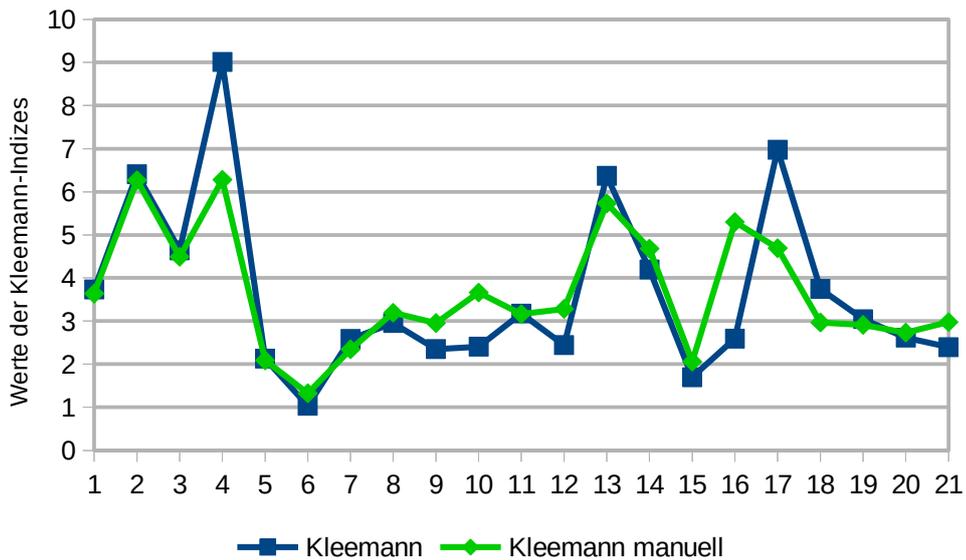


Abbildung 67: Ergebnis der manuellen und berechneten Ohrachse bei Deformationstyp laterale Abflachung

Die Werte der X-Achse beziehen sich auf die Anzahl der Probanden. Die Werte der y-Achse zeigt die Werte der Kleemann-Indices an.

5.4 Ergebnisse der Bewertung der Photoqualität

Im Gesamtdurchschnitt aller selektierten Photos wurde eine durchschnittliche Abweichung der berechneten Schädelfläche zwischen gescanntem Bild der Referenzsysteme zum Photo gemäß Kleemann von 4,06% berechnet.

Es zeigen sich deutlich die perspektivischen Verzerrungen aus einer nicht präzisen Erfassung der Transversalebene im Photo, sowie Abweichungen, die sich aus den beim STARscanner™ Scanner und der Photogrammetrie frei wählbaren Schnittebenen ergeben.

Bei der Analyse des Bildmaterials zeigen sich aber in gleicher Weise die Schwächen der Referenzverfahren. Auch hier wird die Qualität der Hüllkurve des Kopfes durch ausgeprägten Haarwuchs negativ beeinflusst und die Wahl der richtigen Ebene ist entscheidend. So sind vergleichsweise große Flächendifferenzen auch bei einigen mit „sehr gut“ oder „gut“ bewerteten Bildern erklärbar.

Nimmt man nur die mit „sehr gut“ bewerteten Photos, also diejenigen, bei denen keine nennenswerte perspektivische Verzerrung erkennbar ist und keine Störeinflüsse durch Haarwuchs berücksichtigt werden müssen, erreicht man eine durchschnittliche Abweichung von 3,45% zwischen den berechneten Flächen, bei den mit „gut“ bewerteten Photos von 3,75%, wobei kein Verlust an Aussagekraft der Fotos bezogen auf die Form des Kopfes erkannt werden kann. Dies gilt auch noch bei den mit „befriedigend“ bewerteten Photos trotz einiger etwas größerer Differenzflächen. Dies stellt eine gute Basis für die weiteren Auswertungen dar, in der alle Photos mit Bewertungen bis inklusive der Bewertung „befriedigend“ genutzt werden können.

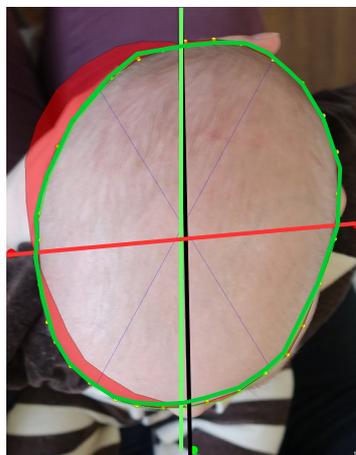


Abbildung 68: Probant mit Deformationstyp 30° Abflachung

Die Tabelle mit allen Flächenvergleichen und die prozentuale Abweichung ist im Anhang 5 hinterlegt.

6 Diskussion

Die vorliegende Arbeit validiert ein digitales craniometrisches Messverfahren zur Bestimmung von Schädelasymmetrien bei Säuglingen nach Kleemann [2016] durch den direkten Vergleich des KI zu den Indices CVAI und CI. Die Messungen für die vorliegende Analyse erfolgen mittels 3D-Scanner und Stereophotogrammetrie.

Hierbei ist zu berücksichtigen bzw. muss beachtet werden:

1. das technische Messverfahren, welches die Art des Messens bestimmt,
2. die Methode, welche die zu messenden Merkmale des Schädels im Rahmen einer Untersuchung festlegt, und
3. der Index, welcher die Messwerte im Sinne der Methode aufbereitet und damit Grundlage der Interpretation ist.

Zur Validierung einer Messmethode ist also einerseits der Schädel und die zu identifizierende Deformation und andererseits der durch die Methode definierte Index zu betrachten. Die technischen Mittel zur Umsetzung der Messung im Rahmen der Untersuchung müssen qualitativ den Anforderungen der Methode genügen und keine Einschränkung bezogen auf Verfügbarkeit, Verträglichkeit, etc. mit sich bringen.

Bei der Betrachtung der Schädelformen und Schädelformauffälligkeit zeigt sich zunächst die Notwendigkeit, einen krankhaften Zustand zu erkennen. Er wird als eine über einen bestimmenden Grad hinaus gehende Abweichung von der Norm verstanden. In Ermangelung einer allgemeingültigen Norm [Likus et al. 2014, Zeng et al. 2013, Tineshev 2010] für die Schädelform muss erkannt werden, dass die Symmetrieeigenschaft an der Sagittalebene sowie die Betrachtungen der Proportion die entscheidenden Ausgangspunkte für eine Diagnose darstellen.

In der hierzu bestehenden Literatur ist durch den CI eine Normgröße zwischen 75% und 85% [Likus et al. 2014] [Graham et al. 2005] [Dörhage 2010] definiert worden, die einen klaren Anhaltspunkt zur Proportion gibt. Nahezu alle anderen gebräuchlichen Indices liefern mehr oder eher weniger vollständige Aussagen über den symmetrischen Zustand des Schädels. wie

- der CI [Loveday et al. 2001],
- der CVAI [Loveday et al. 2001],
- das Cranial Asymmetrie Screening [Dörhage 2010],
- die Plagiozephalometrie [van Vlimmeren et al. 2006],
- die Kurze Achse - Lange Achse [Mulliken et al. 1999],

-
- die Cranial Diagonal Differenz [Graham et al. 2005 (2)],
 - der OTDA, der CVA, der CBA [Kelly et al. 1999], [Teichgraeber et al. 2001], [Teichgraeber et al. 2004],
 - der RSI [Plank et al. 2006] [Kim et al. 2013], die PSR [Plank et al. 2006], die ASR [Plank et al. 2006] und die OSR [Plank et al. 2006].

In die Auswahl der zu messenden Referenzpunkte, Winkel und Längen fließen Erfahrungen über die typischen Deformationstypen ein. Die Definition der bekannten Indices ergibt also keine vollständige Aussage über den Formzustand oder zumindest das Symmetrieverhalten an der Sagitalebene, sondern filtern bereits typische krankhafte Deformationzustände heraus. Sie nehmen in Kauf, gegenüber bestimmten Deformationen „blind“ zu sein. Aussagen über die Proportion gehen häufig vollständig verloren oder gehen nur indirekt in den Index ein, sodass diese Indices immer in Kombination mit einem weiteren z.B. dem CI einzusetzen sind.

Insbesondere die Bedeutung des CVAI, die dieser einerseits durch die Anerkennung durch die Krankenkassen, zum anderen aber auch durch die Unterstützung von diversen Messsystemen erhält, macht ihn zu einem Quasi-Standard, der ihn für den zu verwendenden Referenz Index qualifiziert.

Eine Übersicht der technischen Messverfahren, unter Berücksichtigung der bewilligten Messtoleranzen, gibt zum einen die Gewissheit, hinreichend präzise Aussagen zur Form eines Schädels machen zu können [Kau et al. 2005] [Gwilliam et al. 2006] [Riphagen et al. 2008] [Ayoub et al. 2003] [Majid et al. 2005] [Weinberg et al. 2006]. Zum anderen zeigt es aber auch, dass der Einsatz von Technologie, wie z.B. die Photographie oder die computergestützte Auswertung von Bildmaterial, heute allgemein verfügbar ist. Dies ist eine akzeptable Voraussetzung für das Etablieren des neuen Index, der moderne Messtechnologie bei der Messwertaufnahme (Formerfassung) aber vor allem bei der Messwertauswertung voraussetzt.

Die craniometrische Messmethode nach Kleemann basiert auf einem Projektionsverfahren. Es werden zwei Aufnahmen des kindlichen Schädels mit einer handelsüblichen Kamera gemacht – eine von cranial und eine von anterior. Die Aufnahmen von cranial werden mit dem Mittel der Umfangsspiegelung (Spiegelung der Umfangskurve an der Symmetralen) ausgewertet. Die Aufnahmen von anterior werden mit der Winkelbestimmung ausgewertet, dies ist aber lediglich unterstützend und hat keine Auswirkung auf den Index [Kleemann 2016]. Das Verfahren reduziert die Schädelform auf eine zweidimensionale Projektionsfläche, die nicht eindeutig definiert durch die Position des Fotoapparates relativ zum Kopf bestimmt wird. Die Qualität der Umfangslinie unterliegt damit dem Einfluss einer perspektivischen Verzerrung und Stö-

reinflüssen wie Haaren, die eine eindeutige Bestimmung unmöglich machen. Für die Spiegelung ist die Bestimmung der „Symmetralen“ als Spiegelachse entscheidend. Laut dem Verfahren nach Kleemann wird diese durch den Mittelpunkt zwischen den Helices und der Nase definiert. Mit dem Wissen, keinen absoluten topologischen Referenzpunkt am menschlichen Körper definieren zu können, der im Vergleich zu anderen Körpern noch über die zeitliche Entwicklung des Körpers stabil bleibt, liegt hier die zweite signifikante Unschärfe in der Messmethode, was sie mit fast allen anderen Methoden gemein hat.

Dementsprechend gestaltet sich das Vorgehen bei der Validierung des KI, bei dem zunächst isoliert in einem theoretischen, modellhaften Ansatz die Auswirkungen von Verschiebungen der Symmetrale und der Niederschlag von Deformationen unterschiedlichster Art auf den Index untersucht werden. Darauf basierend wird eine Aussage über die Leistungsfähigkeit des Index bei der Erkennung abgeleitet – blind, sensibel, etc.

In einem zweiten Schritt für das Validierungsverfahren wird in einem praxisnahen Feldversuch, unter konkreter Nutzung topologischer Messverfahren, gemessen und verglichen. Hierbei kommen zum Einsatz der dreidimensionale Laserscanner STARScanner™, die dreidimensionale Photogrammetrie mit der Software Cranioform Analytics® und die Photographie gemäß den Richtlinien nach Kleemann. Dabei wird einerseits die Funktion der Messtechnik und andererseits eine Relativierung der theoretischen Ergebnisse aus dem ersten Schritt bezogen auf reale Deformationsarten, konkrete Krankheitsbilder und praxisnahe Diagnosesituationen vorgenommen. Somit können dann sinnvolle Bewertungen, bezogen auf die Nutzbarkeit des gesamten Verfahrens, abgeleitet werden.

Aus der modellhaften Gegenüberstellung ergeben sich folgende Erkenntnisse:

- CVAI und KI lassen keine Aussagen zur Proportion Länge zu Breite des Schädels zu. Es ist immer auch eine ergänzende Betrachtung des CI notwendig.
- Der KI ist leistungsfähiger bei der Erkennung von seitlichen Abplattungen, die keinen oder nur geringen Einfluss auf die 30 Grad-Diagonale haben.
- Bei Formveränderungen, die im Bereich der 30°-Achsen wirken, sind CVAI und KI gleichermaßen aussagekräftig. Da die meisten Formveränderungen am hinteren, lateralen Teil des Schädels anzutreffen sind bieten beide Indices eine gute Referenz.

-
- Der KI reagiert sehr sensibel auf eine falsche Positionierung des Symmetrals, da bei Betrachtung der gesamten Fläche die sich ergebende Differenzfläche sehr stark auf den Index einwirkt.
 - Eine fehlerhafte Bestimmung der Ohrachse hat vergleichsweise geringe Auswirkungen bei der Positionierung des Mittelpunktes, damit geringe Auswirkungen auf die Positionierung der Symmetrals und damit auch nur geringe Auswirkungen auf die Indices. Erst durch Überlagerung zweier Effekte, nämlich dem Versatz der Ohrachse aus dem Flächenmittelpunkt des Schädels nach z.B. vorne und einer Rotation der Ohrachse wird dieser Effekt kritisch. Hier zeigt sich ein generelles Problem von CVAI und KI wobei die Positionierung der Ohren als Orientierungspunkt zur Festlegung von Mittelpunkt oder Symmetrale fälschlicherweise als Deformation des Schädels interpretiert werden können.
 - Betrifft die Formveränderung symmetrisch nur den posterioren Teil des Schädels hat der KI wie auch der CVAI keine Aussagekraft.

Ergebnisse der Feldstudie :

- Die Bildqualität ist für das Verfahren nach Kleemann entscheidende Voraussetzung, um effiziente Aussagen machen zu können. Die Qualitätskriterien der Sichtbarkeit von Nase und beiden Ohren ist insbesondere bei Kindern nicht leicht zu erreichen. Die Aufnahme muss senkrecht zur Transversalebene bzw. zur Frontalebene mit einem Abstand von 1,5 Metern erfolgen.
- Entsprechen die Bilder den definierten Qualitätsnormen, ist eine ausreichend gute Grundlage zur Ableitung aussagekräftiger Indices gegeben. Die Abweichungen zu den durch z.B. topologischen Verfahren ermittelten Daten sind bezogen auf die auszuwertende Schnittebene geringfügig, geben in nahezu identischer Weise die Formeigenschaft des Schädels wieder und zeigen keine nennenswerten Auswirkungen auf die ermittelten Indices.
- Die Zurückführung der Definition der Symmetrale auf eine Linie von der Nasenwurzel durch den Mittelpunkt zwischen den Helices erzeugt Nachvollziehbarkeit.
- Betrachtet man die Visualisierung der Schädeldifferenzflächen als Teil des Verfahrens nach Kleemann, was im Rahmen der computergestützten Aufbereitung des Index durchaus gegeben ist, ergibt sich ein erheblicher Vorteil gegenüber allen bekannten Verfahren. Der Untersucher erhält ein Hilfsmittel, mit dem er Fehlinterpretationen des Index durch z.B. die bereits beschriebene Schiefstellung der Ohren jederzeit ausgleichen kann.

7 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit validiert die Messmethode zur Bestimmung von Schädelasymmetrien bei Säuglingen nach Kleemann durch den direkten Vergleich des KI zu den Indices CVAI und CI ermittelt durch den Einsatz der Messverfahren 3D-Scanner und Stereophotogrammetrie.

Eine Übersicht der in der Literatur bekannten Schädelformen und Schädelformauffälligkeiten zeigt zunächst die Herausforderung bei der Indikation eines krankhaften Zustandes. Als ein krankhafter Zustand wird eine über einen zu bestimmenden Grad hinaus gehende Abweichung von der Norm verstanden. In Ermangelung einer allgemeingültigen Norm für die Schädelform muss erkannt werden, dass lediglich die Symmetrieeigenschaft an der Sagitalebene bzw. -achse sowie die Betrachtungen der Proportion stabiler Ausgangspunkt einer Diagnose sein können. In der Literatur ist durch den CI eine Normgröße zwischen 75% und 85% definiert worden. Eine Übersicht der wichtigsten Indices bestätigt diese Erkenntnis und leitet zu den geeigneten Referenzindices zur Validierung des KI hin. Insbesondere die Bedeutung des CVAI, die dieser einerseits durch die Anerkennung von Krankenkassen, zum anderen aber auch durch die Unterstützung von diversen Messsystemen erhält, macht ihn zu einem Quasi-Standard.

Eine Übersicht der technischen Messverfahren mit den den Messverfahren eigenen Messtoleranzen gibt zum einen die Gewissheit hinreichend präzise Aussagen zur Form eines Schädels machen zu können. Zum anderen zeigt es aber auch, dass der Einsatz von Technologie, wie z.B. die Photographie oder die computergestützte Auswertung von Bildmaterial heute allgemein verfügbar ist. Dies ist eine akzeptable Voraussetzung für das Etablieren eines neuen Index.

Das Vorgehen zur Validierung des KI folgt folgendem Raster:

- In einem ersten theoretisch modellhaften Schritt werden zunächst isoliert die unterschiedlichen Deformationsarten – Verformungen an unterschiedlichen Stellen des Schädels – mit ihrem Niederschlag in den Indices dargestellt. Darauf basierend wird eine Aussage über die Leistungsfähigkeit des Index bei der Erkennung abgeleitet – blind, sensibel, etc..
- In einem zweiten Schritt wird in einem praxisnahen Feldversuch unter konkreter Nutzung topologischer Messverfahren gemessen und verglichen. Hierbei kommen zum Einsatz der dreidimensionalen Laserscanner STARscanner™, die dreidimensionale Photogrammetrie mit der Software Cranioform Analytics® und die Photographie gemäß den Richtlinien nach Kleemann. Hierbei wird einerseits die Funktion der Messtechnik und andererseits eine Relativierung der theoretischen Ergebnisse aus dem ersten Schritt bezogen auf reale Deformationsar-

ten, konkrete Krankheitsbilder und praxisnahe Diagnosesituationen vorgenommen. Hieraus können dann sinnvolle Bewertungen, bezogen auf die Nutzbarkeit des gesamten Verfahrens, abgeleitet werden.

Aus der modellhaften Gegenüberstellung ergeben sich folgende Erkenntnisse:

- CVAI und KI lassen keine Aussagen zur Proportion Länge zu Breite des Schädels zu. Es ist immer auch eine ergänzende Betrachtung des CI notwendig.
- Der KI ist leistungsfähiger bei der Erkennung von seitlichen Abplattungen, die keinen oder nur geringen Einfluss auf die 30 Grad-Diagonale haben. Der KI reagiert sehr sensibel, da durch die Betrachtung der gesamten Fläche jede Formveränderung eine direkte Auswirkung auf die Fläche hat. Durch den direkten Flächenvergleich hat jede Formveränderung eine Auswirkung auf den Index. Betrifft die Formveränderung symmetrisch nur den posterioren Teil des Schädels hat der KI keine Aussagekraft. Der CVAI reagiert sensibel, wenn die Formveränderung die 30°-Achsen betrifft. Sind diese nicht betroffen, kann der CVAI nicht reagieren. Da die meisten Formveränderungen am hinteren lateralen Teil des Schädels anzutreffen sind bietet der Index eine gute Referenz. Betrifft die Formveränderung nur den lateralen Teil oder symmetrisch nur den posterioren Teil des Schädels hat der CVAI keine Aussagekraft.
- Basierend auf diesen Schlussfolgerungen sollten immer mindestens zwei Indices betrachtet werden, der CI und der KI oder der CVAI.
- Selbst bei einer modellhaften Schädelform ist die präzise Definition der Symmetrie nicht erreichbar. Dementsprechend führt die hohe Sensibilität des KI immer zu einem geringen Wert, der ignoriert werden kann.

Die Feldstudie ergibt:

- Die Bildqualität ist für das Verfahren nach Kleemann entscheidende Voraussetzung, um sinnvolle Aussagen machen zu können. Die Qualitätskriterien der Sichtbarkeit von Nase und beiden Ohren ist insbesondere bei Kindern nicht leicht zu erreichen. Die Aufnahme muss senkrecht und mit einem Abstand von 1,5 Metern erfolgen.
- Entsprechen die Bilder den definierten Qualitätsnormen ist eine ausreichend gute Grundlage zur Ableitung aussagekräftiger Indices gegeben. Die Abweichungen zu den durch z.B. topologischen Verfahren ermittelten Daten sind

bezogen auf die auszuwertende Schnittebene geringfügig, geben in nahezu identischer Weise die Formeigenschaft des Schädels wieder und zeigen keine nennenswerten Auswirkungen auf die ermittelten Indices.

- Die Zurückführung der Definition der Symmetrale auf eine Linie von der Nasenwurzel durch den Mittelpunkt zwischen den Helices erzeugt Nachvollziehbarkeit.

Basierend auf diesen Ergebnissen wird festgestellt, dass die Messmethode nach Kleemann einen geeigneten Index zur Beschreibung der Schädelasymmetrie bei Säuglingen liefert. Da die Photos bereits von Neugeborenen gemacht werden können, kann die photographische Messmethode nach Kleemann auch bereits für dieses Alter verwendet werden. Durch die Bildung der Differenzfläche ist der Index nach Kleemann sensibler, intuitiver und damit aussagekräftiger als der CVAI. Wie der CVAI ist das durch Kleemann definierte Verfahren blind gegenüber Schädelformauffälligkeiten, die keine Asymmetrie an der Sagittalebene bzw.-achse hervorrufen (Breitschädel) und ist damit immer in Kombination mit dem CI zu nutzen.

8 Literaturverzeichnis

- Aarnivala et al. 2015: Aarnivala H, Vuollo V, Harila V, Heikkinen T, Pirttiniemi P, Valkama AM. Preventing deformational plagiocephaly through parent guidance: a randomized, controlled trial. *European Journal of Pediatrics* 2015;174(9):1197-1208
- Ayoub et al. 2003: Ayoub A, Garrahy A, Hood C, White J, Bock M, Siebert JP, Spencer R, Ray A. Validation of a vision-based, three-dimensional facial imaging system. *Cleft Palate–Craniofacial Journal* 2003;40(5):523-529
- BAuA 2010: Udovicic I. Damit nichts ins Auge geht Schutz vor Laserstrahlung. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. http://www.baua.de/de/Publikationen/Broschueren/A37.pdf?__blob=publicationFile 2010; 12
- Berg et al. 1997: Berg K, Grundmann U, Wilhelm W, Krier C, Mertzluft F. Kraniosynostose-Operationen im Kindesalter. *Anästhesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther* 1997; 32(3):138-150
- Bittner 2013: Bittner ML, 3D-stereophotogrammetrische Analyse der operativen Effekte nach breiter medianer Kraniektomie bei prämaturner Sagittalnahtsynostose. Dissertation, Universität Würzburg 2013
- Champely 2017: Champely S, pwr: Basic Functions for Power Analysis. R, package version 1.2-1. <https://CRAN.R-project.org/package=pwr> (2017)
- Chumas et al. 1997: Chumas PD, Cinalli G, Arnaud E, Marchac D, Renier D, Classification of previously unclassified cases of craniosynostosis. *Journal of Neurosurgery* 1997; 86(2):177-811
- Collmann 1988: Collmann H, Diagnostik der Craniostenose: Untersuchungen über die Auswirkung praematurer Nahtsynostosen auf das Neurocranium und den intracraniellen Raum. 1988
- Delashaw et al. 1989: Delashaw JB, Persing JA, Broaddus WC, Jane JA. Cranial vault growth in craniosynostosis. *Journal of Neurosurgery* 1989; 70(2):159-65.
- Dörhage 2010: Dörhage K. Ursache und Diagnostik der lagebedingten Plagiozephalie - Eine Übersichtsarbeit. *Manuelle Medizin* 2010; 2:125-134
- Geil et al. 2008: Geil MD, Smith A. Accuracy and Reliability of a System for the Digital Capture of Infant Head Shapes in the Treatment of Cranial Deformities. *Journal of Prosthetics & Orthotics* 2008; 20(2) 35-38
- Graham et al. 2005: Graham JM, Kreutzman J, Earl D, Halberg A, Samayoa C, Guo X. Deformational brachycephaly in supine-sleeping infants. *The Journal of Pediatrics*, 2005;146(2):258–262

-
- Graham et al. 2005 (2): Graham JM, Gomez M, Halberg A, Earl D, Kreutzman J, Cui J, Guo V. Management of deformational plagiocephaly: Repositioning versus orthotic therapy. *The Journal of Pediatrics*, 2005;146(2):253-257
- Gwilliam et al. 2006: Gwilliam JR, Cunningham SJ, Hutton T. Reproducibility of soft tissue landmarks on three-dimensional facial scans. *The European Journal of Orthodontics* 2006; 28(5):408 -415
- Huang et al. 1998: Huang MH, Mouradian W, Cohen SR, Gruss JS. The Differential Diagnosis of Abnormal Head Shapes: Separating Craniosynostosis from Positional Deformities and Normal Variants. *The Cleft palate-craniofacial journal* 1998; 35(3):204-211
- Hummel et al. 2005: Hummel P; Fortado D. Impacting Infant Head Shapes. *Advace in neonatal care* 2005; 5(6):329-340
- Hutchison et al. 2004: Hutchison BL, Hutchison LA D, Thompson JM D, Mitchell E A. Plagiocephaly and Brachycephaly in the First Two Years of Life: A Prospective Cohort Study. *Pediatrics* 2004; 114(4)
- ICD 10 2016: WHO, 2016 ICD-10-CM Diagnosis Code Q75.0, http://www.who.int/child-growth/standards/chart_catalogue/en/ 2016
- Kau et al. 2005: Kau CH, Richmond S, Zhurov A I, Knox J, Chestnutt I, Hartles F, Playle R. Reliability of measuring facial morphology with a 3-dimensional laser scanning system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2005; 128(4):424–430
- Kelly et al. 1999: Kelly KM, Littlefield TR, Pomatto JK, Ripley CE, Beals SP, Joganic EF. Importance of Early Recognition and Treatment of Deformational Plagiocephaly with Orthotic Cranioplasty. *The Cleft Palate-Craniofacial Journal* 1999; 36(2):127-130
- Kim et al. 2013: Kim, SY, Park MS, Yang JI, Yim SY. Comparison of Helmet Therapy and Counter Positioning for Deformational Plagiocephaly. *Annals of Rehabilitation Medicine* 2013; 37(6):785-795
- Kimonis et al. 2007: Kimonis V, Gold JA, Hoffman TL, Panchal J, Boyadjiev SA. Genetics of Craniosynostosis. *Seminars in Pediatric Neurology* 2007; 14(3):150–161
- Kleemann 2016: Klemann E. Messmethode zur Bestimmung von Schädelasymmetrien, Dissertation, Ludwigs-Maximilians-Universität München 2016
- Kraft et al. 2015: Kraft A, Schneider D, Maas HG, Rüdiger M, Ifflaender S. Untersuchungen zur Eignung photogrammetrischer Methoden zur Bestimmung von Schädelvolumen und Schädeldeformitäten Frühgeborener Photogrammetrie - Laserscanning - Optische 3D-Messtechnik, Beiträge der Oldenburger 3D-Tage 2015. Hrsg. Th. Luhmann 2015 Verlag Herbert Wichmann, ISBN 3879075530

-
- Kruse et al. 2013: Kruse Gujer A, Jacobsen C, Grätz KW. Facharztwissen Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Springer Verlag 2013; ISBN 9783642300028
- Lajeunie et al. 1995: Lajeunie E, Le Merrer M, Bonaïti-Pellie C, Marchac D, Renier D. Genetic study of nonsyndromic coronal craniosynostosis. *American Journal of Medical Genetics* 1995; 55(4):500-504
- Likus et al. 2014: Likus W, Bajor G, Gruszczynska K, Baron J, Markowski J, Machnikowska-Sokolowska M, Milka D, Lepich T. Cephalic index in the first three years of life: study of children with normal brain development based on computed tomography. *The Scientific World Journal* 2014; 2014:Article ID 502836
- Lima 2004: Lima D. The Management of Deformational Plagiocephaly: A Review of the Literature. *Journal of Prosthetics & Orthotics* 2004; 16(4):9-14
- Littlefield et al. 2005: Littlefield TR, Cherney JC, Luisi JN, Beals SP, Kelly KM, Pomatto JK. Comparison of plaster casting with three-dimensional cranial imaging. *The Cleft Palate-Craniofacial Journal* 2005; 42(2):157-164
- Loveday et al. 2001: Loveday BP, de Chalain TB, Active counterpositioning or orthotic device to treat positional plagiocephaly? *Journal of Craniofacial Surgery* 2001;12(4):308-313
- Majid et al. 2005: Majid Z, Chong AK, Ahmad A, Setan H, Samsudin AR. Photogrammetry and 3D laser scanning as spatial data capture techniques for a national craniofacial database. *The Photogrammetric Record* 2005; 20(109)48-68
- Mändle et al. 2014: Mändle C, Opitz-Kreuter S. Das Hebammenbuch: Lehrbuch der praktischen Geburtshilfe, Schattauer 2014 Auflage: 6; ISBN 3794529707
- Mawji et al. 2013: Mawji A, Robinson Vollman A, Hatfield J; McNeil DA, Sauv e R. The Incidence of Positional Plagiocephaly: A Cohort Study, *Pediatrics* 2013; 132:298
- Meyer-Marcotty et al. 2014: Meyer-Marcotty P, Böhm H, Linz C, Kochel J, Stellzig-Eisenhauer A, Schweitzer T. Three-dimensional analysis of cranial growth from 6 to 12 months of age. *The European Journal of Orthodontics* 2014; 36(5):489-496
- Moskop et al. 2015: Moskopp D, Wassmann H. Neurochirurgie: Handbuch für die Weiterbildung und interdisziplin res Nachschlagewerk. 2014; Schattauer Verlag 2014, 2. Auflage; ISBN 9783794524426
- Mulliken et al. 1999: Mulliken JB, Vander Woude DL, Hansen M, LaBrie RA, Scott MR. Analysis of Posterior Plagiocephaly: Deformational versus Synostotic. *Plastic and Reconstructive Surgery* 1999; 103:371-380
- Peitsch et al. 2002: Peitsch W.K, Keefer CH, LaBrie RA, Mulliken JB. Incidence of Cranial Asymmetry in Healthy Newborns. *Pediatrics* 2002; 110(6)

Plank et al. 2006: Plank LH, Giavedoni B, Lombardo JR, Geil MD, Reisner A. Comparison of infant head shape changes in deformational plagiocephaly following treatment with a cranial remolding orthosis using a noninvasive laser shape digitizer. *Journal of Craniofacial Surgery* 2006; 17(6):1084-1091

R Core Team 2017: R Core Team R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL <https://www.R-project.org/>. (29017)

Riphagen et al. 2008: Riphagen JM, van Neck JW, van Adrichem L NA., 3D Surface Imaging in Medicine: A Review of Working Principles and Implications for Imaging the Unsedated Child. *Journal of Craniofacial Surgery* 2008; 10(2):517-524

Schaaf et al. 2010: Schaaf H, Wilbrand JF, Boedeker RH, Howaldt HP. Accuracy of Photographic Assessment Compared With Standard Anthropometric Measurements in Nonsynostotic Cranial Deformities. *The Cleft Palate–Craniofacial Journal* 2010; 47(5):447-453

Schweitzer et al. 2013: Schweitzer T, Böhm H, Linz C, Jager B, Gerstl L, Kunz F, Stellzig-Eisenhauer A, Ernestus RI, Krauß J, Meyer-Marcotty P. Three-dimensional analysis of positional plagiocephaly before and after molding helmet therapy in comparison to normal head growth. *Child's Nervous System* 2013; 29(7):1155–1161

Teichgraeber et al. 2002: Teichgraeber JF, Ault JK, Baumgartner J, Waller A, Messersmith M, Gateño J, Bravenec B, Xia J, Deformational Posterior Plagiocephaly: Diagnosis and Treatment. *The Cleft Palate-Craniofacial Journal*, 2002; 39(6):582-586.

Teichgraeber et al. 2004: Teichgraeber JF, Seymour-Dempsey K, Baumgartner J, Xia J, Waller A, Gateño J. Molding Helmet Therapy in the Treatment of Brachycephaly and Plagiocephaly. *Journal of Craniofacial Surgery* 2004; 15(1):118-123

Thöniß 2004: Thöniß T. Abbildungsfehler und Abbildungsleistung optischer Systeme. 2004 <http://www.winlens.de/pdf/papers/Abbildungsfehler.pdf>

Tineshev 2010: Tineshev S. Age dynamics and secular changes of indices characterizing the neurocranium and facial cranium in ethnic Bulgarian 7-17-year-old children from the region of the Eastern Rhodopes. *Folia medica* 2010; 52(4)32-38

van Vlimmeren 2007: van Vlimmeren LA, van der Graaf Y, Boere-Boonekamp MM, L'Hoir MP, Helders P JM, Engelbert R HH. Risk factors for deformational plagiocephaly at birth and at 7 weeks of age: a prospective cohort study. *Pediatrics* 2007; 119(2) 408-418

van Vlimmeren et al. 2006: van Vlimmeren LA, Takken T, van Adrichem L NA, van der Graaf Y, Helders P JM, Engelbert R HH. Plagiocephalometry: a non-invasive method to quantify asymmetry of the skull; a reliability study. *European Journal of Pediatrics* 2006; 165(3) 149-157

Villani et al. 2014: Villani D, Meraviglia MV. Positional Plagiocephaly. Springer Verlag 2014: ISBN 978331906117

Warren et al. 2001: Warren SM, Longaker MT. The pathogenesis of craniosynostosis in the fetus. *Yonsei Medical Journal* 2001; 42(6):646-659

Weckenmann 2012: Weckenmann A. Koordinatenmesstechnik, Carl Hanser Verlag München 2. Auflage 2012: ISBN 9783446407398

Weinberg et al. 2006: Weinberg SM, Naidoo S, Govier DP, Martin RA, Kane AA, Marazita ML. Anthropometric precision and accuracy of digital three-dimensional photogrammetry: comparing the Genex and 3dMD imaging systems with one another and with direct anthropometry. *The Cleft Palate-Craniofacial Journal* 2006; 17(3):477-483

WHO 2016: WHO. Child growth standards. 2016 http://www.who.int/childgrowth/standards/chart_catalogue/en/

Wilbrand et al. 2011: Wilbrand JF, Wilbrand M, Pons-Kuehnemann J, Blecher JC, Christophis P, Howaldt HP, Schaaf H, Value and reliability of anthropometric measurements of cranial deformity in early childhood. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 2011; 39(1):24-29

Wilbrand et al. 2014: Wilbrand JF, Hagemes, F, Wilbrand M, Kühnemann, J, Dey F, Streckbein P, Howaldt HP. Nonsynostotic cranial deformity: a six-month matched-pair photogrammetric comparison of treated and untreated infants. *Cleft palate-craniofacial journal* 2014; 51(6):632-638

Zeng et al. 2013: Zheng L, Li Y, Lu S, Bao J, Wang Y, Zhang X, Xue H, Rong W. Physical characteristics of Chinese Hakka. *Science China. Life sciences* 2013; 56(6):541-551

9 Anhang

Anhang 1 Zustimmungserklärung der Ethikkommission der Ludwig-Maximilians-Universität München

	LUDWIG- MAXIMILIANS- UNIVERSITÄT MÜNCHEN	ETHIKKOMMISSION BEI DER LMU MÜNCHEN	
Ethikkommission · Pettenkoferstr. 8 · 80336 München		Vorsitzender: Prof. Dr. W. Eisenmenger Telefon+49 (0)89 440055191 Telefax+49 (0)89 440055192 Ethikkommission@ med.uni-muenchen.de www.ethikkommission.med.uni-muenchen.de	
Barbara Steinmetz Praxis für Osteopathie Bahnhofsplatz 7 82054 Sauerlach		Anschrift: Pettenkoferstr. 8a D-80336 München	
15.11.2016 Hb/ck			
Projekt Nr: 583-16 (bitte bei Schriftwechsel angeben)			
Beratung nach geltendem Fakultätsrecht			
Studientitel: Validierung der photographischen Messmethode zur Bestimmung von Schädelasymmetrie bei Säuglingen nach Kleemann. Antragsteller: Barbara Steinmetz, Praxis für Osteopathie, Bahnhofsplatz 7, 82054 Sauerlach,			
Sehr geehrte Frau Steinmetz,			
besten Dank für Ihre Einreichung vom 13.11.2016 mit der Beantwortung unserer Fragen bzw. Erfüllung der Auflagen und den noch ausstehenden bzw. überarbeiteten Unterlagen			
<ul style="list-style-type: none"> • Studienplan 20161110 • ICF_Eltern Vormund 20161110 • Einverständniserklärung Veröffentlichung 			
Die Ethikkommission (EK) kann Ihrer Studie nun die ethisch-rechtliche Unbedenklichkeit zuerkennen.			
Vorsorglich möchte ich darauf hinweisen, dass auch bei einer positiven Beurteilung des Vorhabens durch die EK die ärztliche und juristische Verantwortung für die Durchführung des Projektes uneingeschränkt bei Ihnen und Ihren Mitarbeitern verbleibt.			
<u>Allgemeine Hinweise:</u>			
<ul style="list-style-type: none"> • Änderungen im Verlauf der Studie sind der EK zur erneuten Prüfung vorzulegen. • Schwerwiegende unerwartete Ereignisse im Rahmen der Studie sind der EK mitzuteilen. • Das Ende der Studie ist anzuzeigen und das Ergebnis vorzulegen. • Die ärztliche und juristische Verantwortung bei der Durchführung der Studie verbleibt uneingeschränkt bei Ihnen und Ihren Mitarbeitern. 			
<hr/> <small>Mitglieder der Kommission: Prof. Dr. W. Eisenmenger (Vorsitzender), Prof. Dr. E. Held (stellv. Vorsitzender), Prof. Dr. C. Bausewein, PD Dr. Th. Beinert, Prof. Dr. B. Emmerich, Prof. Dr. H. U. Gallwas, Prof. Dr. K. Hahn, Dr. B. Henrikus, Dr. V. Mönch, Prof. Dr. D. Nowak, Prof. Dr. R. Penning, Prof. Dr. K. Pfeifer, Dr. A. Yassouridis, Dr. Ch. Zach</small>			

583-16 2
15.11.2016

SEITE 2 VON 2

Für Ihre Studie wünsche ich Ihnen viel Erfolg.

Mit freundlichen Grüßen


Prof. Dr. W. Eisenmenger
Vorsitzender der Ethikkommission

Anhang 2 Patienteninformation und Einwilligungserklärung für Eltern teilnehmender Kinder

Patienteninformation und Einwilligungserklärung für Eltern teilnehmender Kinder

Patienteninformation und Einwilligungserklärung für Eltern teilnehmender Kinder

Titel der Studie

Dissertation zur „Validierung der photographischen Messmethode zur Bestimmung von Schädelasymmetrie bei Säuglingen nach Kleemann“

Durchführungsverantwortlicher der Studie:

Barbara Steinmetz, E-Mail: barbara.steinmetz@hotmail.de, Tel. 08104/ 64 97 42

Sie werden gefragt, ob Sie bereit sind an dieser Studie freiwillig teilzunehmen.

Studienumfang

Mit dieser Studie soll nachgewiesen werden, dass die Messmethode zur Bestimmung von Schädelasymmetrie bei Säuglingen nach Kleemann ebenso exakt in der Messung ist wie das bisherige Standardverfahren in der Klinik.

Um die Messung durchzuführen werden neben den Messungen in der Klinik zwei Photographien Ihres Kindes benötigt – eine Aufnahme von vorne und eine von oben. Diese werden in den Computer eingelesen und ausgewertet um die Form des Kopfes und die Achsen im Gesicht darzustellen. Mittels der Form und den Achsen kann die Formveränderung des Kopfes dargestellt werden.

In dieser Studie werden die Ergebnisse nach der Methode von Kleemann und die Ergebnisse nach der Standardmessmethode der Klinik verglichen um nachzuweisen dass die Methode nach Kleemann einfach anzuwenden ist, die Kinder nicht beeinträchtigt werden und dass die Messung aussagekräftig ist.

Die Messungen für die Studie sind unabhängig von der Behandlung der Klinik.

Bei dieser Studie werden die Vorschriften über die ärztliche Schweigepflicht und den Datenschutz eingehalten. Es werden persönliche Daten (Name und Geburtsdatum des Kindes, sowie die Kontaktdaten der Eltern) erhoben, gespeichert und verschlüsselt (pseudonymisiert) weitergegeben, d.h. weder Ihr Name noch Ihre Initialen oder das exakte Geburtsdatum erscheinen im Verschlüsselungscode.

Im Falle einer Veröffentlichung eines Fotos des Kindes kann das Kind nicht anonymisiert werden – eine Veröffentlichung erfolgt **ohne** einen Balken vor den Augen. Die Zustimmung zur Veröffentlichung eines Fotos erfolgt auf einem separaten Zustimmungsbogen.

Im Falle des Widerrufs Ihrer Einwilligung werden die pseudonymisiert gespeicherten Daten vernichtet.

Der Zugang zu den Originaldaten und zum Verschlüsselungscode ist auf Barbara Steinmetz beschränkt. Die Unterlagen (Photos und Messwerte) werden in einem Ordner in

Datum 25.01.2017

Seite 1 von 3

Barbara Steinmetz

Patienteninformation und Einwilligungserklärung für Eltern teilnehmender Kinder

einem Safe in der Praxis von Barbara Steinmetz für die Dauer der Dissertation (Doktorarbeit) aufbewahrt.

Im Falle von Veröffentlichungen der Studienergebnisse bleibt die Vertraulichkeit der persönlichen Daten gewährleistet.

Mitwirkungsleistung des Patienten:

Für die Durchführung der Studie werden von Ihrem Kind zu einem zu vereinbarenden Termin zwei Photos aufgenommen.

Ich bin damit einverstanden, dass... (bitte zutreffendes ankreuzen):

- die Daten meines Kindes mittels Fragebogen erfasst und in einer Datenbank gesammelt werden (Name und Geburtsdatum des Kindes, sowie die Kontaktdaten der Eltern)
- von meinem Kind Photos von oben (cranialsicht) und von vorne (frontalsicht) genommen werden
- die gesammelten Daten pseudonymisiert (verschlüsselt, d.h. weder Ihr Name noch Ihre Initialen oder das exakte Geburtsdatum erscheinen im Verschlüsselungscode und daher kann kein Rückschluss auf das Kind erfolgen) ausgewertet und im Rahmen der Dissertation als Messwerte veröffentlicht werden
- die genommenen Photos im Rahmen der Dissertation und der dazugehörigen Veröffentlichungen (Druck, Präsentation, Internetveröffentlichung) ohne Anonymisierung (also ohne Balken vor den Augen) veröffentlicht werden.

Ich weiß, dass ich diese Zustimmung ohne Angabe von Gründen jederzeit und ohne Nachteile für meine weitere medizinische Versorgung widerrufen kann.

Die schriftliche Patienteninformation und Einwilligungserklärung für Eltern teilnehmender Kinder habe ich erhalten und gelesen. Darüber hinaus bin ich mündlich aufgeklärt worden. Dabei wurden alle meine Fragen beantwortet.

Widerruf

Sie können jederzeit Widerruf erklären. Dann werden die Daten Ihres Kindes aus der Studie herausgenommen. Der Widerruf kann mündlich erfolgen und bedarf ausdrücklich nicht der schriftlichen Form.

Eine vorzeitige Beendigung der Studienteilnahme hat keinen Einfluss auf die Behandlung des Kindes.

Datum 25.01.2017

Seite 2 von 3

Barbara Steinmetz

Patienteninformation und Einwilligungserklärung für Eltern teilnehmender Kinder

Datenschutzpassus

Ich wurde darüber aufgeklärt und stimme zu, dass die in der Studie erhobenen Daten meines Kindes in pseudonymisierter Form aufgezeichnet (und ggf. auch in pseudonymisierter Form weitergeben) werden könnten. Dritte erhalten jedoch keinen Einblick in personenbezogene Unterlagen. Bei Veröffentlichung von Ergebnissen der Studie wird der Name des Kindes nicht genannt.

Ich bin mit der Erhebung und Verwendung persönlicher Daten und Befunddaten nach Maßgabe der Patienteninformation einverstanden.

Sorgeberechtigte/-r

Datum

Datum 25.01.2017

Seite 3 von 3

Barbara Steinmetz

Anhang 3 Patienten Fotoqualität

Patientencode	Fotoqualität	Kommentar zur Bewertung
B01	1	etwas zu weit vorne
K18	1	etwas zu weit vorne
K24	1	etwas zu weit von hinten
K26	1	Sehr gut, Abplattung seitlich
K39	1	2tes Ohr unter Haaren, sonst sehr gut
K40	1	alles da
K41	1	etwas zu weit von vorne
K45	1	1 Ohr fehlt
K46	1	2 Ohren aber keine Nase
K49	1	keine Nase, von zu weit hinten
K50	1	etwas zu weit von vorne
K52	1	alles da
K54	1	perfekt
K55	1	perfekt
K58	1	2tes Ohr unter Haaren
K05	1	Nase und Ohren sichtbar
K03	1	Nase und Ohren sichtbar
K04	2	beide Ohren sichtbar, aber keine Nase
B02	2	Ohren und Nase nicht sichtbar
B03	2	Nur 1 Ohr und Nase nicht sichtbar
K11	2	Ohren fehlen
K16	2	nur 1 Ohr sichtbar
K17	2	nur ein Ohr, zu weit vorne rechts
K25	2	nur ein Ohr, zu weit vorne rechts
K28	2	Nase und linkes Ohr fehlt
K29	2	Nase und linkes Ohr fehlt
K33	2	Nase und linkes Ohr fehlt
K35	2	Nase und linkes Ohr fehlt
K37	2	zu weit von hinten, keine Nase sichtbar, 2tes Ohr nur ahnen
K44	2	perfekt aber keine Ohren
K47	2	Nase aber keine Ohren
K48	2	keine Ohren
K51	2	2tes Ohr fehlt

Patientencode	Fotoqualität	Kommentar zur Bewertung
K53	2	2tes Ohr fehlt
K56	2	2tes Ohr fehlt
K57	2	2tes Ohr fehlt
B04	2	nur ein Ohr sichtbar, zu weit von links
B05	2	nur ein Ohr sichtbar, zu weit von links
K07	2	Nase, Ohren sichtbar, aber zu weit von vorne
K08	2	Nase ok, keine Ohren sichtbar
K01	3	zu weit von vorne
K02	3	nur ein Ohr sichtbar, keine Nase, zu weit von links
K14	3	Nase und ein Ohr fehlen
K15	3	nur 1 Ohr
K19	3	linkes Ohr fehlt
K21	3	Ohren und Nase fehlen
K22	3	1 Ohr und Nase fehlen
K23	3	rechtes Ohr fehlt
K30	3	Ohr fehlt - Perspektive
K31	3	keine Ohren keine Nase
K32	3	keine Ohren keine Nase
K34	3	Ohren fehlen
K36	3	nur 1 Ohr sichtbar
K38	3	Haare, aber von den Achsen her gut, gute Nase
K43	3	keine Ohren, da Haare
K10	4	Haare
K13	4	Haare
K20	4	Haare
K27	4	Haare
K42	4	Haare
K09	4	Haare

Anhang 4 Tabellen der Messungen**Rotation der Symmetrale**

Tabelle Rotation der Symmetrale

Schädelldiagnose nach Kleemann Rotation Symmentrale	Verschiebung	CVAI	Kleemann Index
	-10,00	9,95	6,44
	-5,00	4,99	3,27
	-3,00	2,93	1,96
	-2,50	2,44	1,63
	-2,00	1,92	1,30
	-1,50	1,43	0,98
	-1,00	0,97	0,65
	-0,50	0,45	0,32
	0,00	0,06	0,07
	0,50	0,58	0,35
	1,00	1,10	0,68
	1,50	1,62	1,01
	2,00	2,11	1,34
	2,50	2,58	1,67
	3,00	3,06	2,00
	5,00	4,91	3,30
	10,00	9,95	6,47

Rotation der Ohrachse

Tabelle Rotation der Ohrachse ohne Versatz

Schädelldiagnose nach Kleemann Rotation Ohrachse	Verschiebung	CVAI	Kleemann Index
	-10,00	0,07	0,11
	-5,00	0,08	0,08
	-3,00	0,10	0,07
	-2,50	0,09	0,07
	-2,00	0,08	0,08
	-1,50	0,08	0,09
	-1,00	0,07	0,10
	-0,50	0,08	0,09
	0,00	0,06	0,08
	0,50	0,09	0,07
	1,00	0,09	0,07
	1,50	0,10	0,08
	2,00	0,10	0,08
	2,50	0,10	0,08
	3,00	0,10	0,08
	5,00	0,10	0,08
	10,00	0,13	0,13

Tabelle Rotation der Ohrachse mit ein 20-tel Versatz

Versatz +5 Schädeldiagnose nach Kleemann Rotation Ohrach	Verschiebung	CVAI	Kleemann Index
	-5,00	0,17	0,26
	-3,00	0,09	0,27
	-2,50	0,16	0,22
	-2,00	0,14	0,17
	-1,50	0,13	0,13
	-1,00	0,12	0,10
	-0,50	0,10	0,08
	0,00	0,09	0,07
	0,50	0,08	0,08
	1,00	0,07	0,11
	1,50	0,05	0,14
	2,00	0,04	0,18
	2,50	0,03	0,21
	3,00	0,02	0,25
	5,00	0,04	0,43

Tabelle Rotation der Ohrachse mit zwei 20-tel Versatz

Versatz +10 Schädeldiagnose nach Kleemann Rotation Ohrach	Verschiebung	CVAI	Kleemann Index
	-5,00	0,41	1,01
	-3,00	0,25	0,50
	-2,50	0,23	0,44
	-2,00	0,21	0,39
	-1,50	0,19	0,32
	-1,00	0,16	0,23
	-0,50	0,13	0,15
	0,00	0,11	0,08
	0,50	0,08	0,09
	1,00	0,05	0,16
	1,50	0,02	0,25
	2,00	0,01	0,34
	2,50	0,04	0,44
	3,00	0,07	0,53
	5,00	0,17	0,84

Tabelle Rotation der Ohrachse mit drei 20-tel Versatz

Versatz +15 Schädeldiagnose nach Kleemann Rotation Ohrach	Verschiebung	CVAI	Kleemann Index
	-5,00	0,70	1,95
	-3,00	0,49	1,26
	-2,50	0,43	1,09
	-2,00	0,38	0,91
	-1,50	0,33	0,74
	-1,00	0,27	0,57
	-0,50	0,16	0,40
	0,00	0,16	0,23
	0,50	0,10	0,08
	1,00	0,02	0,23
	1,50	0,06	0,49
	2,00	0,14	0,74
	2,50	0,20	0,94
	3,00	0,25	1,12
	5,00	0,48	1,83

Kippung der Symmetrale

Tabelle Kippung Symmetrale

Schädeldiagnose nach Kleemann Kippen Symentrale	Verschiebung	CVAI	Kleemann Index
	-10,00	10,20	28,87
	-5,00	4,99	14,70
	-3,00	2,94	8,86
	-2,50	2,43	7,38
	-2,00	1,93	5,91
	-1,50	1,43	4,43
	-1,00	0,94	2,96
	-0,50	0,44	1,48
	0,00	0,06	0,07
	0,50	0,56	1,49
	1,00	1,04	2,97
	1,50	1,45	4,44
	2,00	1,90	5,92
	2,50	2,39	7,40
	3,00	2,90	8,87
	5,00	4,97	14,71
	10,00	10,10	28,88

Kippung der Ohrachse

Tabelle Kippung der Ohrachse ohne Versatz

Schädeldiagnose nach Kleemann Kippen Ohrachse	Verschiebung	CVAI	Kleemann Index
	-10,00	0,58	2,14
	-5,00	0,04	0,42
	-3,00	0,04	0,19
	-2,50	0,05	0,15
	-2,00	0,06	0,12
	-1,50	0,07	0,09
	-1,00	0,08	0,08
	-0,50	0,08	0,08
	0,00	0,06	0,08
	0,50	0,08	0,08
	1,00	0,08	0,08
	1,50	0,08	0,08
	2,00	0,07	0,11
	2,50	0,04	0,17
	3,00	0,02	0,23
	5,00	0,06	0,49
	10,00	0,49	1,88

Tabelle Kippung der Ohrachse mit ein 20-tel Versatz

Versatz +5 Schädeldiagnose nach Kleemann Kippen Ohrachse	Verschiebung	CVAI	Kleemann Index
	-5,00	0,09	0,08
	-3,00	0,09	0,12
	-2,50	0,09	0,12
	-2,00	0,09	0,12
	-1,50	0,12	0,12
	-1,00	0,11	0,10
	-0,50	0,10	0,08
	0,00	0,09	0,07
	0,50	0,08	0,08
	1,00	0,07	0,10
	1,50	0,06	0,13
	2,00	0,03	0,20
	2,50	0,00	0,30
	3,00	0,09	0,40
	5,00	0,16	0,83

Tabelle Kippung der Ohrachse mit zwei 20-tel Versatz

Versatz +10 Schädeldiagnose nach Kleemann Kippen Ohrachse	Verschiebung	CVAI	Kleemann Index
	-5,00	0,23	0,43
	-3,00	0,21	0,36
	-2,50	0,20	0,33
	-2,00	0,18	0,30
	-1,50	0,17	0,26
	-1,00	0,16	0,23
	-0,50	0,14	0,16
	0,00	0,11	0,08
	0,50	0,07	0,10
	1,00	0,04	0,19
	1,50	0,00	0,29
	2,00	0,03	0,40
	2,50	0,06	0,51
	3,00	0,12	0,70
	5,00	0,47	1,80

Tabelle Kippung der Ohrachse mit drei 20-tel Versatz

Versatz +15 Schädeldiagnose nach Kleemann Kippen Ohrachse	Verschiebung	CVAI	Kleemann Index
	-5,00	0,42	1,04
	-3,00	0,36	0,86
	-2,50	0,33	0,76
	-2,00	0,30	0,65
	-1,50	0,26	0,55
	-1,00	0,23	0,44
	-0,50	0,20	0,34
	0,00	0,16	0,23
	0,50	0,10	0,08
	1,00	0,01	0,27
	1,50	0,08	0,55
	2,00	0,17	0,84
	2,50	0,25	1,12
	3,00	0,35	1,41
	5,00	0,73	2,63

Parallelverschiebung Symmetrale

Tabelle Parallelverschiebung Symmetrale

Schädelldiagnose nach Kleemann Parallel Symmetrale	Verschiebung	CVAI	Kleemann Index
	-3,00	0,06	17,41
	-2,50	0,08	14,52
	-2,00	0,14	11,62
	-1,50	0,15	8,72
	-1,00	0,12	5,81
	-0,50	0,09	2,91
	0,00	0,06	0,07
	0,50	0,03	2,92
	1,00	0,08	5,82
	1,50	0,03	8,73
	2,00	0,12	11,63
	2,50	0,14	14,52
	3,00	0,16	17,41

Parallelverschiebung Ohrachse

Tabelle Parallelverschiebung Ohrachse

Schädelldiagnose nach Kleemann Parallel Ohrachse	Verschiebung	CVAI	Kleemann Index
	-10,00	0,08	0,08
	-5,00	0,09	0,07
	-3,00	0,08	0,08
	-2,50	0,09	0,07
	-2,00	0,10	0,08
	-1,50	0,11	0,09
	-1,00	0,10	0,08
	-0,50	0,09	0,07
	0,00	0,06	0,08
	0,50	0,07	0,10
	1,00	0,08	0,08
	1,50	0,09	0,07
	2,00	0,09	0,07
	2,50	0,09	0,07
	3,00	0,09	0,07
	5,00	0,11	0,08
	10,00	0,12	0,12

Formveränderung posterior und lateral

Tabelle Formveränderung posterior und lateral

Abflachung	CVAI	Kleemann-Index	CI
1	0,01	0,57	8,01
2	2,72	1,71	8,29
3	4,72	2,26	8,04
4	3,02	2,29	8,01
5	0,89	3,92	7,96

Formveränderung 30°-Abflachung

Tabelle Formveränderung 30°-Abflachung

Abflachung	CVAI	Kleemann-Index
1	0,11	0,41
2	2,70	1,13
3	5,53	2,56
4	8,09	4,45
5	11,34	6,37

Vergleichende Messungen Deformationstyp 30° Abflachung bei Photo und Scan

Tabelle Vergleichende Messungen Deformationstyp 30° Abflachung bei Scans

Deformationstyp 3 Probandennummer	Nummerierung	CVAI nach Scan	Kleemann nach Scan
K04	1	0,16	1,85
K28	2	0,92	2,69
K18	3	2,81	4,20
K24	4	2,93	3,57
K44	5	3,08	3,15
K16	6	3,36	2,40
B02	7	4,22	3,71
B04	8	4,40	3,69
K22	9	4,74	3,04
K46	10	5,49	5,79
K19	11	5,83	4,34
K05	12	5,83	6,86
K45	13	5,97	3,96
K23	14	7,12	4,28
K29	15	7,25	5,36
K57	16	7,34	4,93
K53	17	7,43	4,90
B05	18	8,21	6,48
K49	19	8,81	7,49
K03	20	9,90	6,61
K27	21	11,77	8,48
K54	22	13,90	9,69

Tabelle Vergleichende Messungen Deformationstyp 30° Abflachung bei Photo

Deformationstyp 3			
Probandennummer	Nummerierung	Kleemann nach Photo	CVAI nach Photo
K18	1	1,64	2,81
K04	2	1,72	0,16
K28	3	1,82	0,92
K16	4	2,13	3,36
K24	5	2,55	2,93
K05	6	2,66	5,83
K44	7	2,81	3,08
B02	8	3,49	4,22
B04	9	4,01	4,40
K45	10	4,18	5,97
K19	11	4,18	5,83
K46	12	4,85	5,49
K57	13	5,17	7,34
K53	14	5,41	7,43
K29	15	5,52	7,25
K22	16	5,63	4,74
B05	17	6,63	8,21
K03	18	6,65	9,90
K23	19	7,12	7,12
K49	20	7,13	8,81
K27	21	8,05	11,77
K54	22	8,63	13,90

Vergleichende Messungen Deformationstyp Abflachung lateral bei Photo und Scan

Tabelle Vergleichende Messungen Deformationstyp Abflachung lateral bei Scans

Deformationstyp 4			
Probandennummer	Nummerierung	CVAI nach Scan	Kleemann nach Scan
K39	1	0,13	2,06
K35	2	0,15	4,68
K13	3	0,27	2,96
K43	4	0,54	4,69
K09	5	1,29	1,33
K11	6	1,32	3,19
K41	7	1,32	2,52
K10	8	1,35	2,34
K17	9	1,59	3,66
K08	10	1,61	2,09
K26	11	1,79	3,28
K34	12	2,11	5,67
K42	13	2,43	5,30
K33	14	2,89	6,05
K50	15	3,13	2,91
K47	16	3,31	2,97
K51	17	4,03	5,65
K25	18	4,09	3,16
K52	19	4,23	2,73
B01	20	4,66	3,64
K14	21	5,05	4,88
K58	22	5,12	2,98
K01	23	6,14	4,49
K32	24	8,36	5,73
K02	25	9,03	6,28
B03	26	9,54	6,27

Tabelle Vergleichende Messungen Deformationstyp Abflachung lateral bei Photos

Deformationstyp 4			
Probandennummer	Nummerierung	Kleemann nach Photo	CVAI nach Photo
K09	1	1,04	1,29
K34	2	1,06	2,11
K03	3	1,70	0,13
K08	4	2,13	1,61
K13	5	2,35	0,27
K58	6	2,40	5,12
K17	7	2,41	1,59
K26	8	2,44	1,79
K10	9	2,58	1,35
K42	10	2,59	2,43
K52	11	2,61	4,23
K14	12	2,65	5,05
K51	13	2,79	4,03
K41	14	2,84	1,32
K11	15	2,95	1,32
K50	16	3,05	3,13
K25	17	3,17	4,09
B01	18	3,73	4,66
K47	19	3,74	3,31
K33	20	3,84	2,89
K01	21	4,64	6,14
K32	22	6,37	8,36
B03	23	6,41	9,54
K02	24	9,01	9,03

Vergleichende Messungen Deformationstyp Abflachung posterior bei Photo und Scan

Tabelle Vergleichende Messungen Deformationstyp Abflachung posterior bei Scans

Probandennummer	Breitschädel	CVAI nach Scan	Kleemann nach Scan
K31	1	1,27	0,86
K56	2	4,86	3,24
K15	3	5,34	5,23
K48	4	5,37	3,75
K38	5	5,67	4,46
K36	6	10,38	6,57

Tabelle Vergleichende Messungen Deformationstyp Abflachung posterior bei Photo

Deformationstyp Breitschädel			
Probandennummer	Breitschädel	Kleemann nach Photo	CVAI nach Photo
K31	1	1,59	0,51
K48	2	2,94	3,98
K15	3	4,17	4,68
K38	4	4,92	5,21
K56	5	4,22	5,50
K36	6	6,72	11,40

Vergleichende Messungen Deformationstyp 30° Abflachung Vergleich Photo und Scan

Tabelle Vergleichende Messungen Deformationstyp 30° Abflachung

Probandennummer	Deformationstyp Abflachung 30°	CVAI	Kleemann
K04	1	0,16	1,72
K28	2	0,92	1,82
K18	3	2,81	1,64
K24	4	2,93	2,55
K44	5	3,08	2,81
K16	6	3,36	2,13
B02	7	4,22	3,49
B04	8	4,40	4,01
K46	9	5,49	4,85
K19	10	5,83	4,18
K45	11	5,97	4,18
K23	12	7,12	7,12
K29	13	7,25	5,52
K57	14	7,34	5,17
K53	15	7,43	5,41
B05	16	8,21	6,63
K49	17	8,81	7,13
K03	18	9,90	6,65
K27	19	11,77	8,05
K54	20	13,90	8,63
K54	21	13,90	9,31

Vergleichende Messungen Deformationstyp laterale Abflachung Vergleich Photo und Scan

Tabelle Vergleichende Messungen Deformationstyp laterale Abflachung

Probandennummer	Deformationstyp Abflachung lateral	CVAI	Kleemann
K39	1	0,13	1,70
K13	2	0,27	2,35
K09	3	1,29	1,04
K11	4	1,32	2,95
K41	5	1,32	2,84
K10	6	1,35	2,58
K17	7	1,59	2,41
K08	8	1,61	2,13
K26	9	1,79	2,44
K34	10	2,11	1,06
K42	11	2,43	2,59
K33	12	2,89	3,84
K50	13	3,13	3,05
K47	14	3,31	3,74
K51	15	4,03	2,79
K25	16	4,09	3,17
K52	17	4,23	2,61
B01	18	4,66	3,73
K14	19	5,05	2,65
K01	20	6,14	4,64
K32	21	8,36	6,37
K02	22	9,03	9,01

Manuelle versus automatisch gesetzte Symmetrale

Tabelle Manuelle versus automatisch gesetzte Symmetrale Deformationstyp Abflachung 30°

Probandennummer	Deformationstyp Abflachung 30°	Kleemann	Kleemann manuell
K18	1	3,49	3,71
K04	2	4,01	3,69
K28	3	6,63	6,48
K16	4	6,65	6,61
K24	5	1,72	1,85
K44	6	2,13	2,40
B04	7	4,18	4,34
K19	8	5,16	5,16
K57	9	2,55	3,57
K53	10	8,05	8,48
K29	11	1,82	2,69
K22	12	5,52	5,36
K20	13	2,81	3,15
B05	14	4,18	3,96
K03	15	4,85	5,79
K23	16	7,13	7,49
K49	17	5,41	4,90
K27	18	8,63	9,69
K54	19	9,31	9,69
K54	20	5,17	4,93

Tabelle Manuelle versus automatisch gesetzte Symmetrale Deformationstyp Abflachung lateral

Probandennummer	Deformationstyp Abflachung lateral	Kleemann	Kleemann manuell
K09	1	3,73	3,64
K34	2	6,41	6,27
K39	3	4,64	4,49
K08	4	9,01	6,28
K13	5	2,13	2,09
K58	6	1,04	1,33
K17	7	2,58	2,34
K26	8	2,95	3,19
K10	9	2,35	2,96
K52	10	2,41	3,66
K14	11	3,17	3,16
K51	12	2,44	3,28
K11	13	6,37	5,73
B01	14	4,20	4,68
K47	15	1,70	2,06
K35	16	2,59	5,30
K01	17	6,98	4,69
K30	18	3,74	2,97
K32	19	3,05	2,91
K43	20	2,61	2,73
K02	21	2,40	2,98

Anhang 5 Flächenvergleich und prozentuale Abweichung der Schädelfläche

Patientencode	Fotoqualität	Abweichung bei Fotoqualität 1	Abweichung bei Fotoqualität 2	Abweichung bei Fotoqualität 3	Abweichung bei Fotoqualität 4
B01	1	3,77			
K03	1	3,64			
K05	1	3,17			
K18	1	4,72			
K24	1	3,57			
K26	1	2,63			
K39	1	3,53			
K40	1	3,14			
K41	1	3,31			
K45	1	3,21			
K46	1	4,00			
K49	1	3,13			
K50	1	3,67			
K52	1	4,10			
K54	1	1,95			
K55	1	2,99			
K58	1	4,06			
B02	2		2,11		
B03	2		2,60		
B04	2		3,45		
B05	2		2,97		
K04	2		4,17		
K07	2		3,63		
K08	2		3,85		
K11	2		3,93		
K16	2		2,33		
K17	2		6,73		
K25	2		3,29		
K28	2		2,06		
K29	2		1,73		
K33	2		5,81		
K35	2		3,47		
K37	2		6,81		
K44	2		3,81		
K47	2		4,65		
K48	2		4,04		
K51	2		5,09		
K53	2		2,80		
K56	2		4,72		
K57	2		2,30		
K01	3			4,17	
K02	3			4,04	
K14	3			3,09	
K15	3			4,72	
K19	3			6,13	
K21	3			4,96	
K22	3			3,46	
K23	3			2,63	
K30	3			6,72	
K31	3			3,86	
K32	3			6,03	
K34	3			3,38	
K36	3			4,27	
K38	3			4,86	
K43	3			5,88	
K09	4				3,30
K10	4				6,41
K13	4				6,23
K20	4				6,19
K27	4				7,93
K42	4				4,33
Durchschnittliche Abweichung über Photos in %		3,45	3,75	4,55	5,73
Durchschnittliche Abweichung über alle Photos in %	4,06				

Anhang 6 - Einzelbewertung der Messverfahren

Formnehmend – Thermoband/Bleilineal

Kriterium	Begründung	Bewertung
Ergebnisqualität	geringe Verformung des Schädels, keine eindeutige Ebene, eingeschränktes Anpassungsvermögen an Kopfform	1
Reproduzierbarkeit	Nicht gegeben -> Abhängig vom Qualitätsanspruch ist keine zweite exakte, bestenfalls ungefähre Positionierung möglich	0
Verfügbarkeit	Jederzeit mit vertretbarem Aufwand verfügbar	3
Reife	Über Jahrzehnte erprobt	3
Nachvollziehbarkeit	Weder die Ebene noch die Form des Lineals sind nachvollziehbar. Durch Übertragung der Form auf Papier wird letzteres kompensiert.	0
Leistungsfähigkeit	Erlaubt es nur eine, nicht nachvollziehbare Ebene abzunehmen und ist damit die Basis für verschiedene zweidimensionale Indices.	1
Konformität	Kann z.B. als Grundlage von Folgenden Standards eingesetzt werden: CI, CVAI, CVA	1
Effizienz	Extrem einfach und schnell	3
Komplexität	Einfachste intuitive Bedienung	3
Verträglichkeit	unproblematisch	3

Formnehmend – Abdruck

Kriterium	Begründung	Bewertung
Ergebnisqualität	geringe Verformung des Schädels, eingeschränktes Anpassungsvermögen an Kopfform	1
Reproduzierbarkeit	gegeben -> Abhängig vom Qualitätsanspruch ist weitgehend korrekte Positionierung möglich	2
Verfügbarkeit	Jederzeit mit vertretbarem Aufwand verfügbar	2
Reife	Über Jahrzehnte erprobt	3
Nachvollziehbarkeit	Nach aushärten des Elastomers jederzeit verfügbar. Positionierung am Kopf mangels definierbarem Referenzpunkt schwierig.	1
Leistungsfähigkeit	Erlaubt es nur eine Ebene abzunehmen	2
Konformität	Kann als Grundlage von Folgenden Standards eingesetzt: CI, CVAI, CVAI _{mod}	1
Effizienz	Deutliche Abstriche bei der Auswertung	1
Komplexität	Einfachste intuitive Bedienung bei der Abnahme der Form -> aber extrem hohe Komplexität bei der Aufbereitung und Interpretation	0
Verträglichkeit	Schwierig, abhängig vom verwendeten Material und der Empfindlichkeit der Haut (ggf. Schutzschicht)	2

Indirekt – Topologie – MRT

Text	Beschreibung	Bewertung
Ergebnisqualität	Genaue Darstellung der Weichgewebe des Schädels.	1
Reproduzierbarkeit	Gegeben.	3
Verfügbarkeit	Jederzeit in geeigneten Zentren	2
Reife	Über Jahrzehnte erprobt und immer weitere Verfeinerung	3
Nachvollziehbarkeit	Jederzeit gegeben, da die Messergebnisse elektronisch vorliegen und bei Bedarf ausgedruckt werden können	3
Leistungsfähigkeit	Darstellung auf verschiedensten Ebenen	2
Konformität	Kann als Grundlage für alle Indices eingesetzt werden	2
Effizienz	Komplexe Auswertung möglich nach elektronischer Bearbeitung	2
Komplexität	Komplexe Bedienung der Geräte und bei der elektronischen Bearbeitung	1
Verträglichkeit	Strahlenbelastung keine, aber Sedierung des Patienten nötig	0

Indirekt – Topologie – CT

Text	Beschreibung	Bewertung
Ergebnisqualität	Genaue Darstellung knöchernen Strukturen des Schädels.	3
Reproduzierbarkeit	Gegeben.	3
Verfügbarkeit	Jederzeit	3
Reife	Über Jahrzehnte erprobt und immer weitere Verfeinerung	3
Nachvollziehbarkeit	Jederzeit gegeben, da die Messergebnisse elektronisch vorliegen und bei Bedarf ausgedruckt werden können	3
Leistungsfähigkeit	Darstellung auf verschiedensten Ebenen	2
Konformität	Kann als Grundlage für alle Indices eingesetzt werden	2
Effizienz	Komplexe Auswertung möglich nach elektronischer Bearbeitung	2
Komplexität	Komplexe Bedienung der Geräte und bei der elektronischen Bearbeitung	1
Verträglichkeit	Strahlenbelastung des Kindes	0

Indirekt – Topologie – 3D-Scanner

Text	Beschreibung	Bewertung
Ergebnisqualität	Genaue Darstellung der Hüllkurve des Schädels in elektronisch berechneter 3D-Grafik	3
Reproduzierbarkeit	Gegeben. Der Anwender kann den Kopf während des Scanvorgangs etwas fixieren und so eine gute Aufnahmequalität erreichen. Weitgehend korrekte Positionierung möglich	3
Verfügbarkeit	Jederzeit in geeigneten Zentren	3
Reife	Über Jahrzehnte erprobt und immer weitere Verfeinerung	3
Nachvollziehbarkeit	Jederzeit gegeben, da die Messergebnisse elektronisch vorliegen und bei Bedarf ausgedruckt werden können	3
Leistungsfähigkeit	Darstellung auf verschiedensten Ebenen	3
Konformität	Kann als Grundlage für alle Indices eingesetzt werden	3
Effizienz	Komplexe Auswertung möglich nach elektronischer Bearbeitung	3
Komplexität	Einfache Bedienung der Geräte und bei der elektronischen Bearbeitung	3
Verträglichkeit	Durch Verwendung eines Klasse-1 Laserscanner sehr gute Verträglichkeit; Aufnahmezeit unter zwei Sekunden	3

Indirekt – Topologie – Photogrammetrie

Text	Beschreibung	Bewertung
Ergebnisqualität	Genaue Darstellung der Hüllkurve des Schädels in einem berechneten 3D-Bild	3
Reproduzierbarkeit	Gegeben. Weitgehend korrekte Positionierung möglich	3
Verfügbarkeit	Jederzeit in geeigneten Zentren	3
Reife	Über Jahrzehnte erprobt und immer weitere Verfeinerung	3
Nachvollziehbarkeit	Jederzeit gegeben, da die Messergebnisse elektronisch vorliegen und bei Bedarf ausgedruckt werden können	3
Leistungsfähigkeit	Darstellung auf verschiedensten Ebenen	3
Konformität	Kann als Grundlage für alle Indices eingesetzt werden	3
Effizienz	Komplexe Auswertung möglich nach elektronischer Bearbeitung	3
Komplexität	Einfache Bedienung der Geräte und bei der elektronischen Bearbeitung	3
Verträglichkeit	Durch die Verwendung von Kameras keine Belastung, Aufnahmezeit ca. 1,5ms	3

Indirekt – Projektion – Photographien

Text	Beschreibung	Bewertung
Ergebnisqualität	Darstellung des Schädels in 2D aus verschiedenen Ebenen	3
Reproduzierbarkeit	Gegeben. Weitgehend korrekte Positionierung möglich	3
Verfügbarkeit	Jederzeit auch Zuhause	3
Reife	Über Jahrzehnte erprobt und immer weitere Verfeinerung	3
Nachvollziehbarkeit	Jederzeit gegeben, da die Messergebnisse elektronisch vorliegen und bei Bedarf ausgedruckt werden können	3
Leistungsfähigkeit	Darstellung auf verschiedensten 2D Ebenen	3
Konformität	Kann als Grundlage von Folgenden Standards eingesetzt werden: CI, CVAI, RSI, Flächenmessungen	3
Effizienz	Einfache Auswertung möglich nach elektronischer Bearbeitung	3
Komplexität	Einfache Bedienung der Geräte und bei der elektronischen Bearbeitung	3
Verträglichkeit	Durch die Verwendung einer Kamera keine Belastung, Aufnahmezeit ca. 1,5ms	3

Indirekt – Projektion Röntgen

Text	Beschreibung	Bewertung
Ergebnisqualität	Genaue Darstellung knöchernen Strukturen des Schädels.	3
Reproduzierbarkeit	Gegeben.	3
Verfügbarkeit	Jederzeit	3
Reife	Über Jahrzehnte erprobt und immer weitere Verfeinerung	3
Nachvollziehbarkeit	Jederzeit gegeben, da die Messergebnisse elektronisch vorliegen und bei Bedarf ausgedruckt werden können	3
Leistungsfähigkeit	Darstellung auf einer Ebenen	0
Konformität	Kann als Grundlage für den CI eingesetzt werden	0
Effizienz	Auswertung nur in der Fläche möglich	0
Komplexität	Komplexe Bedienung der Geräte und bei der elektronischen Bearbeitung	1
Verträglichkeit	Strahlenbelastung des Kindes	0