

Aus der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Vergleich zweier Messmethoden zur objektiven Evaluation
der positionellen Plagiocephalie -
Anthropometrische Vermessung versus 3D-Lasertechnik

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Julia Birte Neyer

aus Berlin

Datum der Promotion: 25.06.2017

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | Abstrakt | 4 |
| 2 | Einleitung | 6 |
| 2.1 | Positionelle Plagiocephalie und Brachycephalie | 6 |
| 2.2 | Pathogenese..... | 6 |
| 2.3 | Morphologie | 7 |
| 2.4 | Krankheitswert der PP | 8 |
| 2.5 | Diagnostik der PP | 8 |
| 2.6 | Evaluation von Schädelasymmetrien..... | 9 |
| 2.6.1 | Asymmetrie-Indices | 11 |
| 2.6.2 | Objektive Messmethoden zur Evaluation der PP | 12 |
| 2.7 | Ziel der Arbeit | 14 |
| 2.8 | Hypothesen..... | 15 |
| 3 | Material, Methoden und Probanden | 18 |
| 3.1 | Probanden und Umgebung..... | 18 |
| 3.2 | Manuelle anthropometrische Vermessung | 20 |
| 3.3 | Messung mit dem 3D-Scanner | 24 |
| 3.3.1 | Aufbau und Arbeitsweise des Scanners | 24 |
| 3.3.2 | Durchführung des Scans | 26 |
| 3.3.3 | Analyse der gewonnen 3D-Daten..... | 28 |
| 3.4 | Erfassung der Dauer der Messungen und der Reaktion der Probanden..... | 30 |
| 3.4.1 | Messungen der Zeit..... | 30 |
| 3.4.2 | Erfassung der Reaktion | 30 |
| 3.5 | Verarbeitung der erhobenen Daten | 31 |
| 3.5.1 | Inferenzstatistischer Teil | 32 |
| 3.6 | Verwendete Einheiten..... | 34 |
| 4 | Ergebnisse | 35 |
| 4.1 | Analysen der einzelnen Parameter..... | 36 |
| 4.1.1 | Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „Kopfumfang“ | 36 |
| 4.1.2 | Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „Breite“ | 39 |
| 4.1.3 | Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „Länge“ | 42 |
| 4.1.4 | Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „Diagonale rechts“..... | 45 |
| 4.1.5 | Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „Diagonale links“ | 48 |
| 4.1.6 | Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „ex-t rechts“ | 51 |
| 4.1.7 | Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „ex-t links“..... | 54 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 4.2 | Auswertung von Reaktion und Zeit..... | 60 |
| 4.2.1 | Beobachtete Reaktionen | 60 |
| 4.2.2 | Dauer der Messungen | 65 |
| 4.2.3 | Zusammenhang zwischen benötigter Zeit und beobachteter Reaktion..... | 65 |
| 5 | Diskussion..... | 66 |
| 5.1 | Zielsetzung | 66 |
| 5.2 | Probandenzahl und Probandenalter | 67 |
| 5.3 | Untersuchte Messverfahren..... | 67 |
| 5.3.1 | Anthropometrie | 67 |
| 5.3.2 | Laserscanner | 67 |
| 5.3.3 | Andere Techniken..... | 68 |
| 5.4 | Untersuchte Parameter..... | 68 |
| 5.5 | Bewertung der Ergebnisse | 69 |
| 5.5.1 | Kopfumfangsvermessung | 69 |
| 5.5.2 | Messung von Breite und Länge | 69 |
| 5.5.3 | Diagonalenmessung | 70 |
| 5.5.4 | Messung der Strecke ex-t..... | 70 |
| 5.6 | Messung von Zeit und Reaktion der Probanden auf die Untersuchung | 71 |
| 5.7 | Laserscanner in der Medizin..... | 71 |
| 5.8 | Schlussfolgerung | 71 |
| 6 | Literaturverzeichnis..... | 73 |
| 7 | Abkürzungsverzeichnis | 81 |
| 8 | Abbildungs- und Tabellenverzeichnis | 82 |
| 9 | Anhang..... | 85 |
| 9.1 | Eidesstattliche Versicherung | 85 |
| 9.2 | Lebenslauf | 86 |
| 9.3 | Danksagung..... | 87 |

1 Abstrakt

Einleitung

Aufgrund der gestiegenen Inzidenz der positionellen Plagio- und Brachycephalie gibt es neue technische Geräte zur Evaluation der Verformungen des kindlichen Schädels. In dieser Studie wird solch ein neues Verfahren, das berührungslos mittels Lasertechnik funktioniert, der konventionellen Kephalometrie als Goldstandard gegenübergestellt. Verglichen werden die Messgüte, die Akzeptanz der Untersuchungen durch die jungen Patienten und der jeweils nötige Zeitaufwand.

Patienten und Methoden

In die Studie werden 44 Säuglinge (24 männlich, 20 weiblich) mit einem Durchschnittsalter von 8,8 Monaten involviert. Mit beiden Untersuchungsmethoden werden die Parameter Kopfumfang, -länge, -breite, die Diagonalen und die Strecken ex-t metrisch erfasst. Die gewonnenen Daten beider Messmethoden werden einem Mittelwertvergleich und einer Korrelationsbestimmung unterzogen. Es werden die Reaktionen der Kinder auf die Messungen anhand eines Scores bewertet, und der jeweilige Zeitaufwand aller Schritte, die die Anwesenheit des Patienten erfordern, bestimmt und verglichen.

Ergebnisse

Die Messungen mit dem Laserscanner ergeben gegenüber der konventionellen Messung bei allen Parametern, außer dem Kopfumfang, Größenunterschiede, die statistisch signifikant sind. Die Scanergebnisse sind immer größer als die manuell generierten. Die beobachteten Reaktionen der Patienten unterscheiden sich nicht signifikant. Das Scannen benötigt dreimal soviel Zeit wie die Handvermessung.

Schlussfolgerung

Auf dem derzeitigen Stand der Technik bringt die 3D-Kephalometrie keinen Vorteil gegenüber der konventionellen anthropometrischen Methode in der Routinediagnostik der positionellen Plagiocephalie. Auch bringt die neue Methode keinen Fortschritt durch Verringerung des technischen Aufwandes oder vereinfachter Datenakquise.

Abstract

Introduction

Because of the increased incidence of positional Plagio- and Brachycephaly there are new technical devices for the evaluation of skull deformations. In this study, such a new method, working contact-free by laserscan, is compared to the conventional cephalometry carried out by manual tools. This is realised by comparison of the measurement quality, the acceptance of the procedure by the patients and the examination's need of time.

Patients and Methods

44 babies (24 male, 20 female) with a mean age of 8,8 months are included in the study. The metric parameters head circumference, length, width, diagonals and the distances ex-t are assessed using the scanning device as well as conventional anthropometric measuring tools. The gained data undergoes a comparison of the mean values and correlation analysis. The children's reactions to the procedures are assessed by using a score and the required amounts of time for both measuring techniques are determined and compared.

Results

Measurements performed by the laserscan device yield consistently significant differences in size except those of the head circumference. The scan-results are always bigger than those performed manually. The patient's reactions don't show any differences while the scanning procedure takes three times longer than the manual measurement.

Conclusion

The current state of technology in 3D-Cephalometry does not show any advantage compared to the conventional anthropometric method in the routine diagnostic of positional plagiocephaly. Moreover, the new, modern technique means no progress by diminution of the technical effort or simplified acquisition of data.

2 Einleitung

2.1 Positionelle Plagiocephalie und Brachycephalie

Es handelt sich bei der „Plagiocephalie“ und der „Brachycephalie“ um Schädeldeformitäten, die entstehen, während der Kopf im Wachstum ist. Die Begriffe leiten sich von den griechischen Worten „plagios“ für schief bzw. „brachy“ für kurz, sowie „kephalê“ für Kopf ab. „Positionell“ bezieht sich dabei auf die Ursache der Veränderung, denn sie wird durch die Lage oder Position des sich im Wachstum noch formbaren Schädels des Babys hervorgerufen (1). Im Folgenden steht „PP“ gleichermaßen für die Plagio- wie auch die Brachycephalie.

Unbedingt und grundsätzlich von ihnen abzugrenzen sind die primären, synostotisch bedingten Schädelasymmetrien. Ihnen liegt ein vorzeitiger Verschluss einer oder mehrerer Schädelnähte zugrunde und sie kommen deutlich seltener vor (2). Kinder mit einer dieser angeborenen Fehlentwicklungen bedürfen einer grundlegend anderen Diagnostik und oft kraniofazialer chirurgischer Behandlung (3). Sie werden im Rahmen dieser Studie nicht untersucht.

2.2 Pathogenese

Die lagebedingten Verformungen können zu unterschiedlichen Zeitpunkten beginnen. Pränatale Schädeldeformationen werden durch Faktoren begünstigt, die einen Platzmangel für den Fötus bedeuten. So haben bis zu 56% der Mehrlinge postnatal lokalisierte kraniale Abflachungen, Einlinge nur in 13% (4). Perinatal sind Deformationen beim Durchtritt des Kopfes durch den Geburtskanal physiologisch, meist jedoch temporär und sie gleichen sich bei gesunden Kindern mit uneingeschränkter motorischer Entwicklung spontan innerhalb von 6 Wochen wieder aus (4, 5, 6, 7). Man spricht daher erst dann von einer manifesten PP, wenn das betroffene Kind mindestens 6 Wochen alt ist (8).

Es sind überwiegend postnatale Konditionen, die die Entwicklung einer PP fördern und die häufigste Ursache ist das Schlafen in Rückenlage (5, 9, 10, 11). So kam es zu einem massiven Anstieg der PP (10), nachdem 1991 im Rahmen der sog. „Back-to-sleep“-Kampagne zur Vermeidung des plötzlichen Kindstodes (12, 13, 14) dazu aufgerufen wurde, Säuglinge nur auf dem Rücken schlafen zu lassen (5, 9, 10).

Auf dem Boden einer prä-, peri- oder postnatal entstandenen Deformation kann es durch das permanente Liegen auf der flachen Stelle zur Persistenz oder gar

Progression des Befundes mit Entwicklung einer manifesten PP kommen, insbesondere wenn Bewegungseinschränkungen beim Kind vorliegen (4).

Im weiteren Wachstum kann es unter Zunahme der Abflachung zur Ausbildung eines zirkulären Grates an ihrem Rand kommen. Dieser erschwert als mechanische Barriere zusätzlich die Einnahme einer anderen Position (15). Turk et al. veranschaulichen den Prozess durch den Vergleich mit einem mit Wasser gefüllten Ballon (9) (**Abb.1**).

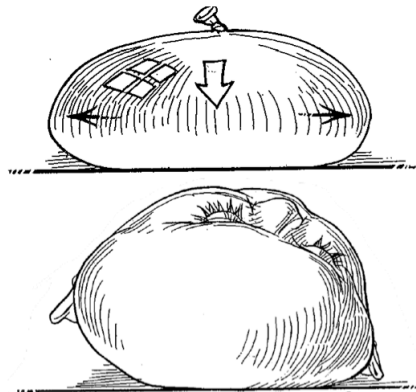


Abbildung 1: Charakteristische Verformung des Kopfes bei PP verglichen mit einem wassergefüllten Ballon, der sich bedingt durch die Schwerkraft verformt und auf einer breiten Fläche zu liegen kommt (9).

2.3 Morphologie

Das charakteristische morphologische Merkmal der PP ist die einseitige und somit asymmetrische Abflachung im Bereich des Hinterkopfes. Mit zunehmendem Ausprägungsgrad kommen begleitende Veränderungen hinzu. So liegt in 80% der Fälle eine ipsilaterale Vorwölbung der Stirn vor, was auch als „frontal bossing“ bezeichnet wird (16). Oft ist eine Ventralverlagerung von Wange (17), Auge und Ohr (18) auf derselben Seite zu finden, wobei das Kinn typischerweise zur Gegenseite verschoben ist (19). Häufig zeigen sich auch eine kompensatorisch ausgeprägte Wölbung des kontralateralen Os occipitale (10), sowie eine Abflachung der kontralateralen Stirn (20). Als Folge der Rotation der Schädelbasis mit Verschiebung des temporomandibulären Gelenkes wurden auch mandibuläre Asymmetrien nachgewiesen (21, 22). In der Aufsicht führen diese Veränderungen zu einer Parallelogramm-artigen Verschiebung des Kopfes (**Abb. 2**). Kinder mit positioneller Brachycephalie fallen durch einen sehr breiten und kurzen Kopf auf, der oberhalb der Ohren besonders prominent erscheint (23).

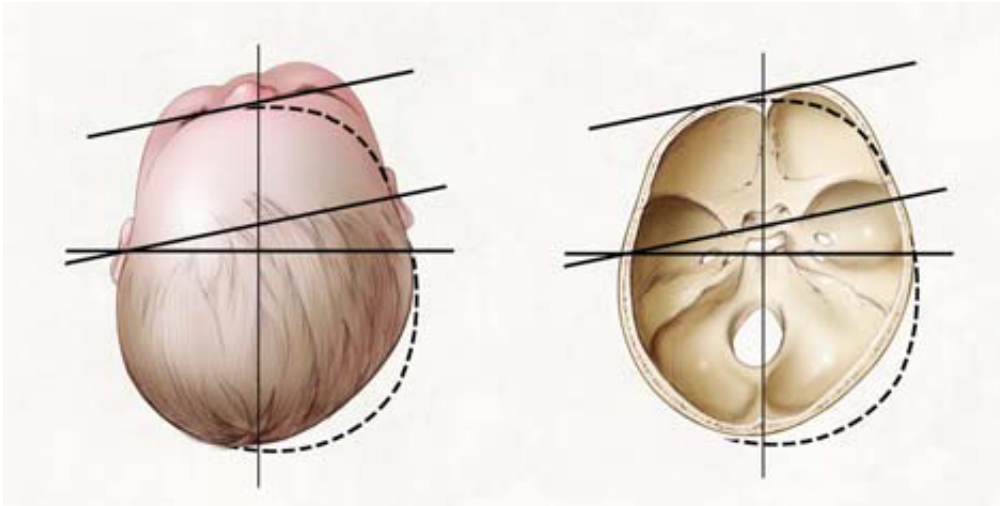


Abbildung 2: Charakteristische Parallelogramm-Form bei PP in der Aufsicht; einseitig abgeflachter Hinterkopf, hier mit Vorwölbung der ipsilateralen Stirn und Ventral-Verlagerung des ipsilateralen Ohres (24).

2.4 Krankheitswert der PP

Die Meinungen über mögliche Folgen einer PP divergieren. Es gibt Studien, die ein erhöhtes Risiko für eine verzögerte kognitive, neurologische und motorische Entwicklung von Kindern mit ausgeprägter PP feststellen (7, 25, 26, 27). Der Evidenzgrad dieser Beobachtungen wird aber bemängelt und ein kausaler Zusammenhang zwischen dem Vorliegen einer PP und konsekutiven Entwicklungsstörungen nicht anerkannt (28). So wird der PP grundsätzlich kein Krankheitswert zugestanden. Sie bedeutet vielmehr eine ästhetische Beeinträchtigung, die jedoch Potential für negative physische oder psychosoziale Folgen birgt (29, 30, 31).

2.5 Diagnostik der PP

Nach initialem Ausschluss einer Schädelnahtsynostose erfolgt die Diagnose der PP primär klinisch (32). Anamnestisch hinweisgebend ist bereits, wann die Veränderung zuerst auffiel, ob das Kind in einer bevorzugten Position liegt und ob begleitende Bewegungsstörungen bei ihm bekannt sind (33). Bei der systematischen Inspektion, die spielerisch und für das Kind unbemerkt erfolgen kann, soll auf o.g. morphologische Veränderungen geachtet werden. Die Betrachtung aus der ‚Vogelperspektive‘ ist besonders hilfreich, denn die typische Parallelogramm-artige Verschiebung mit Verlagerung der Ohren fällt hier bereits bei leichten Ausprägungsgraden auf (34). Aufmerksamkeit ist bei deutlich unilateraler Lokalisation der kahlen Stelle am Hinterkopf geboten, die die meisten Babys haben und die anzeigt, wie der Kopf die meiste Zeit

liegt (35). Gleichzeitig sollte beobachtet werden, ob das Kind in seinen Bewegungen eine Seitenbevorzugung oder Bewegungseinschränkungen zeigt (36).

Die Palpation des Hinterkopfes erfolgt mit dem Ziel, eine Abflachung oder eine knöchern wulstige Suture zu tasten (35). In Zweifelsfällen können hier zum Ausschluss einer Synostose bildgebende Verfahren wie die Sonographie Sicherheit geben.

In leichten Fällen ist die Diagnostik oft mit dem Ausschluss einer Synostose beendet. Schwerere Ausprägungsgrade verlangen dagegen häufig eine Quantifizierung des Befundes. Präzise und verlässliche Evaluationsmethoden helfen bei der Diagnose und im klinischen Management (36).

2.6 Evaluation von Schädelasymmetrien

Häufig erfolgt lediglich die Dokumentation des Befundes durch klassische Fotografien oder die systematische Betrachtung aus definierten Perspektiven durch einen erfahrenen Kliniker (34, 37, 38, 39, 40, 41). Durch letzteres erhaltene Daten werden anhand von Skalen (41, 42, 43) und Klassifikationen (34) eingeordnet (**Abb. 3 und 4**).

Die Genauigkeit dieser Verfahren wird kritisch betrachtet (44) und Korrelationsvergleiche mit der manuellen Anthropometrie erbrachten signifikante Unterschiede (30, 45).

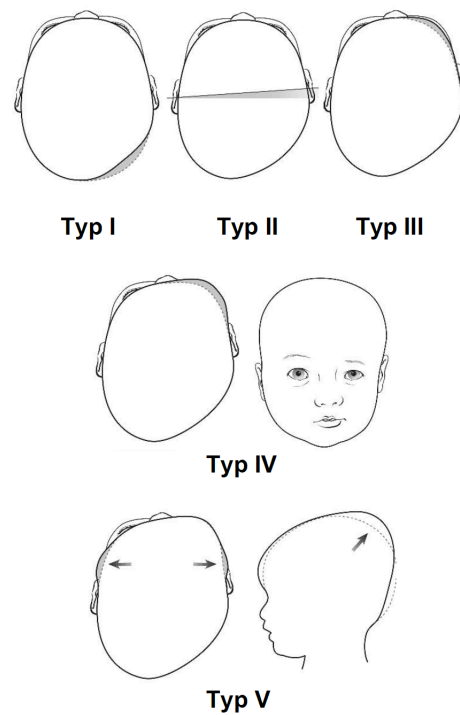


Abbildung 3: Morphologische Gradeinteilung der PP nach Argenta (34) **Typ I:** einseitige okzipitale Abflachung, **Typ II:** zusätzlich ipsilaterale Verschiebung der Schädelbasis mitsamt des Ohres nach ventral („ear shift“), **Typ III:** zusätzlich kontralaterale Abflachung der Stirn, **Typ IV:** zudem eine Gesichtsasymmetrie im Sinne einer „Gesichtsskoliose“ mit Asymmetrie des Jochbogens, **Typ V:** kraniale Vorwölbungen nach temporal oder kranial.

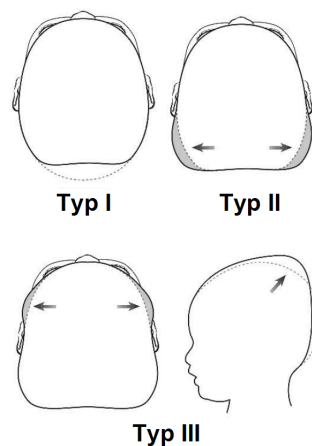


Abbildung 4: Morphologische Gradeinteilung der positionellen Brachycephalie nach Argenta (34) **Typ I:** zentrale, okzipitale Abflachung, **Typ II:** zusätzliche Auswölbungen lateral der Abflachung, **Typ III:** temporales und vertikales Schädelwachstum als Ausdruck der zerebralen Dekompression

2.6.1 Asymmetrie-Indices

Objektive Messverfahren wie die manuelle Anthropometrie (30, 46, 47, 48), Übertragungstechniken (49, 50, 51) oder dreidimensionale Verfahren (52, 53, 54, 55, 56) werden in der PP-Diagnostik häufiger angewendet. Als Ansatzpunkte der Messungen dienen definierte anatomische Landmarken, die systematisch identifiziert und deren Distanzen zueinander gemessen werden. Routinemäßig sind dies Kopfumfang, -länge, -breite und die Diagonalen des Hirnschädels sowie die Entfernung zwischen Exocanthion und Tragion beider Seiten.

Mit den so generierten metrischen Werten lassen sich der cephalische Index „CI“, die „Transcranial Diameter-Difference TDD“, der „Cranial Vault Asymmetry Index CVAI“ und die „Orbitotragial Depth Asymmetry OTDA“ berechnen.

Der cephalische Index „CI“ (Breite/ Länge x 100), vom schwedischen Anatom A. Retzius (1796-1860) eingeführt, gibt das Verhältnis von Kopfbreite zu Kopflänge wieder. Ein normal geformter Kopf ist länger als breit (57) und weist einen CI von 75 - 85% auf (44). Ab einem CI von >93% spricht man von einer Brachycephalie (58).

Zur Bestimmung der „Transcranial Diameter-Difference“ „TDD“ und des „Cranial Vault Asymmetry Index“ „CVAI“ (Diagonale A- Diagonale B/ Diagonale A x 100) werden die Diagonalen gemessen. Für „TDD“ sind dies die in der Aufsicht größte und die kleinste Diagonale ungeachtet definierter anatomischer Landmarken (24, 45, 59, 60). Für „CVAI“ erfolgt die Diagonalenmessung dabei unter genauerer Analyse der Literatur nicht einheitlich und es werden verschiedene Messpunktkombinationen verwendet (31, 46, 61, 62, 63, 64, 65). Andere Autoren stellen die zwei Diagonalen gegenüber, die sich beidseits jeweils 30° neben einer virtuellen Mittellinie befinden (44, 66).

Loveday et al. sprechen ab einem errechneten Wert von >3,5% von einer signifikanten Asymmetrie (44). Moss et al. teilen nach dem Betrag der Differenz ein. Liegt er bei 12 mm oder weniger, ist die Asymmetrie als mild einzustufen, liegt er darüber, gilt die Deformation als schwer (62). Die OTDA ergibt sich aus der Differenz der korrespondierenden Linien zwischen Exocanthion und Tragion (46, 67, 68).

Die berechneten Indices werden individuell als Verlaufsparemeter herangezogen, international einheitliche und anerkannte Grenzwerte zur Interpretation vorliegender Differenzen sind jedoch bisher nicht definiert (47).

2.6.2 Objektive Messmethoden zur Evaluation der PP

2.6.2.1 Anthropometrie

Die direkte Anthropometrie ist die älteste objektive Methode zur Evaluation der PP und gilt als einfache, kostengünstige und im klinischen Alltag gut anwendbare Vorgehensweise. Sie erfolgt rein manuell mit Messinstrumenten in Form von Messzirkeln, Maßbändern und Schiebelehren (**Abb. 6**) (30, 46, 47, 48, 59, 68, 69). Auf eine formlose Umfrage durch die Autorin unter 21 spezialisierten Zentren zur Behandlung der PP in Deutschland im Februar 2016 gingen 13 Rückmeldungen ein. Hiervon gaben acht an, die klassische Anthropometrie noch routinemäßig im klinischen Alltag zur Evaluation der PP anzuwenden. Entsprechend scheint diese Form der Diagnostik noch relevant zu sein und ist nicht zu vernachlässigen.

2.6.2.2 Laserscan-basierte Verfahren in der PP-Diagnostik

Das erste, noch recht aufwendig konstruierte Laserscansystem zur Erfassung der PP wird 2004 von Littlefield et al. vorgestellt. In den folgenden Jahren werden verschiedene, zunehmend anwenderfreundlichere Systeme auf den Markt gebracht („STARscanner“ von Orthomerica Products, Inc., Orlando, USA/ „FastScan Cobra“ von Polhemus Inc, Colchester, USA/ „Omega“ von Ohio WillowWood, OH/ 3dMD, Georgia, USA). Sie dienen vorrangig dem Datengewinn im CAD-CAM-Fertigungsprozess von Koporthesen zur Therapie der PP, werden aber auch zur Evaluation eingesetzt (15, 28, 52, 53, 54, 56, 70, 71, 72). **Abb. 5** veranschaulicht die Möglichkeiten der Visualisierung nach Erfassung mit einem Laserscanner.

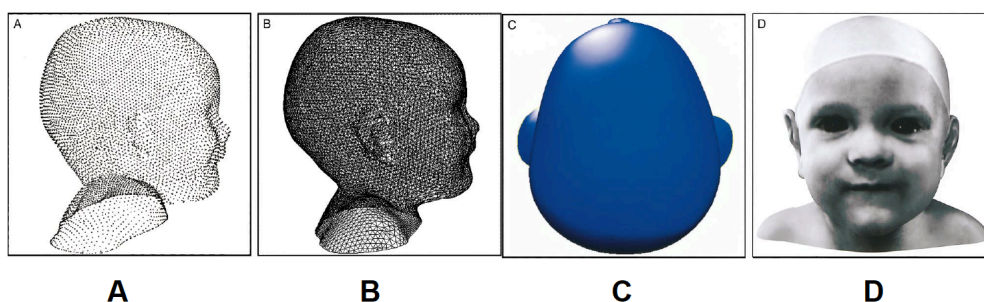


Abbildung 5: Bildliche Rekonstruktion aus 3D-Daten; **A:** Punktwolke, **B:** Polygonnetz, **C:** durchgehende Oberfläche, **D:** Überlagerung mit Textur aus Foto (73).

Die 3D-Technik ermöglicht die Bestimmung neuer Asymmetrie-Indices. Plank et al. ermitteln 2006 zur Verlaufskontrolle unter orthetischer Therapie der PP den sog. vorderen, hinteren und den Gesamt-Symmetrie-Quotienten (anterior/posterior symmetry ratio ASR und PSR bzw. overall symmetry ratio OSR) durch Gegenüberstellung der Volumina korrespondierender Quadranten (52). Meyer-Marcotti et al. verwenden hierfür 2012 die Begriffe des anterioren bzw. posterioren kranialen Asymmetrie-Index („ACAI“ bzw. „PCAI“) (74). Beide Autoren halten diese Indices in der Verlaufs- und Erfolgskontrolle für geeignet.

Diese neuen, dreidimensionalen Verfahren haben bisher keinen Einzug in die routinemäßige Diagnostik der PP gefunden und allgemein konnte sich bis dato keine Methode als Goldstandard etablieren. So scheitert das „Skull Molding Symposium“ bereits 1997 daran, einen gemeinsamen Nenner bezüglich des therapeutischen Verfahrens bei der PP zu finden und nennt als Ursache einen Informationsmangel über den natürlichen Verlauf des Krankheitsbildes, sowie fehlende Evidenz der Wirksamkeit der verschiedenen Therapieformen (75). Hierfür mangle es bereits grundlegend an einer validen, verlässlichen Evaluationsmethode, die es erst noch zu entwickeln gelte, bevor klare therapeutische Grundsätze formuliert werden könnten (29). 2012 wird in den Niederlanden eine Leitlinie zu Diagnostik und Therapie der PP veröffentlicht, in Deutschland existiert bis dato keine.

Bedenken wegen der Kopfform eines Kindes zählen zu den häufigsten Gründen, aus denen ein pädiatrischer Neurochirurg aufgesucht wird (76). Steht das mögliche Vorliegen einer PP im Raum, führen Unklarheiten bezüglich Diagnose und Therapienotwendigkeit zur Verunsicherung insbesondere der Eltern (26).

2.7 Ziel der Arbeit

Die Inzidenz der PP ist in den letzten 25 Jahren gestiegen. Ziel dieser Arbeit ist die Erhebung etablierter, metrischer Parameter mit der weit verbreiteten, manuellen Anthropometrie, im Vergleich zu der mit einem Laserscanverfahren. So soll überprüft werden, ob die dreidimensionale Methode sich als diagnostisches Instrument für die PP eignet und die konventionelle Diagnostik gegebenenfalls sogar ablösen kann.

Darüber hinaus wird getestet, ob das neuere Verfahren einen Zeitgewinn durch schnellere Datenakquise ermöglicht und ob diese Methode für die Patienten schonender ist.

Um auch eine ökonomische Bewertung vornehmen zu können, werden die allgemeine Anwendbarkeit und der zeitliche und materielle Aufwand beider Verfahren beurteilt und verglichen.

Die hierfür aufgestellten Hypothesen werden im folgenden Kapitel aufgeführt.

2.8 Hypothesen

Die Schädelasymmetrie wird anhand von sieben Parametern erfasst. Es wird die jeweils benötigte Zeit gemessen und die Reaktion der Probanden auf die Untersuchung anhand eines Scores beurteilt.

Hypothese 1 (H_1):

Ob diese manuell mit kephalometrischen Instrumenten oder digital mit einem Laserscanner erhoben werden, hat Auswirkungen auf die Messergebnisse.

Hypothese 2 (H_2):

Die manuell und digital erhobenen Daten hierfür korrespondieren.

Hypothese 3 (H_3):

Die Datenakquise gelingt mit dem Scanner in kürzerer Zeit.

Hypothese 4 (H_4):

Die Vermessung mit dem Laserscanner wird von den Patienten besser toleriert.

Die Überprüfung der Hypothesen H_1 und H_2 erfolgte für jede Methode und jeden Parameter mittels t-Test und Korrelationsanalyse:

a) t- Test:

H_1 : Es besteht ein Unterschied zwischen den Ergebnissen der Messverfahren.

H_0 : Die Messergebnisse der beiden Methoden zeigen keine signifikanten Differenzen.

b) Korrelationsanalyse:

H_1 : Es besteht eine Beziehung zwischen den jeweils generierten Werten.

H_0 : Die Messergebnisse stehen in keinem Zusammenhang miteinander.

1. Bestimmung des Parameters „Kopfumfang“

$H_{1.1.1}$: Es besteht ein Unterschied zwischen den Ergebnissen.

$H_{1.1.0}$: Die Messergebnisse der beiden Methoden zeigen keine signifikanten Differenzen.

$H_{2.1.1}$: Es besteht eine Beziehung zwischen den jeweils generierten Werten.

$H_{2.1.0}$: Die Messergebnisse stehen in keinem Zusammenhang miteinander.

2. Bestimmung des Parameters „Breite“

H_{1.2.1}: Es besteht ein Unterschied zwischen den Ergebnissen.

H_{1.2.0}: Die Messergebnisse der beiden Methoden zeigen keine signifikanten Differenzen.

H_{2.2.1}: Es besteht eine Beziehung zwischen den jeweils generierten Werten.

H_{2.2.0}: Die Messergebnisse stehen in keinem Zusammenhang miteinander.

3. Bestimmung des Parameters „Länge“

H_{1.3.1}: Es besteht ein Unterschied zwischen den Ergebnissen.

H_{1.3.0}: Die Messergebnisse der beiden Methoden zeigen keine signifikanten Differenzen.

H_{2.3.1}: Es besteht eine Beziehung zwischen den jeweils generierten Werten.

H_{2.3.0}: Die Messergebnisse stehen in keinem Zusammenhang miteinander.

4. Bestimmung des Parameters „Diagonale rechts“

H_{1.4.1}: Es besteht ein Unterschied zwischen den Ergebnissen.

H_{1.4.0}: Die Messergebnisse der beiden Methoden zeigen keine signifikanten Differenzen.

H_{2.4.1}: Es besteht eine Beziehung zwischen den jeweils generierten Werten.

H_{2.4.0}: Die Messergebnisse stehen in keinem Zusammenhang miteinander.

5. Bestimmung des Parameters „Diagonale links“

H_{1.5.1}: Es besteht ein Unterschied zwischen den Ergebnissen.

H_{1.5.0}: Die Messergebnisse der beiden Methoden zeigen keine signifikanten Differenzen.

H_{2.5.1}: Es besteht eine Beziehung zwischen den jeweils generierten Werten.

H_{2.5.0}: Die Messergebnisse stehen in keinem Zusammenhang miteinander.

6. Bestimmung des Parameters „ex-t rechts“

H_{1.6.1}: Es besteht ein Unterschied zwischen den Ergebnissen.

H_{1.6.0}: Die Messergebnisse der beiden Methoden zeigen keine signifikanten Differenzen.

H_{2.6.1}: Es besteht eine Beziehung zwischen den jeweils generierten Werten.

H_{2.6.0}: Die Messergebnisse stehen in keinem Zusammenhang miteinander.

7. Bestimmung des Parameters „ex-t links“

H_{1.7.1}: Es besteht ein Unterschied zwischen den Ergebnissen.

H_{1.7.0}: Die Messergebnisse der beiden Methoden zeigen keine signifikanten Differenzen.

H_{2.7.1}: Es besteht eine Beziehung zwischen den jeweils generierten Werten.

H_{2.7.0}: Die Messergebnisse stehen in keinem Zusammenhang miteinander.

Die Überprüfung der Hypothesen H_3 und H_4 erfolgte durch Gegenüberstellung der gemessenen Zeiten und erhobenen Scores:

Gegenüberstellung der benötigten Zeit

$H_{3.1}$: die Messung per Scanner benötigt weniger Zeit als die Messung mit anthropometrischen Instrumenten.

$H_{3.0}$: die Messung per Scanner benötigt nicht weniger Zeit als die Messung mit anthropometrischen Instrumenten

Gegenüberstellung der erhobenen Scores

$H_{4.1}$: die Messung per Scanner wird von den Probanden besser toleriert als die Messung mit anthropometrischen Instrumenten.

$H_{4.0}$: die Messung per Scanner wird von den Probanden nicht besser toleriert als die Messung mit anthropometrischen Instrumenten

3 Material, Methoden und Probanden

Im Rahmen dieser Arbeit werden vergleichende Untersuchungen zur Bestimmung von Schädelasymmetrien mittels eines manuellen, kephalometrischen und eines Laserscan-basierten Verfahrens durchgeführt. Die experimentellen Details dieser Vergleichsstudie werden im Folgenden erläutert.

3.1 Probanden und Umgebung

Die Zusammensetzung des Patientenkollektivs ergibt sich aus der wöchentlichen kraniofazialen Sprechstunde von Frau Dr. med. K. Schwarz des Arbeitsbereiches pädiatrische Neurochirurgie der Charité Berlin am Campus Virchow Klinikum und der Praxis Dr. A. Yacoub, Fachärztin für Orthopädie, Chirotherapie, Naturheilverfahren und Akupunktur in Taucha bei Leipzig. Die Untersuchungen erfolgen im Zeitraum von Mai bis August 2008.

Im vorliegenden Kollektiv von 44 Kindern sind die Jungen mit etwas mehr als der Hälfte (54,5 %) knapp häufiger vertreten als die Mädchen (45,5 %).

Das jüngste Kind ist zum Zeitpunkt seiner Untersuchung 4,6 und das älteste 14,2 Monate alt. Das Alter liegt im Mittel bei knapp 9 Monaten (8,8 Monate, SD 2,5 Monate).

Im Kollektiv sind acht Kinder zweimal vertreten, da sie im Untersuchungszeitraum wiederholt vorstellig werden. Dabei liegt das kürzeste Intervall bei 21 und das längste bei 36 Tagen; im Durchschnitt liegen 25,5 Tage zwischen den Terminen. Einige Kinder sind vor dem Untersuchungszeitraum der Studie bereits vermessen worden und haben die Scan-Prozedur schon erlebt, sie werden nicht gesondert identifiziert.

Die Konsultation der Spezialsprechstunden erfolgt meist aufgrund einer den Eltern oder dem/der behandelnden Kinderarzt/-Ärztin aufgefallenen Schädelasymmetrie des Kindes. Einige Kinder sind bereits in orthetischer Behandlung und erscheinen zur Verlaufskontrolle und ggf. Anpassung ihrer Koporthese. Manche kommen zur Verlaufskontrolle unter anderen Behandlungen wie Lagerungs- oder Physiotherapie. Bei allen Patienten werden zu jedem Termin routinemäßig manuell kephalometrisch die Parameter Kopfumfang, Länge, Breite, die Diagonalen und die Strecken ex-t bestimmt.

Im Falle erstmalig vorstelliger Patienten erfolgt initial stets der klinische Ausschluss einer Kraniosynostose durch die Fachärztin. Nach eingehender fachärztlicher Aufklärung und Beratung über Krankheitsbild, Behandlungsbedarf und -optionen stellen sich viele Eltern im Anschluss bei der kooperierenden Firma Neubert Orthopädietechnik GmbH & Co. KG vor. Diese bietet eine mobile Sprechstunde in denselben Räumlichkeiten an. Sie beinhaltet die Vermessung des Kopfes mithilfe eines Laserscanners und die sofortige orientierende Auswertung der vorliegenden Asymmetrie. Weiterhin wird über die orthetischen Behandlungsoptionen beraten. Bei Interesse der Eltern an der Therapie wird, basierend auf den erhobenen Daten, die Herstellung der Orthese mittels CAD/CAM-Technik initiiert. Diese routinemäßig erhobenen Daten werden in der vorliegenden Studie verwendet.

Die Erfassung der Daten erfolgt nach einem standardisierten Protokoll und beinhaltet die vergebene Probandennummer, Alter und Geschlecht sowie die Messreihenfolge. Die jeweils generierten Werte beider Messungen werden tabellarisch gegenübergestellt. Ergänzend wird der jeweilige Zeitaufwand für die Erhebung der Daten gemessen sowie die Reaktion der Kinder auf die Messung protokolliert. Im Folgenden werden beide Methoden näher beschrieben.

3.2 Manuelle anthropometrische Vermessung

Als Instrumente für die manuelle Vermessung dienen (**Abb. 6**):

- ein Maßband der Firma hoehchstmass (Sulzbach, Deutschland),
- ein rigider Beckenzirkel der Firma Stahlinstrumente Scharf (Bremen, Deutschland) der Strecken von 0 bis 50 cm erfassen kann,
- ein Messzirkel nach Zielinsky mit stufenlosem Arretierungshebel, ablesbar mit medizinischen Stahlzentimetermaß, beides Instrumente der Firma Aesculap/ B Braun (Melsungen, Deutschland).



Abbildung 6: Verwendete anthropometrische Messinstrumente (von links nach rechts): großer Beckenzirkel mit integrierter Ablese- und Gradenskala, kleiner arretierbarer Messzirkel mit Lineal zum Ablesen der festgestellten Distanz und Maßband

Während der Untersuchung sitzt das Kind auf dem Schoß eines Elternteils und wird gehalten. Sämtliche Messungen erfolgen durchgehend in der gleichen Reihenfolge und stets durch dieselbe Person (Autorin). Diese ist Ärztin und fachärztlich eingehend in der kephalometrischen Messung unterwiesen worden und hat im Vorfeld mehrere Wochen lang Erfahrung in der routinierten Durchführung gesammelt. Das Anlegen der Instrumente erfolgt stets dem Protokoll entsprechend mit Berührung der Haut, ohne dabei Druck auszuüben. Die gemessenen Werte werden einer protokollierenden Person angesagt, die die Daten notiert. Die in dieser Studie verwendeten anatomischen Schlüssellandmarken glabella (g), opistocranium (op), exocanthion (ex) und tragion (t) basieren auf den von Farkas 1981 in „Anthropometry of the head and face in medicine“ definierten Punkte (**Abb. 7**).

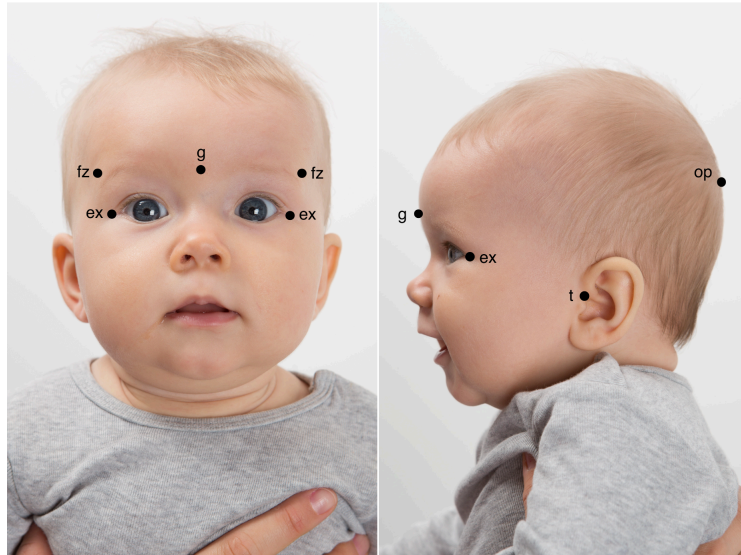


Abbildung 7: Anthropometrische Schlüssel-Landmarken nach Farkas zur Evaluation der PP an einem 6 Monate alten Kind: Glabella (g), Opistocranium (op), Exocanthion (ex), Frontozygomaticus (fz) und Tragion (t).

Die **Abbildungen 8-12** zeigen die manuelle anthropometrische Vermessung.



Abbildung 8: Manuelle Vermessung des Kopfumfanges mit dem Maßband.

Der Kopfumfang (KU) wird durch schlüssiges Anlegen des Maßbandes oberhalb der Ohren auf der Linie des in der Aufsicht größten Umfanges bestimmt.



Abbildung 9: Manuelle Vermessung der Breite mit dem Beckenzirkel

Für die Bestimmung der Breite wird der Beckenzirkel beidseitig an den am weitesten lateral gelegenen Wölbungen des Schädels (Eurion, eu) kranial der Ohren angelegt.



Abbildung 10: Manuelle Vermessung der Länge mit dem Beckenzirkel

Für die Länge sind die Ansatzpunkte anterior die Glabella (g) und posterior das Opistocranium (op).



Abbildung 11: Manuelle Vermessung Diagonale links mit dem Beckenzirkel

Die Bestimmung der diagonalen Diameter erfolgt jeweils zwischen Frontozygomaticus (fz) und dem kontralateral-dorsal am nächsten beziehungsweise am weitesten entfernt liegenden Punkt im Bereich des seitlichen Hinterkopfes.



Abbildung 12: Manuelle Vermessung von ex-t links mit dem Zirkel nach Zielinsky

Die orbito-tragiale Distanz beider Seiten wird mit dem Zirkel nach Zielinsky durch vorsichtiges Anlegen am äußeren Augenwinkel (Exocanthion, ex) und der oberen Begrenzung des ipsilateralen Tragus (Tragion, t) ermittelt.

Der Zirkel wird auf der gemessenen Distanz mit dem Arretierungshebel festgestellt und der Wert mithilfe des Lineals abgelesen.

Auf oben beschriebene Weise wird jeweils ein Satz von sieben Distanzen ermittelt:

1. Kopfumfang
2. Breite
3. Länge
4. Diagonale rechts
5. Diagonale links
6. orbito-tragiale Distanz (ex-t) rechts
7. orbito-tragiale Distanz (ex-t) links

3.3 Messung mit dem 3D-Scanner

3.3.1 Aufbau und Arbeitsweise des Scanners

Die Vermessung der Probanden erfolgt mit dem 3D-Hand-Laserscanner OMEGA® in Verbindung mit der zugehörigen und integrierten Software OMEGA® Tracer® von WillowWood (Ohio, USA). Er projiziert ein strukturiertes Lichtmuster in einem kontinuierlichen Wellenmodus mit einer Frequenz von 10-500 kHz im infraroten Spektrum auf das Objekt. Dann scannt er die Verzerrung des Musters, die von der Software in ein 3D-Bild übersetzt wird.

Zum System gehörten folgende Komponenten:

- Hand-Laserscanner,
- über Kabel verbundener Rechner mit zugehöriger
- OMEGA® Tracer®-Software und ein Monitor.

Als Hilfsmittel dienen ein

- schwarzes Cape, eine
- weiße Nylon-Haube und eine
- unbestimmte Anzahl grauer Reflektorpunkte von 6 mm Durchmesser.

Der Scanner ist für den freien Handgebrauch konzipiert, wiegt ca. 800 g, bezieht Strom über ein Netzkabel und übermittelt aufnahmesynchron Daten an den angeschlossenen Rechner.

Die wesentliche Funktion des OMEGA® Scanners basiert auf drei Hauptkomponenten:

- Licht emittierende Dioden (LED)
- gepulster Rasterlaser
- zwei hochauflösende Digitalkameras

Der enthaltene Laser gehört zur Klasse 1. Definitionsgemäß ist er unter vernünftigerweise vorhersehbaren Bedingungen als ungefährlich einzustufen. Die Genauigkeit wird vom Hersteller mit +/- 0.5 mm über die gesamte Fläche angegeben. Das zu scannende Objekt muss vor der Aufnahme auf der gesamten Oberfläche mit reflektierenden Punkten versehen werden. Diese dürfen nicht näher als 20 mm und nicht weiter als 100 mm voneinander entfernt liegen, dabei sollten sie in zufälliger Weise angeordnet sein. Während eines Scanvorganges dürfen die Punkte in ihrer Position zueinander nicht mehr verändert werden, das zu scannende Objekt darf dagegen insgesamt bewegt werden bzw. sich bewegen.

Das während des Scannens vom Gerät emittierte LED-Licht führt zur Reflexion der angebrachten Reflektorpunkte. Weiterhin emittiert es ein gepulstes Laserraster auf die Objekt Oberfläche, während die Digitalkameras sowohl die Laserlinien erfassen als auch die reflektierenden Punkte registrieren. Ihre Anordnung ermöglicht der Software ein sinngemäßes Zusammenfügen der Einzelansichten, das sogenannte Matching. So gelingt die dreidimensionale Visualisierung des gescannten Objektes.

3.3.2 Durchführung des Scans

Dem jeweiligen Kind werden zunächst sechs Reflektorpunkte an bestimmte Positionen im Gesicht oder auf der Haube geklebt. Sie sind für die spätere Ausrichtung und Form-Analyse am virtuellen 3-D-Modell notwendig. Die Positionen entsprechen den zuvor oder im Anschluss bei der manuellen Maßnahme verwendeten anatomischen Landmarken und werden stets durch dieselbe Person (Autorin) angebracht. Dies sind Exocanthion (ex), Frontozygomaticus (fz), Glabella (g), Tragion (t) und Opisthocranion (op) (**Abb. 13**). War zuerst die Scanmessung erfolgt, wurden die angebrachten Reflektorpunkte vor der manuellen Maßnahme entfernt.



Abbildung 13: An den Positionen ex (Exocanthion), fz (Frontozygomaticus), g (Glabella) und t (Tragion) aufgeklebte Reflektorpunkten

Anschließend wird dem Kind eine elastische, weiße Nylon-Haube mit in oben beschriebener Weise vorgesehenen Reflektorpunkten aufgesetzt. Gesicht und Ohren bleiben dabei ausgespart und die Haube liegt so fest an, dass sie die meist spärliche Säuglingsbehaarung der Kopfhaut andrückt, ohne jedoch insgesamt eine Verformung zu verursachen (**Abb.14**). Hierdurch werden auch eventuell störende Glanz- und Reflexionseffekte durch die Kopfbehaarung beseitigt. Zudem wird auf der Haube okzipital die Landmarke „op“ (Opisthocranion, auf Abb. 14 nicht sichtbar) angebracht. Zuletzt wird den Kindern ein schwarzer Umhang um den Hals gelegt, der den gesamten Oberkörper des Kindes verdeckt und Störeffekte durch die Kleidung vermeidet.



Abbildung 14: Aufsetzen der Nylonhaube, die mit unregelmäßig angeordneten Reflektorpunkten versehen ist.

Nach Abschluss der Vorbereitungen wird der Scan immer durch dieselbe Person (Orthopädietechniker) durchgeführt. Das zu untersuchende Kind sitzt während der Aufnahmen auf dem Schoß eines Elternteils und wird unter dem Cape stützend gehalten. Das Gerät wird in Position gebracht, durch Knopfdruck am Griff eingeschaltet und in etwa 30 - 40 cm Abstand langsam um den Kopf herum und darüber geführt. Zeitgleich entsteht zur direkten Kontrolle auf dem Monitor des angeschlossenen Rechners das dreidimensionale Bild des aufgenommenen Objektes. So können offensichtlich fehlende oder nicht ausreichend erfasste Bereiche direkt im selben Arbeitsablauf erneut oder nachgescannt werden. Wichtig ist es, dorsal bis hinunter zur Schädelbasis, anterior bis zum Kinn und seitlich bis zu den Ohrläppchen zu scannen (**Abb. 15**). Wird der Scanner näher als 20 cm an das Objekt gehalten, schaltet er automatisch ab.

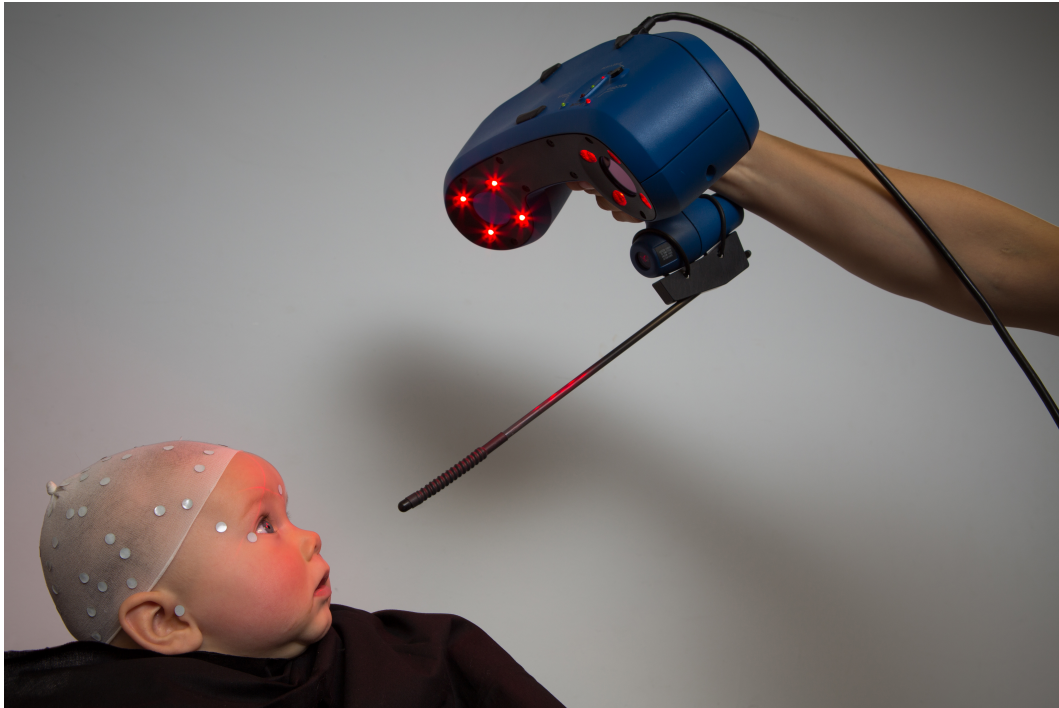


Abbildung 15: Scannen des Kopfes

3.3.3 Analyse der gewonnen 3D-Daten

Die Analyse der Daten am Computer erfolgt stets durch dieselbe Person (Autorin).

Die OMEGA® Tracer®-Software wird vorrangig als ein orthopädietechnisches Hilfsmittel zur Herstellung von Kopforthesen entwickelt. Das CAD/CAM-Verfahren ersetzt den zeitaufwendigen, für die Kinder belastenden Arbeitsschritt der Gipsabdrucknahme des Kopfes. Basierend auf generierten 3D-Bilddaten kann in einem CNC-Fertigungs-Verfahren ein Modell des Kopfes aus einem speziellen Schaumstoff hergestellt und auf diesem die Orthese gefertigt werden.

Neben der CAD/CAM-Leistung bietet das System auch die Möglichkeit, einige Messungen am virtuellen Modell vorzunehmen. Es bietet einen Modus für die Formanalyse von Schädeln sowie einen für virtuelles Übereinanderlegen. Letzteres ist interessant im Hinblick auf Verlaufskontrollen, erfolgt aber nicht im Rahmen dieser Studie.

Zur Vermessung wurde der Modus „Tracer Searched“ verwendet. Folgende Tabelle entstammt dem zugehörigen Handbuch und gibt die Definitionen der einzelnen Messdistanzen wieder (**Abb. 16**).

| Measurement | Definition |
|-----------------------|--|
| Circumference | Crown circumference – Largest circumference in the shaded region (refer to diagram below) relative to the given landmarks (Glabella & Opisthocranium). |
| Cranial Width | Widest distance along the y-axis between the shaded areas (refer to diagram on page 17). |
| Cranial Length | Longest distance along the x-axis between two points, one from each shaded region (refer to diagram on page 17). |
| Cephalic Ratio | Cranial Width divided by Cranial Length. |
| Oblique Diagonal ALPR | The caliper distance (not a surface distance) from the Left Frontozygomaticus to the longest point on the posterior contralateral side (refer to diagram on page 17). |
| Oblique Diagonal ARPL | The caliper distance (not a surface distance) from the Right Frontozygomaticus to the longest point on the posterior contralateral side (refer to diagram on page 17). |

Abbildung 16: Definition der im Software-Programm „Tracer“ verwendeten Messpunkte zu den jeweiligen Distanzen aus OMEGA® 12.0 User’s Guide

Die Distanzen ex-t rechts und links können anhand der zuvor geklebten Markierungen am virtuellen Modell zusätzlich vermessen werden.

Nach Abschluss des Scanvorgangs und Sicherung der Daten generiert die Software zunächst eine rohe Ansicht des Modells und zeigt alle registrierten Reflektorpunkte an (**Abb. 17**).

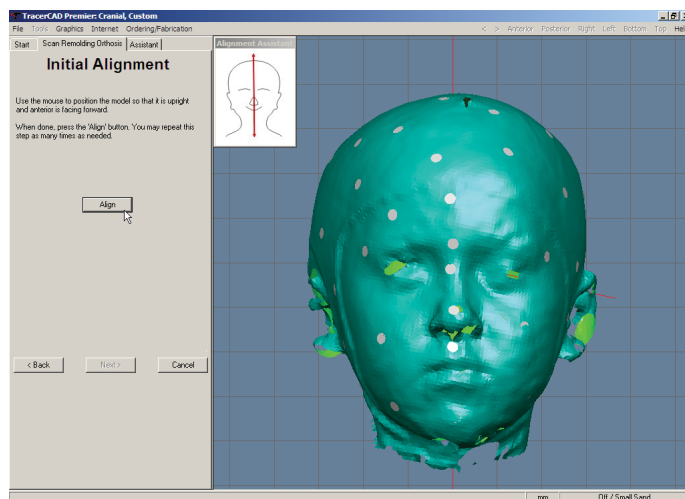


Abbildung 17: Beispiel einer initialen Rohansicht nach dem Scannen mit Anzeige aller registrierten Reflektorpunkte (hier ohne Markierungen an ex).

Nach Ausrichtung des generierten virtuellen Modells durch Rotieren, Schieben und Kippen anhand der vorher geklebten Punkte wird es vor der Weiterverarbeitung zunächst gespeichert. In der dann folgenden Ansicht werden die registrierten

Reflektorpunkte als kleine rote Kreuze angezeigt. Dieser Modus erlaubt es, die zuvor zusätzlich geklebten Punkte ex, fz, g, t und op zu identifizieren, zu benennen und alle übrigen Punkte auszublenden. Mit einem virtuellen Vermessungswerkzeug werden schließlich die beidseitigen Distanzen für ex-t zwischen den Markierungen bestimmt und notiert. Kopfumfang, -Länge und -Breite sowie die Diagonalen werden durch das Programm in analoger Weise zur manuellen Vermessung (siehe Tabelle aus OMEGA® 12.0 User's Guide, **Abb. 16**) automatisch bestimmt.

3.4 Erfassung der Dauer der Messungen und der Reaktion der Probanden

Sämtliche Messungen und die Beurteilung der Reaktionen erfolgen immer durch dieselbe Person (Autorin), der notierende Protokollant stoppt parallel die Zeit.

3.4.1 Messungen der Zeit

Manuelle Messungen

Die Messung der Zeit erfolgt in Minuten und Sekunden mit einer Stoppuhr, beginnt mit der ersten Maßnahme und endet wenn der letzte Wert notiert wird.

Messungen mit dem Laserscanner

Die gemessene Zeit beinhaltet die Vorbereitung des Kindes mit Haube und Umhang, das Kleben der zusätzlichen sechs Reflektorpunkte und das Scannen, bis ein vollständiges Bild entstanden ist. Letzteres zeigt das Programm mit einem akustischen Signal an. Während des Speichervorganges erfolgen das Abnehmen von Haube und Umhang sowie das Entfernen der Klebepunkte aus dem Gesicht. Entsprechend wird der Zeitaufwand nur für solche Vorgänge des Messens bestimmt, die die Anwesenheit des Kindes erfordern. Die Weiterverarbeitung des 3D-Bildes und seine Vermessung erfolgen im Anschluss, in manchen Fällen erst nach der Sprechstunde.

3.4.2 Erfassung der Reaktion

Das beobachtete Verhalten jedes Kindes wird für beide Methoden jeweils zu Beginn, einmal im Verlauf und am Ende der Messung bewertet. „Im Verlauf“ bedeutet für die manuelle Messung, dass während der Bestimmung von „Diagonale rechts“ beurteilt wird. Beim Scan geschah dies, wenn nach den Vorbereitungen mit dem Scannen begonnen wurde.

Es wird kategorisch beurteilt. Die vier wählbaren Kategorien lauten „ruhig“, „unruhig“, „weint“, „weint und wehrt sich“. Die beobachteten Reaktionen der Kinder werden separat und ordinal eingeteilt und in folgendes Punktesystem übersetzt (**Tab. 1**).

| Reaktion | Punkte |
|----------------------|--------|
| ruhig | 1 |
| unruhig | 2 |
| weint | 3 |
| weint und wehrt sich | 4 |

Tabelle 1: Punktesystem zur Bewertung der Reaktion

Da die Bewertung der Reaktion zu drei Zeitpunkten in jedem Messdurchgang erfolgt, können maximal 12 und mindestens 3 Punkte vergeben werden. Eine hohe Punktzahl zeigt demgemäß ein eher unruhiges, ein niedriger Wert ein vorrangig ruhiges Verhalten während der Vermessung an.

3.5 Verarbeitung der erhobenen Daten

Mithilfe der Tabellenkalkulation Excel 2011® von Microsoft (Redmond, USA) werden die erhobenen, anonymisierten Werte unter visueller Plausibilitätsprüfung in eine elektronische Datenbank übertragen. Die statistischen Auswertungen und graphischen Darstellungen werden mit SPSS® für Windows von IBM (Armonk, USA), Version 21.0 durchgeführt. Für eine zusammenfassende und übersichtliche Darstellung der Untersuchungsergebnisse werden verschiedene Maßzahlen der deskriptiven Statistik berechnet. Um von den im Rahmen dieser Arbeit erfassten Stichproben verallgemeinernde Schlussfolgerungen ableiten zu können, werden ebenfalls inferenzstatistische Untersuchungen angestellt.

3.5.1 Inferenzstatistischer Teil

Untersucht wird, ob die zwei verschiedenen Messmethoden zu unterschiedlichen Ergebnissen führen. Ebenfalls betrachtet wird, ob die durch die verschiedenen Verfahren erzeugten Ergebnisse in Beziehung zueinander stehen.

3.5.1.1 Differenz zwischen den Messmethoden

Um die Differenz zwischen den Methoden zu untersuchen, werden t-Teste für verbundene Stichproben eingesetzt. Für einen Parameter wird anstelle eines t-Tests sein nicht-parametrisches Pendant, der Wilcoxon-Rangsummen-Test verwendet.

Wenn der p-Wert bei oder über 0,05 liegt, weist dies auf einen statistisch nicht signifikanten Unterschied hin. Liegt der p-Wert zwischen 0,05 und 0,01 besteht ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen. Bei Vorliegen von p-Werten bei oder unter 0,01 und über 0,001 ist das Risiko, dass das Ergebnis durch Zufall entstanden ist, ausgesprochen gering. p-Werte von 0,001 und geringer indizieren ein Zufallsrisiko von vernachlässigbarem Ausmaß (**Tab. 2**).

| | |
|----------------|--------------------|
| $p \geq 0,05$ | nicht signifikant |
| $p < 0,05$ | signifikant |
| $p \leq 0,01$ | sehr signifikant |
| $p \leq 0,001$ | höchst signifikant |

Tabelle 2: Interpretation der Signifikanz-Niveaus

Als Grundlage für die Auswahl der anzuwendenden parametrischen Testverfahren wird initial per Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung geprüft. Wegen unbekannter Verteilungsfunktion wird die Signifikanzkorrektur nach Lilliefors angewandt. Für „Manuell Länge“ ist der ausgegebene p-Wert mit $,022 < ,05$ statistisch signifikant, alle anderen Messreihen liegen über $,05$ und sind somit statistisch nicht signifikant. Folglich werden die Daten für „manuell Länge“ als nicht normalverteilt behandelt, während alle anderen Messreihen keine Abweichung von der Normalverteilung zeigen.

3.5.1.2 Korrelation zwischen den Messergebnissen

Neben der Betrachtung der durch die verschiedenen Messmethoden erzeugten Differenzen wird zusätzlich untersucht, ob den vorliegenden Abweichungen eventuell eine Systematik unterliegt.

Zu diesem Zweck wird der Korrelationskoeffizient r nach Pearson für normal verteilte Daten und nach Spearman bei fehlender Normalverteilung bestimmt. Die Ergebnisse beider Korrelationen nach Pearson und Spearman sind statistische Kennwerte, anhand derer überprüft werden kann, ob und in welchem Maß ein positiver beziehungsweise negativer Zusammenhang zwischen zwei Messgrößen besteht. Definitionsgemäß liegt der Korrelationskoeffizient zwischen -1 und $+1$. Würden die Werte $+1$ bzw. -1 vorliegen, läge ein vollständig positiv bzw. negativ-gerichteter Zusammenhang vor (**Tab. 3**).

| | |
|----------------|--------------------------|
| $r < 0,2$ | sehr geringe Korrelation |
| $r = 0,2- 0,5$ | geringe Korrelation |
| $r = 0,5- 0,7$ | mittlere Korrelation |
| $r = 0,7- 0,9$ | hohe Korrelation |
| $r > 0.9$ | sehr hohe Korrelation |

Tabelle 3: Interpretation der Korrelationskoeffizienten

Der Bewertung wird zugrunde gelegt, dass ein Korrelationskoeffizient r kleiner als $0,2$ einer sehr geringen, ein r von $0,2$ bis $0,5$ einer geringen, ein r von $0,5$ bis $0,7$ einer mittleren, ein r von $0,7$ bis $0,9$ einer hohen und ein r größer als $0,9$ einer sehr hohen Korrelation zugeordnet werden kann.

3.5.1.3 Bland-Altman-Plots

Zur abschließenden Betrachtung eines jeden Parameters werden zusätzlich zu den t-Tests und den Korrelationen Bland-Altman-Plots generiert.

Die graphische Darstellung in Form von Bland-Altman-Plots dient zusätzlich dem Vergleich der beiden Messmethoden. In dieser Sonderform eines Punktdiagramms werden die Differenzen der beiden Messmethoden gegen den Mittelwert der beiden Methoden aufgetragen und zur leichteren Interpretation als zusätzliche drei Linien dargestellt:

- Mittelwert der Differenzen
- Mittelwert + (1,96 * Standardabweichung)
- Mittelwert - (1,96 * Standardabweichung)

So ist eine optische Beurteilung der Schwankungsbreite der Übereinstimmung möglich sowie eine Aussage darüber, ob ein Verfahren prinzipiell höher oder tiefer misst als das andere und folglich ein systematischer Messfehler vorliegt.

3.6 Verwendete Einheiten

Für die erhobenen Parameter der Schädelvermessung gilt die Maßeinheit Millimeter (mm), für die Reaktion gelten die vergebenen Punktwerte. Die Zeit wurde in Minuten und Sekunden gemessen und notiert.

4 Ergebnisse

Die im Folgenden dargestellten Ergebnisse resultieren aus Untersuchungen einer Probandengruppe mit erworbenen Schädeldeformitäten. Bei jedem Kind erfolgte die Erfassung der Schädelform entsprechend der in Kapitel 2 beschriebenen Mess- und Auswertungsmethoden sowohl manuell-kephalometrisch als auch mit einem Laserscan-Verfahren. Mit beiden Untersuchungsmethoden wurden jeweils sieben Parameter erhoben, die die Schädelform und -asymmetrie erfassen. Dies waren der Kopfumfang, die Schädelbreite, -länge und -diagonalen sowie die Distanzen ex-t beider Seiten. Weiterhin wurden die Reaktion der Probanden auf die Prozedur und die Dauer der einzelnen Messungen bestimmt.

4.1 Analysen der einzelnen Parameter

4.1.1 Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „Kopfumfang“

Die festgestellten Unterschiede waren marginal. Im Mittel wurde mit dem Scan 441,6 mm (SD 18,4 mm) und manuell-kephalometrisch 441,5 mm (SD 17,8 mm) gemessen (**Tab. 4**). Der t-Test bei gepaarten Stichproben ergab, dass der Unterschied zwischen den Gruppen statistisch nicht signifikant war.

| Parameter | Methode | M | SE | SD |
|------------|---------|-------|------|------|
| Kopfumfang | Scan | 441,6 | 2,77 | 18,4 |
| | Manuell | 441,5 | 2,68 | 17,8 |

Tabelle 4: Mittelwerte (M), Standardfehler (SE) und Standardabweichungen (SD) für die Kopfumfangmessung mit dem Scanner und mit anthropometrischen Handinstrumenten

Auch die Betrachtung der graphischen Darstellung der Ergebnisse (**Abb. 18**) zu beiden Messverfahren zeigt, dass sie vergleichbare Werte liefern.

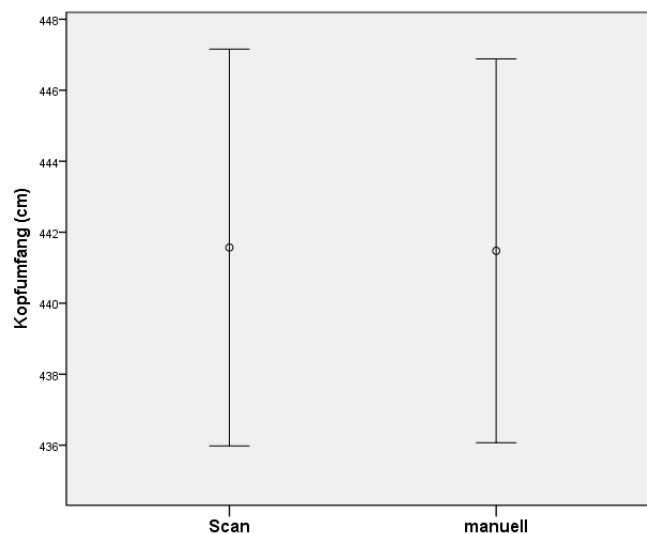


Abbildung 18: Fehlerbalken-Darstellung des berührungslos per Scan und anthropometrisch-manuell bestimmten Parameters „Kopfumfang“

Hypothese_{1.1.1} kann somit abgelehnt werden, während Hypothese_{1.1.0} hiermit bestätigt wird.

Neben der Untersuchung der Mittelwertdifferenz zwischen den Messungen wurde ebenfalls überprüft, ob die manuellen Messungen mit den per Laserscan erhobenen korrelieren. Hierfür wurde die Pearson'sche Korrelation eingesetzt. Dies erfolgte mit dem Korrelationstest nach Pearson. Der ausgegebene Koeffizient betrug 0,97 mit $p < ,001$, zweiseitig. Folglich besteht ein annähernd vollständiger positiver Zusammenhang zwischen den Variablen. Steigende Werte beim Scan gehen mit ebenfalls steigenden Werten bei der manuellen Messung einher (**Abb. 19**).

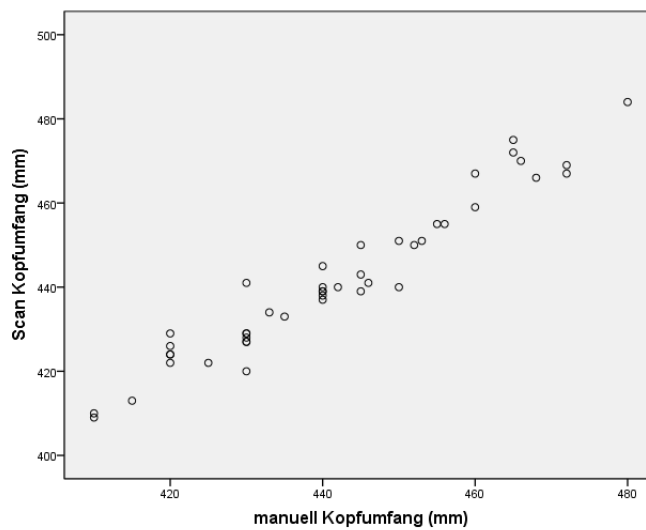


Abbildung 19: Punktwolkendiagramm des mittels Laserscanner und manuell gemessenen Parameters „Kopfumfang“.

Hypothese_{2.1.1} wird hierdurch bestätigt, Hypothese_{2.1.0} muss abgelehnt werden.

Der Bland-Altman-Plot (**Abb. 20**) veranschaulicht die Streuung der Differenzen der einzelnen Messwertepaare. Die für den Parameter „KU“ nur wenig über Null liegende Mittellinie deutet an, dass der Scan minimal höhere Werte als die manuelle Messung ausgibt. Die Messdaten verteilen sich um den Mittelwert, nur drei liegen außerhalb des 95 %-igen Vertrauensintervalls. Ein deutlicher Trend ist nicht erkennbar.

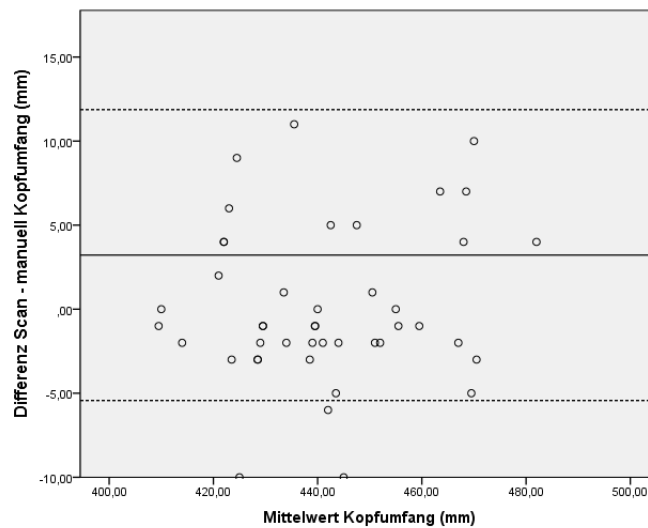


Abbildung 20: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Übereinstimmung der Ergebnisse für den Parameter „Kopfumfang“. Die mittlere durchgezogene Linie zeigt den arithmetischen Mittelwert der tatsächlichen Differenz zwischen den Methoden, zwischen den gestrichelten Linien, den sog. Limits of Agreement, liegen 95% aller Messwerte.

4.1.2 Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „Breite“

Der Scan gab mit 136,09 mm (SD 6,29 mm) den größeren Mittelwert aus als die Messungen mit Beckenzirkel, für die er bei 133,89 mm (SD 7,01 mm) lag (**Tab. 5**). Der durchgeführte t-Test bestätigte diese Differenz mit $t(43) = 4,656$, $p < ,001$ als höchst signifikant.

| Parameter | Methode | M | SE | SD |
|-----------|---------|--------|------|------|
| Breite | Scan | 136,09 | 0,95 | 6,29 |
| | Manuell | 133,89 | 1,1 | 7,01 |

Tabelle 5: Mittelwerte (M), Standardfehler (SE) und Standardabweichungen (SD) für die Breitenmessung mit dem Scanner und mit anthropometrischen Handinstrumenten.

Das zugehörige Fehlerbalkendiagramm (**Abb. 21**) zeigt den deutlichen Unterschied zwischen den Messungen.

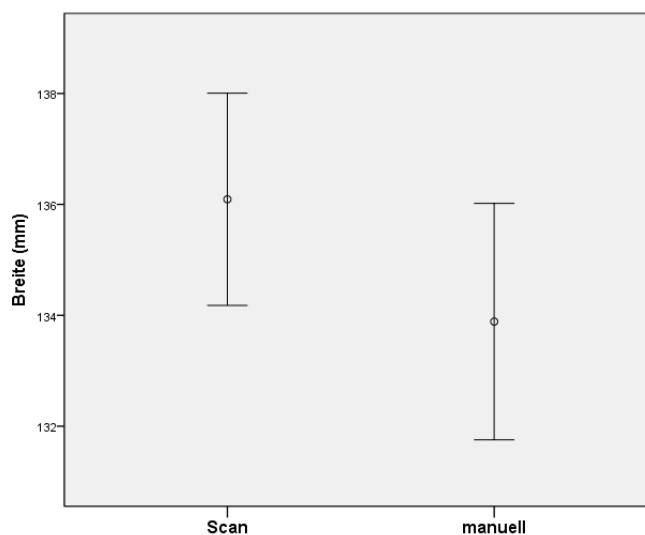


Abbildung 21: Fehlerbalken-Darstellung zum berührungslos per Scan und anthropometrisch-manuell bestimmten Parameters „Breite“.

Hypothese_{1.2.1} kann somit Gültigkeit attestiert und Hypothese_{1.2.0} muss abgelehnt werden.

Bezüglich der Korrelation zwischen der Messung der Kopfbreite per Hand und mit dem Laserscanner zeigte sich mit einem Korrelationskoeffizienten von ,89 und $p < ,000$, zweiseitig eine gute Korrelation zwischen den Methoden (**Abb. 22**).

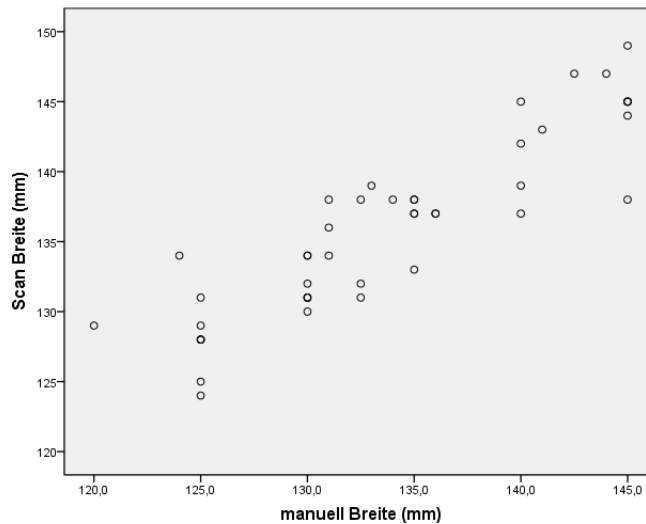


Abbildung 22: Punktwolkendiagramm des mittels Laserscanner und manuell gemessenen Parameters „Breite“.

Hypothese_{2.2.1} lässt sich folglich bestätigen, Hypothese_{2.2.0} wird abgelehnt.

Im Bland-Altman-Plot (**Abb. 23**) liegt eine deutliche Verschiebung der Mittelwertlinie zugunsten des Scans vor. Dieser Maß hier folglich tendenziell höhere Werte als die manuelle Messung der Kopfbreite, was auf einen systematischen Fehler hindeutet. Die Verteilung der Messwerte stellt sich dabei ausgeglichen um die Mittelwertlinie dar.

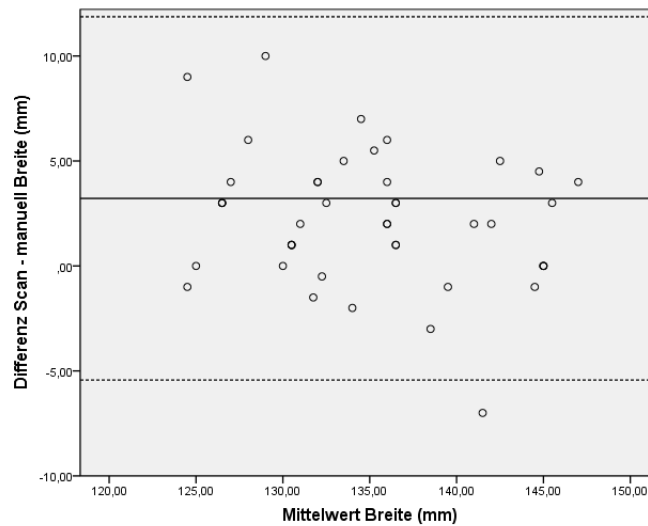


Abbildung 23: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Übereinstimmung der Ergebnisse für den Parameter „Breite“. Die mittlere durchgezogene Linie zeigt den arithmetischen Mittelwert der tatsächlichen Differenz zwischen den Methoden, zwischen den gestrichelten Linien, den sog. Limits of Agreement, liegen 95% aller Messwerte.

4.1.3 Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „Länge“

Die Erfassung der Länge ergab mit dem Laserscanner im Mittel 143,39 mm (SD 8,41 mm) und mit der manuellen Methode 141,77 mm (SD 8,72 mm) (**Tab. 6**). Da es sich um einen nicht normalverteilten Datensatz handelte, erfolgte die Überprüfung auf statistische Signifikanz mit dem Wilcoxon-Rangsummentest. Dieser ergab, dass ein statistisch signifikanter Unterschied ($T = 2,698$, $p < ,05$, ungerichtet) zwischen den Ergebnissen der beiden Gruppen besteht.

| Parameter | Methode | M | SE | SD |
|-----------|---------|--------|------|------|
| Länge | Scan | 143,39 | 1,27 | 8,41 |
| | Manuell | 141,77 | 1,32 | 8,72 |

Tabelle 6: Mittelwerte (M), Standardfehler (SE) und Standardabweichungen (SD) für die Längenmessung mit dem Scanner und mit anthropometrischen Handinstrumenten.

Dieser Unterschied wird im Fehlerbalkendiagramm dargestellt (**Abb. 24**). Im Mittel liegen die Ergebnisse der digitalen Messung über denen der manuellen, wobei eine größere Differenz als für den Parameter „KU“ und eine kleinere Abweichung als für den Parameter „Breite“ vorliegt.

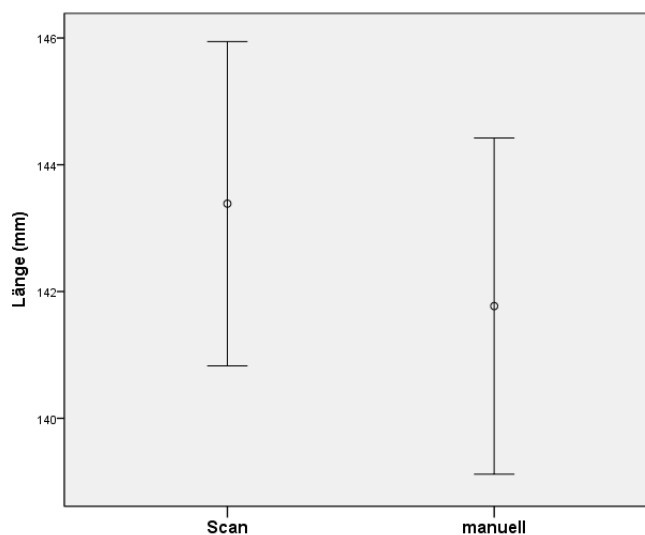
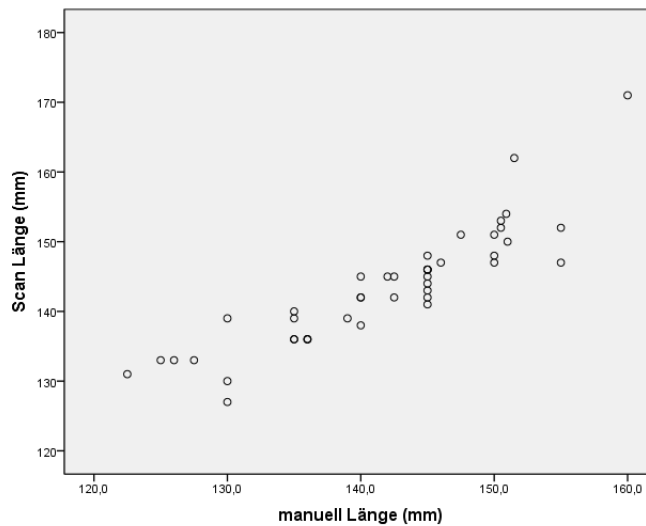


Abbildung 24: Fehlerbalken-Darstellung zum berührungslos per Scan und anthropometrisch-manuell bestimmten Parameter „Länge“.

Hypothese_{1.3.1} wird demgemäß angenommen, Hypothese_{1.3.0} muss abgelehnt werden.

Erneut lag eine enge Beziehung der manuell und per Scanner gewonnen Messwerte vor (**Abb. 25**). Mit einem Koeffizienten r von ,939, ähnlich wie beim Parameter „KU“, existiert ein beinahe perfekter positiver Zusammenhang. Dieser ist darüber hinaus mit $p < ,001$, zweiseitig, als statistisch höchst signifikant einzustufen.



Der Mittelwert der Differenz ist im Bland-Altman-Plot (**Abb. 26**) ins Positive verschoben und liegt folglich über der Referenzlinie, die bei 0 liegt. Sie spiegelt eine angenommene völlige Übereinstimmung beider Methoden wieder.

Wie bei allen bislang betrachteten Parametern wurden mit dem Laserscanner folglich systematisch höhere Werte auch für den Parameter „Länge“ gemessen. Die Verteilung der Messdaten zwischen den Linien ist recht ausgewogen.

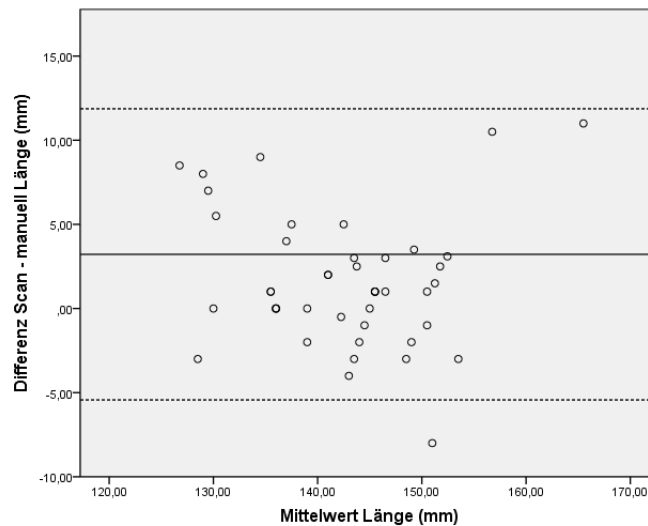


Abbildung 26: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Übereinstimmung der Ergebnisse für den Parameter „Länge“. Die mittlere durchgezogene Linie zeigt den arithmetischen Mittelwert der tatsächlichen Differenz zwischen den Methoden, zwischen den gestrichelten Linien, den sog. Limits of Agreement, liegen 95% aller Messwerte.

4.1.4 Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „Diagonale rechts“

Per Hand wurden durchschnittlich 143,81 mm (SD 7,2 mm) und mit dem Laser 148,09 mm (SD 7,85 mm) gemessen (**Tab. 7**). Dass diese Differenz statistisch höchst signifikant ist, bestätigt der durchgeführte t-Test für gepaarte Stichproben mit $t(43) = 5,358$, $p < ,001$, ungerichtet.

| Parameter | Methode | M | SE | SD |
|------------------|---------|--------|------|------|
| Diagonale rechts | Scan | 148,09 | 1,18 | 7,85 |
| | Manuell | 143,81 | 1,09 | 7,2 |

Tabelle 7: Mittelwerte (M), Standardfehler (SE) und Standardabweichungen (SD) für die Messung der rechten Diagonalen mit dem Scanner und mit anthropometrischen Handinstrumenten.

Das zugehörige Fehlerbalkendiagramm (**Abb. 27**) verdeutlicht den Unterschied; die durch den Scan generierten Werte liegen über den manuell gemessenen.

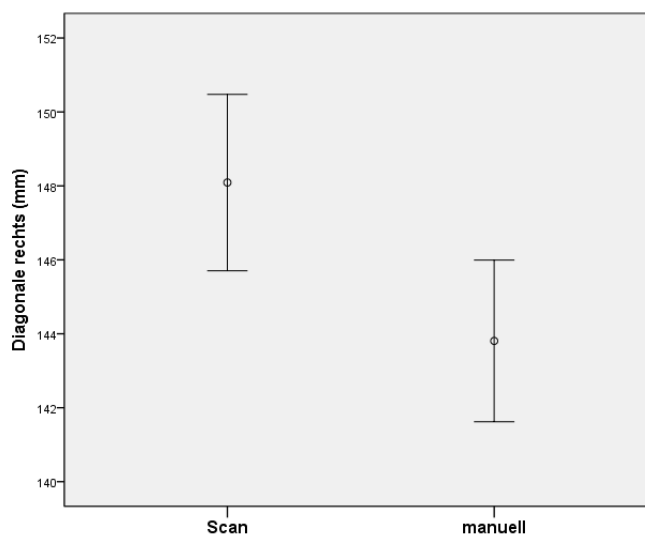


Abbildung 27: Fehlerbalken-Darstellung zum berührungslos per Scan und manuell-anthropometrisch bestimmten Parameters „Diagonale rechts“.

Hypothese_{1.4.1} kann somit angenommen werden. Hypothese_{1.4.0} muss abgelehnt werden.

Mit dem Ziel zu überprüfen, ob die Messungen von „Diagonale rechts“ per Hand und mit dem Laserscanner in einer Beziehung zueinander stehen, erfolgte die Bestimmung der Korrelation nach Pearson. Der hierfür ausgegebene Koeffizient $r = ,755$ liegt unter den Korrelationskoeffizienten der bislang besprochenen Parameter. Das Streudiagramm (**Abb. 28**) veranschaulicht diesen zwar engen aber im Vergleich zu den anderen Parametern geringer ausfallenden Zusammenhang. Die Punkte sind etwas um die gedachte Linie herum gestreut. Die Irrtumswahrscheinlichkeit in Bezug auf diesen Koeffizienten liegt bei unter 0,1 % ($p < .001$, zweiseitig).

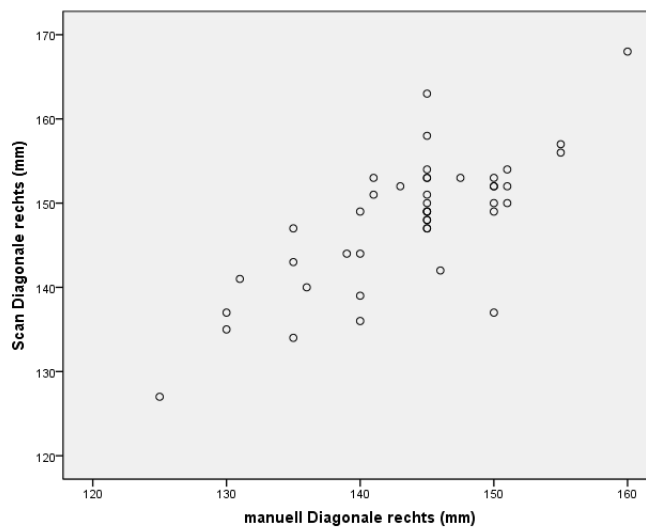


Abbildung 28: Punktwolkendiagramm des mittels Laserscanner und manuell gemessenen Parameters „Diagonale rechts“.

Hypothese_{2.4.1} kann diesbezüglich akzeptiert werden. Hypothese_{2.4.0} ist nicht gültig.

Im Bland-Altman-Plot zur Messung des Parameters „Diagonale rechts“ ist die Mittelwertlinie deutlich nach oben verschoben (Abb. 29). Die Messung per Scan ergibt offensichtlich auch hier mit einer systematischen Abweichung höhere Werte, während sich die Daten gleichmäßig um den Mittelwert verteilt darstellen und keinen Trend andeuten. Nur zwei Messwerte liegen außerhalb der Übereinstimmungsgrenzen.

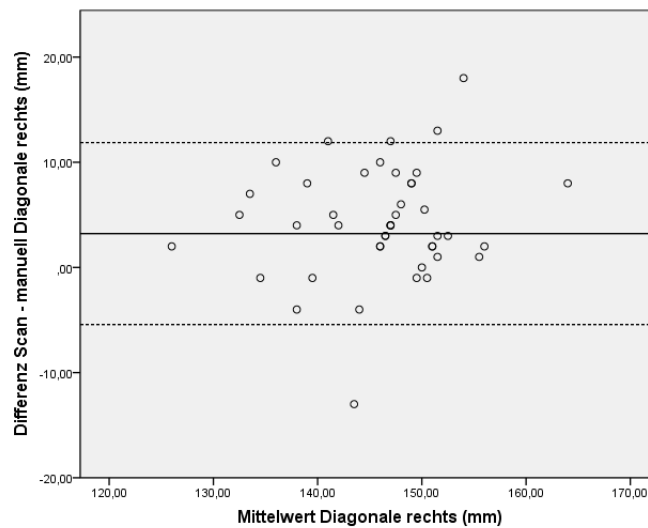


Abbildung 29: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Übereinstimmung der Ergebnisse für den Parameter „Diagonale rechts“. Die mittlere durchgezogene Linie zeigt den arithmetischen Mittelwert der tatsächlichen Differenz zwischen den Methoden, zwischen den gestrichelten Linien, den sog. Limits of Agreement, liegen 95% aller Messwerte.

4.1.5 Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „Diagonale links“

Der eruierte Mittelwert bei Erhebung per Scan lag bei 146,66 mm (SD 7,52 mm) und somit erneut höher als der per Hand erhobene mit 143,44 mm (SD 7,87 mm) (**Tab. 8**).

Nach der Überprüfung mittels t-Test für gepaarte Stichproben ist sie mit $t(43) = 4,836$, $p < ,001$, ungerichtet, als statistisch höchst signifikant einzuordnen.

| Parameter | Methode | M | SE | SD |
|-----------------|---------|--------|------|------|
| Diagonale links | Scan | 146,66 | 1,13 | 7,52 |
| | Manuell | 143,44 | 1,19 | 7,87 |

Tabelle 8: Mittelwerte (M), Standardfehler (SE) und Standardabweichungen (SD) für die Bestimmung der linken Diagonalen mit dem Scanner und mit anthropometrischen Handinstrumenten.

Im Fehlerbalkendiagramm (**Abb. 30**) ist die Differenz ersichtlich, der Mittelwert der digital erzeugten Messergebnisse liegt deutlich über dem Durchschnittswert der manuell erhobenen.

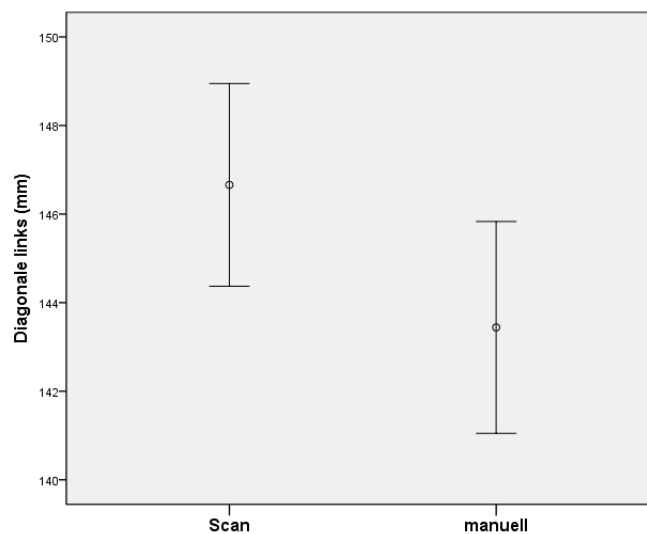


Abbildung 30: Fehlerbalken-Darstellung zum berührungslos per Scan und anthropometrisch-manuell bestimmten Parameters „Diagonale links“.

Hypothese_{1.5.1} kann somit bestätigt werden, Hypothese_{1.5.0} ist ungültig.

Zur Betrachtung des Zusammenhangs zwischen den Messungen wurde erneut der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet. Die Messungen stehen mit $r = ,836$, $p < ,001$, zweiseitig in einem engen positiven Zusammenhang zueinander. Das Streudiagramm zeigt, eine recht dichte Streuung der Punkte um die Linie (**Abb. 31**).

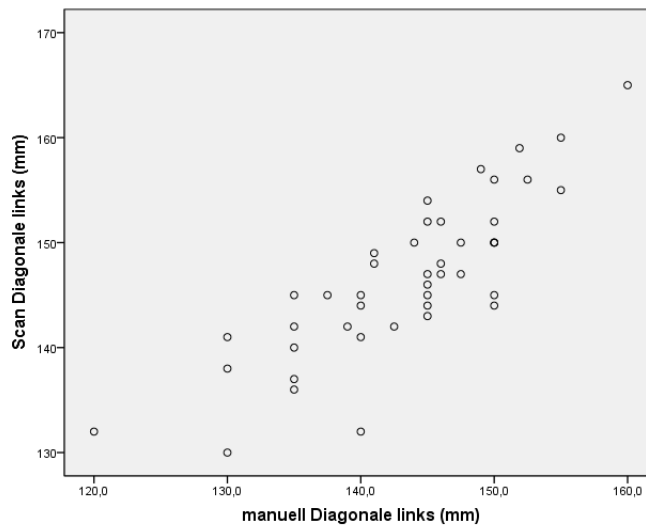


Abbildung 31: Punktwolkendiagramm des mittels Laserscannern und manuell gemessenen Parameters „Diagonale links“.

Hypothese_{2.5.1} muss folglich angenommen werden, während Hypothese_{2.5.0} abgelehnt werden kann.

Der Unterschied wird im Bland-Altman-Plot wiederholt verdeutlicht und zeigt an, dass mit dem Laserscanner auch für „Diagonale links“ stets höhere Werte ausgegeben werden als bei der manuellen Messung (**Abb. 32**). Die einzelnen Werte sind gleichmäßig um den Mittelwert gestreut und lassen auf keinen Trend schließen. Nur einzelne Werte liegen außerhalb des 95 %-igen Vertrauensintervalls.

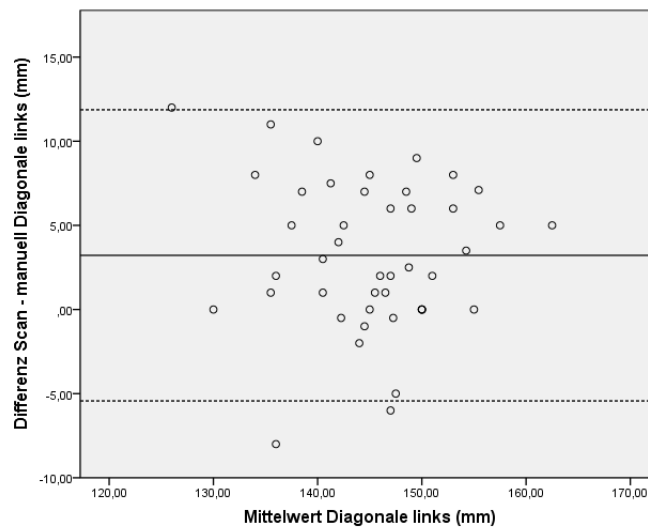


Abbildung 32: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Übereinstimmung der Ergebnisse für den Parameter „Diagonale links“. Die mittlere durchgezogene Linie zeigt den arithmetischen Mittelwert der tatsächlichen Differenz zwischen den Methoden, zwischen den gestrichelten Linien, den sog. Limits of Agreement, liegen 95% aller Messwerte.

4.1.6 Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „ex-t rechts“

Die Bestimmung der Strecke von Exocanthion nach Tragon der rechten Seite ergab per Scan im Mittel einen Wert von 56,64 mm (SD 4,9 mm) und mit dem Zirkel 53,36 mm (SD 3,8 mm) (**Tab. 9**). Der in diesem Zusammenhang durchgeführte t-Test ergab mit $t(43) = 4,853$ dass die Differenz statistisch höchst signifikant ist bei $p < ,001$, zweiseitig.

| Parameter | Methode | M | SE | SD |
|-------------|---------|-------|------|------|
| ex-t rechts | Scan | 56,64 | 0,74 | 4,92 |
| | Manuell | 53,36 | 0,58 | 3,83 |

Tabelle 9: Mittelwerte (M), Standardfehler (SE) und Standardabweichungen (SD) für die Bestimmung der Strecke ex-t der rechten Seite mit dem Scanner und mit anthropometrischen Handinstrumenten.

Das Fehlerbalkendiagramm veranschaulicht diese Abweichung (**Abb. 33**). Die Mittelwerte divergieren deutlich. Die Ergebnisse der Messungen überschneiden sich gar nicht, der geringste digital erhobene Wert liegt über dem höchsten per Hand gemessenen.

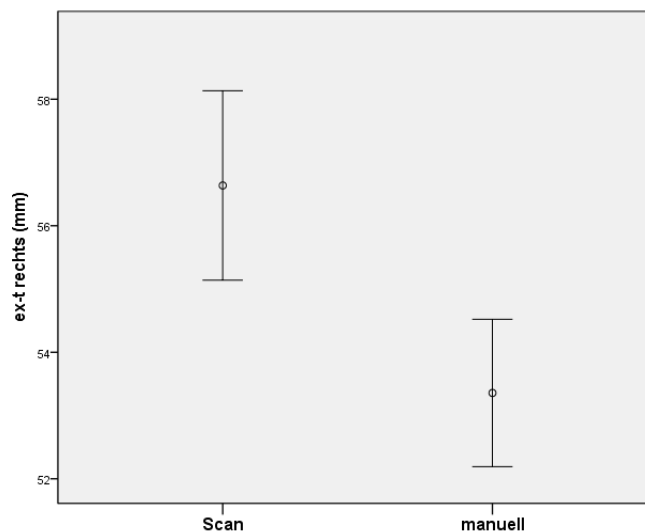


Abbildung 33: Fehlerbalken-Darstellung des berührungslos per Scan und anthropometrisch-manuell bestimmten Parameters „ex-t rechts“.

Hypothese_{1.6.1} wird entsprechend angenommen, Hypothese_{1.6.0} findet keine Gültigkeit.

Zur Betrachtung der Beziehung zwischen den digitalen und manuellen Messungen wurde wiederum der Pearson'sche Korrelationskoeffizient berechnet. Dieser lag mit $r = ,499$ deutlich unter denen der bislang besprochenen Parametern.

Die Irrtumswahrscheinlichkeit in Bezug auf diesen Koeffizienten liegt bei unter 0,1 % ($p < .001$, zweiseitig). Dass der Zusammenhang zwischen den verschiedenen Messungen hier weniger stark ausfällt, verdeutlicht auch das Streudiagramm (**Abb. 34**). Die Anordnung der einzelnen Messwertepaare zu „ex-t rechts“ gleicht eher einer Wolke als einer Verteilung entlang einer Geraden.

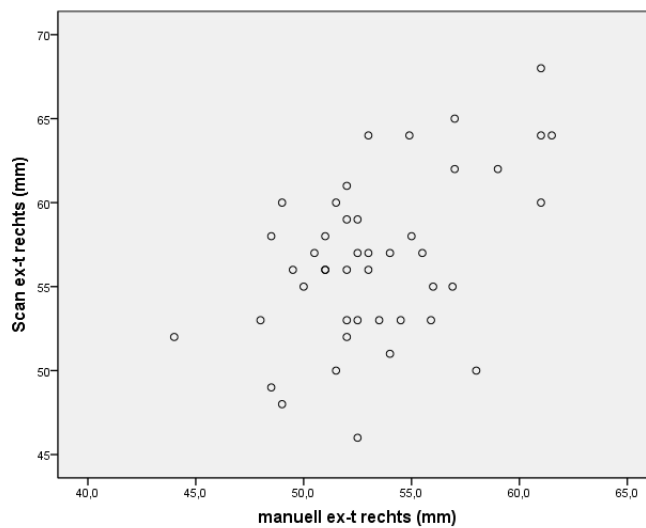


Abbildung 34: Punktwolkendiagramm des mittels Laserscanner und manuell gemessenen Parameters „ex-t rechts“.

Hypothese_{2.6.1} wird abgelehnt, entsprechend kann Hypothese_{2.6.0} akzeptiert werden.

Die Darstellung der Übereinstimmung zwischen den Messungen im Bland-Altman-Plot zeigt, dass die Messungen mit dem Scanner stets höhere Werte erzeugen als die manuell-kephalometrischen (**Abb. 35**). Bis auf zwei Messwerte liegen alle innerhalb der Übereinstimmungsgrenzen. Die Verteilung der Daten um die Mittellinie ist ungerichtet und ohne augenfällig markanten Unterschied.

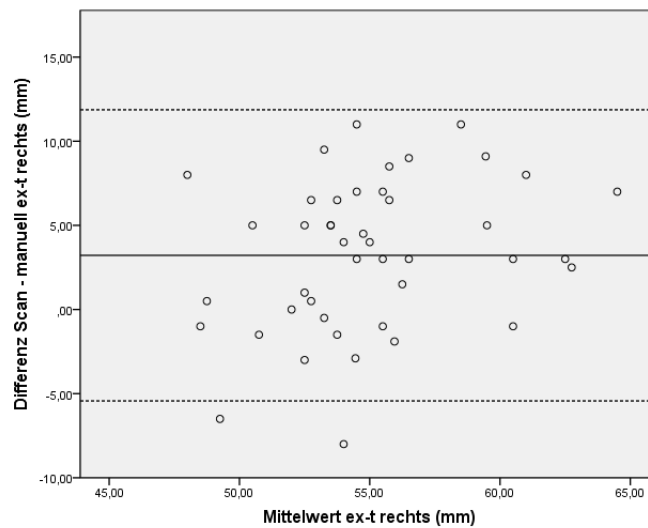


Abbildung 35: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Übereinstimmung der Ergebnisse für den Parameter „ex-t rechts“. Die mittlere durchgezogene Linie zeigt den arithmetischen Mittelwert der tatsächlichen Differenz zwischen den Methoden, zwischen den gestrichelten Linien, den sog. Limits of Agreement, liegen 95% aller Messwerte.

4.1.7 Betrachtung der Ergebnisse für den Parameter „ex-t links“

Die Differenz der arithmetischen Mittel der Messungen von „ex-t links“ ist mit 56,82 mm (SD 7,3 mm) per Scan und 53,13 mm (SD 4,3 mm) per Hand erneut offenkundig (**Tab. 10**). In welchem Maße sich diese bewegt, wurde mit dem t-Test für gepaarte Stichproben untersucht. Dies ergab, dass der Unterschied zwischen den Messungen höchst signifikant ist mit $t(43) = 3,687$, $p \leq ,001$, ungerichtet.

| Parameter | Methode | M | SE | SD |
|------------|---------|-------|------|------|
| ex-t links | Scan | 56,82 | 1,11 | 7,33 |
| | Manuell | 53,13 | 0,65 | 4,31 |

Tabelle 10: Mittelwerte (M), Standardfehler (SE) und Standardabweichungen (SD) für die Bestimmung der Strecke ex-t der linken Seite mit dem Scanner und mit anthropometrischen Handinstrumenten.

Vergleichbar zum selben Messwert der kontralateralen Seite verfehlen die Fehlerbalken hier knapp eine Überschneidung, so ist die Divergenz der arithmetischen Mittel beider Messreihen für „ex-t links“ klar ersichtlich (**Abb. 36**).

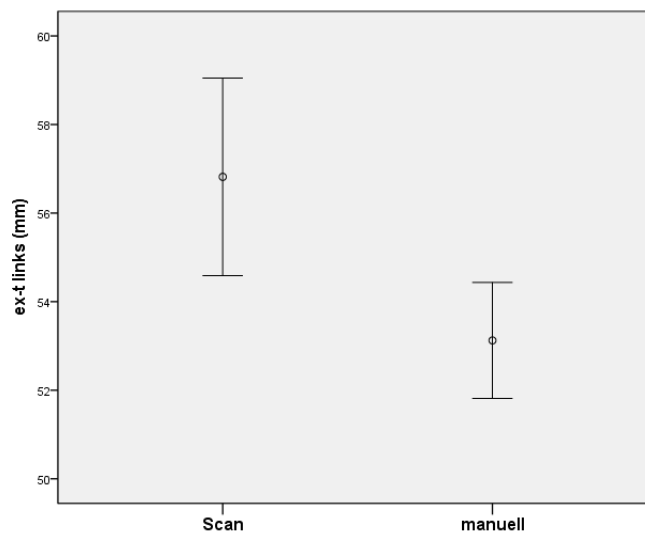


Abbildung 36: Fehlerbalken-Darstellung des berührungslos per Scan und anthropometrisch-manuell bestimmten Parameters „ex-t links“.

Hypothese_{1.7.1} ist somit nicht gültig, Hypothese_{1.7.0} wird akzeptiert.

Die Betrachtung der Beziehung zwischen den Ergebnissen der verschiedenen Erhebungsmethoden ergab für diesen Parameter von allen in dieser Studie erzielten Koeffizienten den niedrigsten Wert. Mit $r = ,446$ ist die Beziehung zwischen digitaler und manueller Messung hier nur als mittelwertig einzustufen. Die Punktwolke reflektiert dies (**Abb. 37**). Die Werte auf der x-Achse (manuelle Messung) sind bis auf eine Ausnahme im niedrigen Messwertebereich zu verorten, wohingegen die mittels 3D-Scan erhobenen Daten zwischen den niedrigen und hohen Werten breit gestreut sind. Die Korrelation ist statistisch signifikant mit $p = ,002$, zweiseitig.

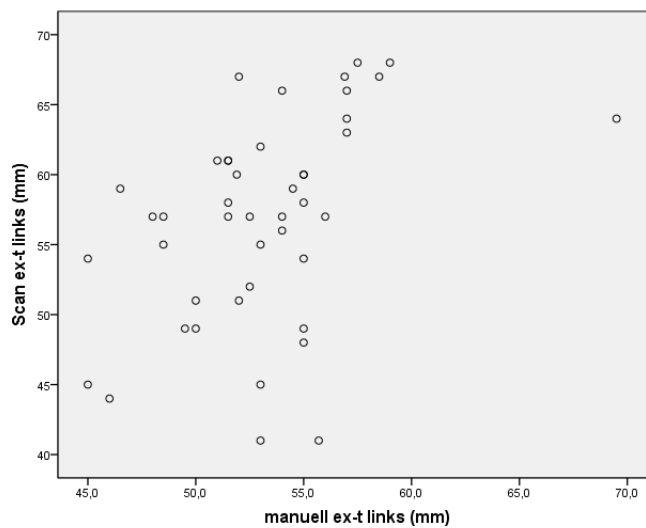


Abbildung 37: Punktwolkendiagramm des mittels Laserscanner und manuell gemessenen Parameters „ex-t links“.

Hypothese_{2.7.1} findet keine Gültigkeit, während Hypothese_{2.7.0} angenommen werden kann.

Im Bland-Altman-Plot ist zu sehen, dass die digitalen Messungen immer höhere Werte erzeugen als die konventionell per Hand gemessenen (**Abb. 38**). Nur wenige Messwerte liegen außerhalb des 95 %-igen Vertrauensintervalls. Die Daten sind gleichmäßig um die Mittellinie verteilt und weisen nicht auf einen Trend hin.

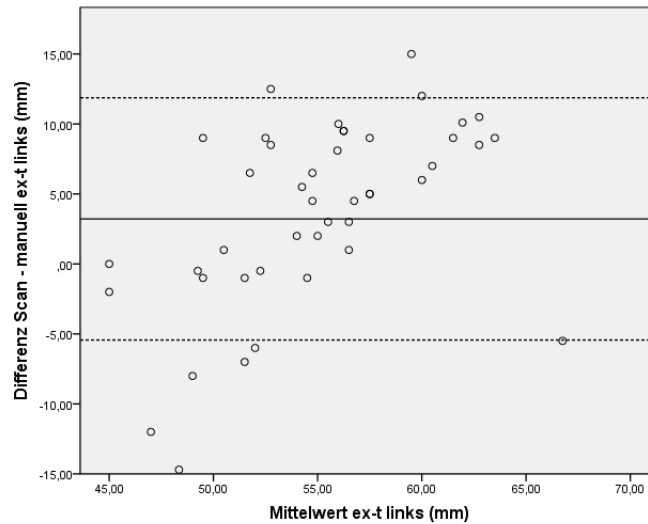


Abbildung 38: Bland-Altman-Plot zur Darstellung der Übereinstimmung der Ergebnisse für den Parameter „ex-t links“. Die mittlere durchgezogene Linie zeigt den arithmetischen Mittelwert der tatsächlichen Differenz zwischen den Methoden, zwischen den gestrichelten Linien, den sog. Limits of Agreement, liegen 95% aller Messwerte.

Zusammenfassung der Parameter-Ergebnisse

Tabelle 11 zeigt eine zusammenfassende Übersicht der Ergebnisse aus den Vergleichen der Parameter-Messungen.

| Parameter | Methode | M | SE | SD | p-Wert | Signifikanz-Niveau |
|------------------|---------|--------|------|------|--------|-------------------------|
| KU | Scan | 441.6 | 2.77 | 18.4 | ,897 | nicht signifikant |
| | manuell | 441.5 | 2.68 | 17.8 | | |
| Breite | Scan | 136.09 | 0.95 | 6.29 | ,000 | höchst signifikant * |
| | manuell | 133.89 | 1.1 | 7.01 | | |
| Länge | Scan | 143.39 | 1.27 | 8.41 | ,014 | signifikant * |
| | manuell | 141.77 | 1.32 | 8.72 | | |
| Diagonale rechts | Scan | 148.09 | 1.18 | 7.85 | ,000 | höchst signifikant * |
| | manuell | 143.81 | 1.09 | 7.2 | | |
| Diagonale links | Scan | 146.66 | 1.13 | 7.52 | ,000 | höchst signifikant * |
| | manuell | 143.44 | 1.19 | 7.87 | | |
| ex-t rechts | Scan | 56.64 | 0.74 | 4.92 | ,000 | höchst signifikant * |
| | manuell | 53.36 | 0.58 | 3.83 | | |
| ex-t links | Scan | 56.82 | 1.11 | 7.33 | ,001 | höchst signifikant * |
| | manuell | 53.13 | 0.65 | 4.31 | | |

Tabelle 11: zusammenfassende Übersicht der Mittelwerte (M) in mm, Standardfehler (SE) und Standardabweichungen (SD) sowie der zugehörigen p-Werte und entsprechenden Signifikanzniveaus (* Signifikanz zweiseitig) für alle Parameter

Die per Hand und mit dem Scanner durchgeführten Messungen der Parameter „ex-t rechts und links“ korrelierten nur auf geringem Niveau. Für „Breite“ sowie „Diagonale rechts und links“ lagen dagegen eine hohe und für „Kopfumfang“ und „Länge“ sogar sehr hohe Korrelationen vor (**Tab. 12**).

| Parameter | Korrelationskoeffizient |
|------------------|-------------------------|
| Kopfumfang | 0.97 * |
| Breite | 0.89 * |
| Länge | 0.94 ** |
| Diagonale rechts | 0.76 * |
| Diagonale links | 0.84 * |
| ex- t rechts | 0.5 * |
| ex- t links | 0.45 * |

Tabelle 12: Zusammenfassende Übersicht Korrelationskoeffizienten nach Pearson(*) bzw. Spearman(**) für alle korrespondierenden Wertepaare der einzelnen Parameter.

In der Übersicht fällt auf, dass die Unterschiede und Korrelationen variieren. Aus diesem Grund werden die Ergebnisse vor dem Hintergrund der eingesetzten Messinstrumente sowie der gemessenen Variablen betrachtet (**Tab. 13**).

| Parameter | Mittelwert-Differenz | Korrelation | Bias | Instrument |
|-------------------------|-----------------------------|--------------------|----------------|--|
| Kopfumfang | nicht signif. | sehr hoch | Scan = manuell | Maßband |
| Breite | höchst signif. | hoch | Scan > manuell | Beckenzirkel groß |
| Länge | signif. | sehr hoch | Scan > manuell | |
| Diagonale rechts | höchst signif. | hoch | Scan > manuell | |
| Diagonale links | höchst signif. | hoch | Scan > manuell | |
| ex- t rechts | höchst signif. | gering | Scan > manuell | kleiner Zirkel mit Arretierungshebel, Lineal |
| ex-t links | höchst signif. | gering | Scan > manuell | |

Tabelle 13: Zusammenfassende Übersicht der Signifikanz der Mittelwertdifferenzen, des Maßes der Korrelationen und der Bias abhängig von erhobenem Parameter und verwendetem Kephalometrie-Instrument.

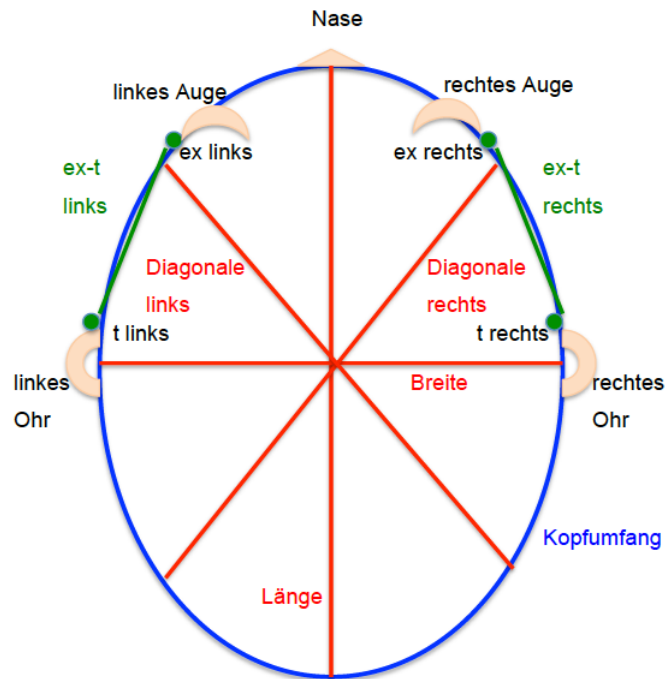


Abbildung 39: Schematische Darstellung der vermessenen Distanzen mit Farbcode entsprechend dem verwendeten anthropometrischen Instrument, blau: Maßband, rot: großer Beckenzirkel, grün: kleiner arretierbarer Messzirkel

4.2 Auswertung von Reaktion und Zeit

Die für die Messungen jeweils benötigte Zeit, wie auch die beobachteten Reaktionen der Säuglinge auf die Prozedur wurden deskriptiv ausgewertet.

Für beide Vermessungen jedes Kindes wurden der Zeitaufwand und seine jeweilige Reaktion auf die Prozedur und ihr Verhalten im Verlauf erfasst und protokolliert. Es ist anzumerken, dass die Vermessung per Scan in sechs Fällen aus technischen Gründen unterbrochen und erneut begonnen werden musste. War ein Abbruch nötig, wurden dem Kind Haube, Kittel und Klebepunkte abgenommen und von vorne begonnen.

4.2.1 Beobachtete Reaktionen

4.2.1.1 Verhalten während des Scannens

Folgende Graphiken (**Abb. 40-45**) zeigen, welches Verhalten bei wie vielen Kindern zu den drei Zeitpunkten während der Untersuchungen beobachtet wurde. Die überwiegende Mehrzahl der Säuglinge verhielt sich zu Beginn der Untersuchung mit dem Scan ruhig.

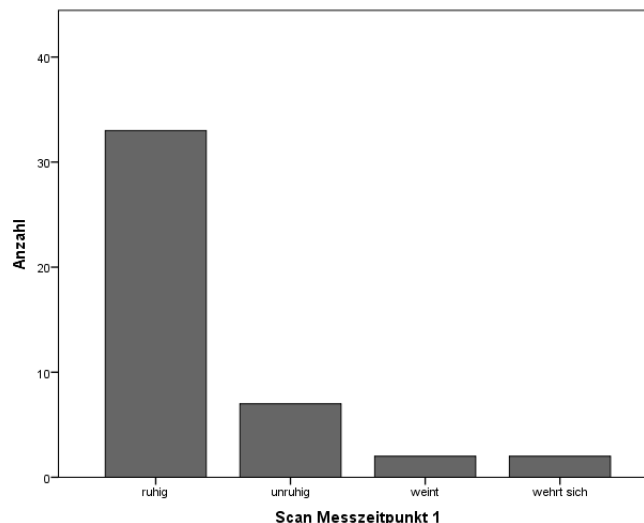


Abbildung 40: Das Balkendiagramm zeigt die Anzahl der Kinder, die während des Scannens zum Messzeitpunkt 1 ruhig oder unruhig waren, weinten oder Abwehrreaktionen zeigten.

Zum Messzeitpunkt 2 waren während des Scannens etwas weniger Kinder ruhig, während die Anzahl derer, die weinten oder eine starke körperliche Unruhe zeigten deutlich zunahm und die Menge an leicht unruhigen fast gleich blieb.

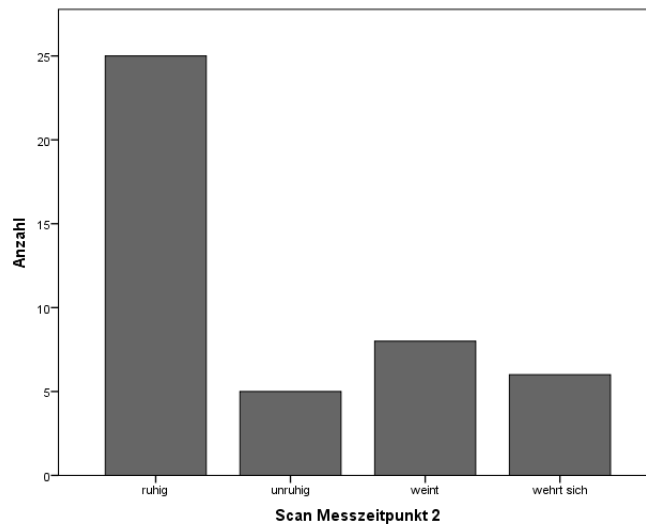


Abbildung 41: Das Balkendiagramm zeigt die Anzahl der Kinder, die während des Scannens zum Messzeitpunkt 2 ruhig oder unruhig waren, weinten oder Abwehrreaktionen zeigten.

Verglichen zum zweiten Zeitpunkt zeigte sich am Ende keine auffällige Veränderung mehr während der Vermessung per Scan.

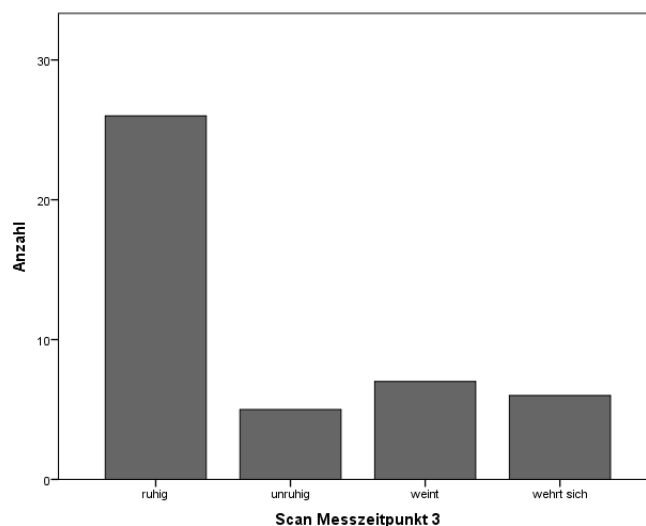


Abbildung 42: Das Balkendiagramm zeigt die Anzahl der Kinder, die während des Scannens zum Messzeitpunkt 3 ruhig oder unruhig waren, weinten oder Abwehrreaktionen zeigten.

In Anbetracht einer maximal möglichen Punktzahl von 12 für ein sehr unruhiges und eine geringstmögliche Punktzahl von 3 für ein durchweg ruhiges Verhalten, spricht ein errechneter Mittelwert von 5,11 für ein insgesamt überwiegend ruhiges Verhalten der Kinder während des Scannens. Der höchste vergebene Gesamtwert war hier eine 10.

4.2.1.2 Verhalten während der manuellen Messung

Wie auch beim Scan war die deutliche Mehrheit der Kinder zu Beginn der Vermessung per Hand ruhig.

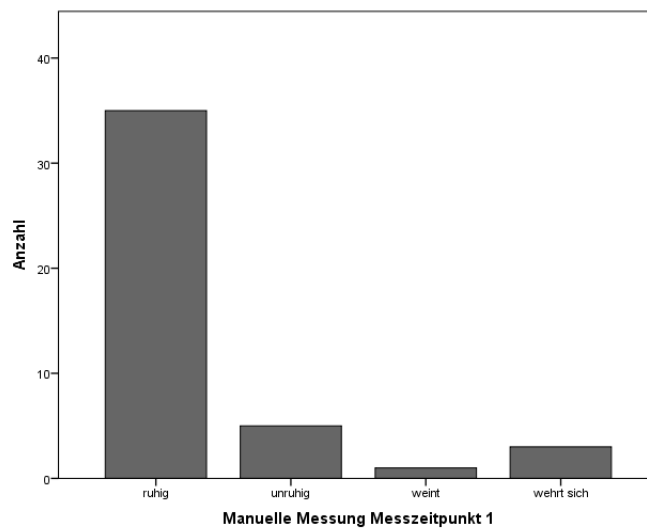


Abbildung 43: Das Balkendiagramm zeigt die Anzahl der Kinder, die während des manuellen Vermessens zum Messzeitpunkt 1 ruhig oder unruhig waren, weinten oder Abwehrreaktionen zeigten.

Im Verlauf der manuellen Messungen war immer noch gut die Hälfte der Kinder ruhig. Die Anzahl derer, die unruhig waren oder körperliche Abwehrreaktionen zeigten, ist jedoch deutlich angestiegen, wogegen etwa gleich viele lediglich weinten.

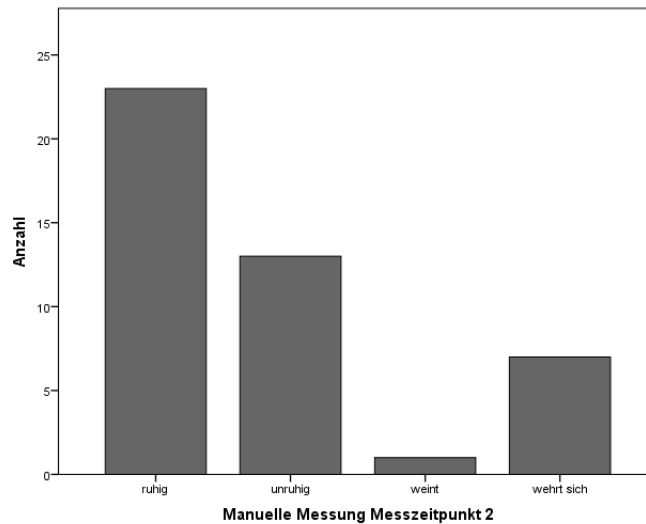


Abbildung 44: Das Balkendiagramm zeigt die Anzahl der Kinder, die während der manuellen Messung zum Messzeitpunkt 2 ruhig oder unruhig waren, weinten oder Abwehrreaktionen zeigten.

Am Ende der Vermessung mithilfe der anthropometrischen Instrumente waren wieder mehr Kinder als ruhig einzustufen, während weniger unruhig waren.

Der Mittelwert für die manuelle Vermessung war mit 4,93 niedriger als beim Scan. Zweimal wurde jedoch der Höchstwert von 12 Punkten vergeben.

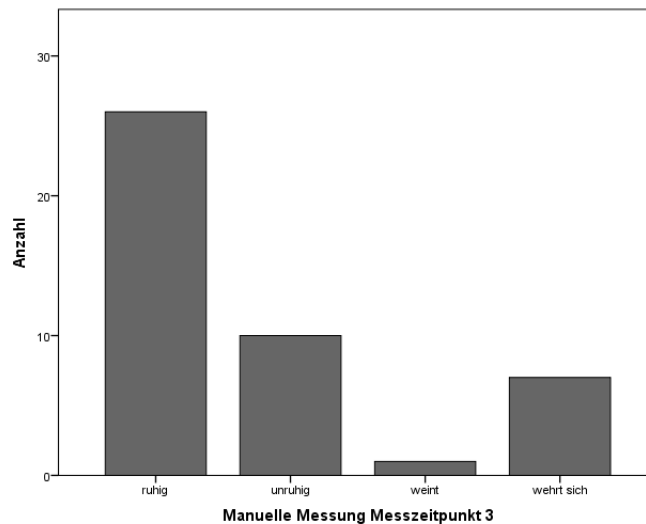


Abbildung 45: Das Balkendiagramm zeigt die Anzahl der Kinder, die während des manuellen Vermessens zum Messzeitpunkt 3 ruhig oder unruhig waren, weinten oder Abwehrreaktionen zeigten.

Da sich die Reaktionen auf die beiden Messmethoden nicht deutlich voneinander unterscheiden, können sowohl Hypothese $H_{4,1}$ als auch $H_{4,0}$ abgelehnt werden.

4.2.2 Dauer der Messungen

Tabelle 14 gibt eine Übersicht über die gemessenen Zeiten. Während ein Messdurchgang mit dem Scan im Durchschnitt 579,57 Sekunden dauerte, was ca. neuneinhalb Minuten entspricht (579,57 sec., SD 202,75), wurde für die manuelle Messung im Mittel mit ca. drei Minuten (180,52 sec., SD 54,65) nur ein Drittel der Zeit benötigt. Die kürzeste Scan-Zeit betrug 323 Sekunden, die längste 1034 Sekunden. Für die manuellen Messungen wurden mindestens 95 und höchstens 330 Sekunden benötigt, diese Methode erzielte also folglich die kürzeste Durchschnittszeit bei der kleinsten Standardabweichung.

| Anzahl der Zeitmessungen = 44 | | Scan | manuell |
|-------------------------------|--------------------|--------|---------|
| Angaben in (sec.) | Mittelwert | 579,57 | 185,18 |
| | Standardabweichung | 202,75 | 46,44 |
| | Minimum | 323 | 95 |
| | Maximum | 1034 | 330 |

Tabelle 14: Zusammenfassende Übersicht des jeweiligen Zeitaufwandes für die Schädelvermessungen per Hand und mit dem Laser-Scanner.

Entsprechend kann Hypothese $H_{3,1}$ klar abgelehnt und $H_{3,0}$ angenommen werden.

4.2.3 Zusammenhang zwischen benötigter Zeit und beobachteter Reaktion

Bei Gegenüberstellung der beobachteten Reaktionen mit den gemessenen Zeiten zeigte sich, dass die am längsten dauernde Scan-Messung an einem völlig ruhigen Kind mit dem Punktwert 3 erfolgte. Die schnellste Scan-Messung gelang an einem eher unruhigen Kind mit dem Punktwert 6. Die schnellste manuelle Messung glückte bei einem völlig ruhigen Kind (3 Punkte gesamt). Am längsten dauerte sie bei einem Kind, das sich zwar initial ruhig verhielt, sich dann aber schnell weinend wehrte (9 Punkte gesamt). Es scheint daher keinen Zusammenhang zwischen dem Verhalten des Kindes und der Dauer der Messung zu geben.

In den Fällen, wo die Scan-Untersuchung wegen technischer Mängel abgebrochen und erneut begonnen werden musste, benötigten die dann folgenden Vermessungen mit durchschnittlich 11:07 min etwas überdurchschnittlich viel Zeit; die Kinder waren mit einem gemittelten Reaktionspunktwert von 6 jedoch recht ruhig.

Im Vergleich zeigten die Daten, dass die doppelt untersuchten Kinder mal bei der ersten und mal bei der zweiten Untersuchung unruhiger waren.

5 Diskussion

5.1 Zielsetzung

In der vorliegenden Studie werden die Schädelverformungen von Kindern mit positioneller Plagiocephalie und Brachycephalie mit zwei verschiedenen Verfahren gemessen. Dies sind die manuelle Vermessung mit kephalometrischen Instrumenten und die Erfassung mit einem portablen Hand-Laserscanner. Neben dem Vergleich der Messergebnisse werden der Zeitaufwand und die Reaktion der Probanden auf die Prozeduren erfasst und bewertet.

Ähnlich vergleichen Ifflaender et al. 2013 Messungen des Kopfumfangs an Neugeborenen mit anthropometrischen Handinstrumenten und einem stationären Laserscanner (55). Van Lindert et al. messen in ihrer Studie 2013 an Kindern mit Skaphozephalus die Schädelbreite- und Länge manuell mittels Beckenzirkel und dreidimensional mittels Stereophotogrammetrie (77). Einen weiteren Vergleich nehmen Spitzer et al. 2011 durch die Bestimmung etablierter Asymmetrie-Parameter des Schädels mit der direkten manuellen sowie einer indirekten Methode und per Laserscanner vor (78). Schaaf et al. stellen in ihrer Untersuchung 2010 die Evaluation der Deformation bei PP mit anthropometrischen Messungen der digital-fotographischen Erfassung gegenüber (79).

2007 gleichen Glasgow et al. die Ergebnisse der anthropometrischen Bestimmung der TDD mit der subjektiven, inspektorischen Schweregradeinschätzung ab (45).

Van Adrichem et al. vergleichen 2008 an Kindern mit Kraniosynostose den Kopfumfangsverlauf ermittelt per Computertomographie mit einer indirekten Methode die mittels Übertragungstechnik arbeitet (80).

Aung et al. evaluieren 1995 einen Laserscanner zur Vermessung von Oberflächen und vergleichen seine Genauigkeit bei der Erfassung von Landmarken des Gesicht mit der anthropometrischer Messungen (81).

5.2 Probandenzahl und Probandenalter

Das Alter der Probanden anderer Studien, die Messmethoden für Schädel- und Gesichtsverformungen gegenüberstellen, ist vergleichbar zu dem in der vorliegenden Untersuchung. Es werden Neugeborene und Kinder bis zum Alter von 19 Monaten vermessen (45, 55, 77, 79, 80). Nur in einer Untersuchung werden Erwachsene vermessen, diese Gruppe besteht aus 24 Frauen und 6 Männern (81), in einer weiteren werden Modelle und 10 Patienten ohne Altersangabe vermessen (78). Angaben zur Geschlechterverteilung fehlen fast immer. Die Anzahl der untersuchten Probanden liegt in der Literatur im Durchschnitt zwischen 50 und 100 (45, 55, 77, 79, 80, 81). In dieser Arbeit werden lediglich 44 Kinder untersucht. Für statistisch verwertbare Ergebnisse ist dies jedoch eine ausreichende Menge.

5.3 Untersuchte Messverfahren

5.3.1 Anthropometrie

Der Beckenzirkel und das einfache Maßband sind die Standard-Instrumente zur manuellen anthropometrischen Vermessung des Kopfumfanges und der verschiedenen Schäeldurchmesser (15, 36, 45, 46, 55, 77, 78, 79, 82). Welche Instrumente zur direkten Streckenmessungen im Gesicht vorgenommen werden, wird in der Literatur im Detail nicht angegeben (46, 67, 68), Farkas et al. nutzen hierfür an knöchernen Schädeln eine Schieblehre (83). So lassen sich keine Studien finden, in denen die Vermessung von Gesichtsländern vergleichbar zu der in dieser Untersuchung genutzten Technik erfolgt.

5.3.2 Laserscanner

Der in dieser Arbeit benutzte Laserscanner findet zur Evaluation der PP in der Literatur nur einmal Erwähnung. Er wird in einer prospektiven Untersuchung zur Verlaufskontrolle unter orthetischer Behandlung eingesetzt (71). Zum selben Zweck nutzen Thompson et. al einen anderen, ebenfalls handgehaltenen Scanner (54). Weitere mittels Lasertechnik arbeitende Geräte in der PP-Diagnostik sind sämtlich stationäre Konstruktionen (15, 52, 53, 56, 72). In jedem Fall ist stets das Aufsetzen einer dünnen, elastischen Stoffhaube notwendig.

5.3.3 Andere Techniken

Die Übertragungstechniken von Messmethoden zur Evaluation der PP sind ebenfalls Gegenstand wissenschaftlicher vergleichender Arbeiten. Hier wird der Kopf des Kindes mit einem speziellen Band auf der Ebene des größten Umfangs abgeformt und der Verlauf des Bandes dann digital fotografisch, zeichnerisch oder durch Scanverfahren in die zweidimensionale Form übertragen und so einer weiteren Analyse, teils mit spezieller Software wie z.B. „HeadsUp“ oder „Plagiocephalometry“ zugänglich gemacht (44, 49, 50, 51, 84) .

5.4 Untersuchte Parameter

Die Parameter Kopfumfang, -länge, -breite und die Diagonalen werden routinemäßig für Messmethodenvergleiche bei kindlichen Schädelverformungen und in der PP-Diagnostik genutzt (45, 49, 51, 55, 77, 78, 79, 80, 85). Der Kopfumfang gilt als essentieller Parameter in der Evaluation von Plagiocephalien, insbesondere bei initialer Konsultation und in der Verlaufskontrolle (45, 67, 86, 87, 88). Die Bestimmung von Länge und Breite ist ebenfalls Teil der Basisuntersuchung (64) und generiert die Werte zur Berechnung des als Goldstandard anerkannten Cephalischen Index (77). Die Bestimmung und Gegenüberstellung der Diagonalen ist ein weiteres zentrales Instrument in der Diagnostik der PP, denn sie erfasst das Vorliegen und Ausmaß der typischen parallelogrammartigen Verformung des Neurokraniums. Trotz des routinemäßigen, verbreiteten Gebrauches dieses Parameters herrscht jedoch Uneinigkeit bezüglich seiner genauen Messpunkte (36). Ein weiterer Parameter in der Evaluation der PP, der auch in der vorliegenden Studie Verwendung findet, ist die sogenannte „orbitotragial depth“, gemessen von ex nach t derselben Seite. Er reflektiert insbesondere die faziale Mitbeteiligung bei der Verformung des Schädels. Im Rahmen von Messmethodenvergleichen wird er bislang nicht genutzt, jedoch in der Erfolgskontrolle der orthetischen Therapie bei PP (46, 47, 67, 68).

5.5 Bewertung der Ergebnisse

5.5.1 Kopfumfangsvermessung

Die Resultate des Vergleichs der Kopfumfangsvermessungen dieser Studie decken sich mit denen von Ifflaender et al. (55). Der in beiden Untersuchungen festgestellte minimale Unterschied ist möglicherweise auf zwei technische Ursachen zurückzuführen, die sich gegenseitig potenzieren. Die für den Scan notwendige Haube zusammen mit dem darunter liegenden Haupthaar trägt schwach auf. Beim Messen mit dem Maßband wird dagegen noch leicht Druck auf Haar und Weichgewebe ausgeübt was zu kleineren Messergebnissen führen kann.

5.5.2 Messung von Breite und Länge

Vergleichbare Ergebnisse zu den Schädelbreiten- und Längenmessungen dieser Studie ergab auch eine Untersuchung von van Lindert et al. (77). Hier ist das Aufsetzen einer dünnen Haube für den Prozess der dreidimensionalen Erfassung in gleicher Weise wie in der vorliegenden Untersuchung erforderlich und es zeigen sich für diese Methode ebenfalls höhere Messwerte. Interessant ist, dass die Diskrepanz nur bei den älteren Kindern (18 bis 24 Monate) signifikant ist, bei den jüngeren (neun bis 12 Monate alt) jedoch nicht. Dies könnte die oben bereits geäußerte Vermutung stützen, dass die Haube selbst aufträgt und dieser Effekt in höherem Alter bei dann in den meisten Fällen stärker ausgeprägter Kopfbehaarung noch zusätzlich potenziert wird.

Eine andere Studie, in der das Aufsetzen einer Haube nicht erforderlich ist, bekräftigt diese Annahme (85). Die anthropometrisch generierten Messwerte liegen hier sogar stets geringfügig über denen der fotografisch gemessenen. Fraglich ist, ob ein Vergleich mit einem zweidimensionalen Verfahren angebracht ist.

5.5.3 Diagonalenmessung

Trotz des routinemäßigen Gebrauchs der Diagonalen als Asymmetrie-Parameter ist die genaue Ausführung sehr heterogen (36). Im Literaturabgleich lässt sich aktuell keine Studie finden, die mit einem 3D-Verfahren die Erfassung der Diagonalen nach gleichen Maßstäben untersucht wie in der vorliegenden Analyse. Schaaf et al. erfassen Kleinkinder mit verschiedenen Kopfdeformitäten einfach photographisch sowie anthropometrisch und geben als Messpunkte zur Diagonalen-Bestimmung ft und das kontralaterale eu an (79). Die Abbildungen im Artikel erklären dagegen den posterioren Messpunkt zum weitest entfernten kontralateralen Orientierungspunkt. Auf diese Weise sind die Messpunkte vergleichbar mit den in dieser Studie verwendeten und die Ergebnisse decken sich mit denen dieser Arbeit. Ursächlich könnte erneut der oben bereits diskutierte Aspekt gewesen sein, dass eine Haube für die berührungslose Methode verwendet werden musste.

Der integrierte automatische Analyseprozess durch das eingesetzte Programm Omega® Tracer® Software ist ein weiterer Aspekt für die Abweichungen zwischen manuell-anthropometrisch und per Laserscan bestimmten Messungen für die Diagonalen. Laut Protokoll des Herstellers misst dieser von ft zum kontralateral posterior nächsten bzw. weitesten Punkt. Eine Nachfrage beim Hersteller erbrachte keine detaillierteren Informationen zum Analyseprozess für diesen oder andere Parameter. Grundsätzlich ist hier aber sicher kritisch zu berücksichtigen, dass sämtliche Definitionen limitiert sind, wenn ein bestimmter Punkt auf einer gewölbten Fläche ohne detailliertere Anhaltspunkte gefunden werden soll.

5.5.4 Messung der Strecke ex-t

Die Strecke $ex-t$ bzw. die OTDA wird als Verlaufsparemeter in der PP-Therapie herangezogen (46, 47, 67, 68). In der Literatur lässt sich jedoch keine Studie finden, die die Strecke $ex-t$ mit verschiedenen Messmethoden im Rahmen der PP-Diagnostik erhebt und vergleicht.

5.6 Messung von Zeit und Reaktion der Probanden auf die Untersuchung

Es gibt nur eine Studie, die die Abhängigkeit der Qualität von Gesichts-Scans vom Alter der Probanden untersucht. Allerdings werden darin keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Scans von den Gesichtern von Kindern und Erwachsenen festgestellt. Das Durchschnittsalter der untersuchten Kinder liegt allerdings bei 11,6 Jahren und ist somit auch nicht unmittelbar mit dem Probandengut unserer Untersuchungen vergleichbar (89).

Keine der Arbeitsgruppen, die einen Messmethodenvergleich zur Evaluation der PP vornimmt, tut dies unter Berücksichtigung des jeweiligen zeitlichen Aufwandes.

5.7 Laserscanner in der Medizin

Laserscanner sind bereits seit längerer Zeit in der gesamten Medizin von großem Interesse (90). Ihr Einsatz ist in vielen Bereichen inzwischen etabliert. Die erzeugten 3D-Datensätze dienen quantitativen Analysen, Verlaufsbeobachtungen, Operationsplanungen und prothetischen Versorgungen in diversen Fachrichtungen. Zu ihnen zählen unter anderem die plastische, rekonstruktive und Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie (91, 92). Gegenstand der Untersuchungen sind beispielsweise die Anthropometrie (93), Lippen-Kiefer-Gaumenspalten (94), Zähne und Kiefer (95), Planung, Durchführung und Weichteilprognosen bei Umstellungsosteotomien (96), Morbus Down (97) und die PP (52, 73). In der Orthopädie- und Dentaltechnik wird sie für die Orthesen- und Prothesenherstellung eingesetzt (98, 99).

5.8 Schlussfolgerung

Im Vergleich mit der konventionellen, anthropometrischen Methode liefern die mit dem 3D-Laser-Scanner durchgeführten Vermessungen inkonsistente Ergebnisse. Die Reaktionen der kleinen Patienten auf die Untersuchungen zeigen dagegen keine Unterschiede und beide Verfahren scheinen von ihnen gut akzeptiert zu werden. Der Zeitaufwand für die Datenakquise ist bei der Nutzung des 3-D Scanners deutlich größer.

Zusammengefasst erbringt die 3D-Kephalometrie auf dem derzeitigen Stand der Technik keinen Vorteil gegenüber der konventionellen, anthropometrischen Methode.

Erwähnenswerte Nachteile erscheinen uns der erhöhte technische Aufwand und die nicht unerheblichen Anschaffungs-, Unterhalts- und Wartungskosten zu sein.

Die praktisch erscheinende Portabilität des Scanners ist ein Vorteil gegenüber anderen vergleichbaren Geräten auf dem Markt. Die in der Anthropometrie verwendeten Handinstrumente können dagegen ebenso problemlos von einem zum anderen Untersuchungsort getragen werden.

6 Literaturverzeichnis

1. Bruneteau RJ, Mulliken JB. Frontal plagiocephaly: synostotic, compensational, or deformational. *Plast Reconstr Surg.* 1992;89(1):21-31; discussion 2-3.
2. Virchow R. über den Cretinismus, namentlich in Franken, und über pathologische Schädelformen. *Verh Phys Med Gesamte Würzburg.* 21851. p. 230-56.
3. Zöller JEa. *Kraniofaziale Chirurgie.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2003.
4. Peitsch WK, Keefer CH, LaBrie RA, Mulliken JB. Incidence of cranial asymmetry in healthy newborns. *Pediatrics.* 2002;110(6):e72.
5. Kane AA, Mitchell LE, Craven KP, Marsh JL. Observations on a recent increase in plagiocephaly without synostosis. *Pediatrics.* 1996;97(6 Pt 1):877-85.
6. Pomatto JK, Littlefield TR, Manwaring K, Beals SP. Etiology of positional plagiocephaly in triplets and treatment using a dynamic orthotic cranioplasty device. Report of three cases. *Neurosurg Focus.* 1997;2(2):e2; discussion 1 p following e2.
7. Miller RI, Clarren SK. Long-term developmental outcomes in patients with deformational plagiocephaly. *Pediatrics.* 2000;105(2):E26.
8. Bialocerkowski A. Physiotherapy reduces the risk of deformational plagiocephaly in infants who have a preferred head position when lying supine. *Aust J Physiother.* 2008;54(4):283.
9. Turk AE, McCarthy JG, Thorne CH, Wisoff JH. The "back to sleep campaign" and deformational plagiocephaly: is there cause for concern? *J Craniofac Surg.* 1996;7(1):12-8.
10. Argenta LC, David LR, Wilson JA, Bell WO. An increase in infant cranial deformity with supine sleeping position. *J Craniofac Surg.* 1996;7(1):5-11.
11. Mulliken JB, Vander Woude DL, Hansen M, LaBrie RA, Scott RM. Analysis of posterior plagiocephaly: deformational versus synostotic. *Plast Reconstr Surg.* 1999;103(2):371-80.
12. Engelberts AC, de Jonge GA. Choice of sleeping position for infants: possible association with cot death. *Archives of disease in childhood.* 1990;65(4):462-7.
13. Fleming PJ, Gilbert R, Azaz Y, Berry PJ, Rudd PT, Stewart A. Interaction between bedding and sleeping position in the sudden infant death syndrome: a population based case-control study. *BMJ (Clinical research ed).* 1990;301(6743):85-9.

14. Dwyer T, Ponsonby AL, Newman NM, Gibbons LE. Prospective cohort study of prone sleeping position and sudden infant death syndrome. *Lancet*. 1991;337(8752):1244-7.
15. Dörhage K. Ursache und Diagnostik der lagebedingten Plagiozephalie. *Manuelle Medizin*. 2010; 48:125–34.
16. Pople IK, Sanford RA, Muhlbauer MS. Clinical presentation and management of 100 infants with occipital plagiocephaly. *Pediatr Neurosurg*. 1996;25(1):1-6.
17. Nield LS, Brunner MD, Kamat D. The infant with a misshapen head. *Clin Pediatr (Phila)*. 2007;46(4):292-8.
18. Fish D. LD. An overview of positional plagiocephaly and cranial remoulding orthoses. *J Prosth Orthotics*. 2003;15: 37–45:37–45.
19. Lee MC, Hwang J, Kim YO, Shim KW, Park EK, Lew DH. Three-dimensional analysis of cranial and facial asymmetry after helmet therapy for positional plagiocephaly. *Childs Nerv Syst*. 2015.
20. Saeed NR, Wall SA, Dhariwal DK. Management of positional plagiocephaly. *Archives of disease in childhood*. 2008;93(1):82-4.
21. St John D, Mulliken JB, Kaban LB, Padwa BL. Anthropometric analysis of mandibular asymmetry in infants with deformational posterior plagiocephaly. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002;60(8):873-7.
22. Smartt JM, Jr., Elliott RM, Reid RR, Bartlett SP. Analysis of differences in the cranial base and facial skeleton of patients with lambdoid synostosis and deformational plagiocephaly. *Plast Reconstr Surg*. 2011;127(1):303-12.
23. Regelsberger. Lagebedingte Plagiozephalien- Aktuelle diagnostische und t herapeutische Aspekte. *Pädiatrie hautnah*. 2007;6.
24. Biggs WSM. The 'Epidemic' of Deformational Plagiocephaly and the American Academy of Pediatrics' Response. *JPO Journal of Prosthetics & Orthotics*. 2004;16 - Issue (4):S5-S8.
25. Speltz ML, Collett BR, Stott-Miller M, Starr JR, Heike C, Wolfram-Aduan AM. Case-control study of neurodevelopment in deformational plagiocephaly. *Pediatrics*. 2010;125(3):e537-42.
26. Hutchison BL, Stewart AW, Mitchell EA. Deformational plagiocephaly: a follow-up of head shape, parental concern and neurodevelopment at ages 3 and 4 years. *Archives of disease in childhood*. 2011;96(1):85-90.
27. Collett BR, Gray KE, Starr JR, Heike CL, Cunningham ML, Speltz ML. Development at age 36 months in children with deformational plagiocephaly. *Pediatrics*. 2013;131(1):e109-15.

28. Robinson S, Proctor M. Diagnosis and management of deformational plagiocephaly. *J Neurosurg Pediatr.* 2009;3(4):284-95.
29. Bialocerkowski AE, Vladusic SL, Howell SM. Conservative interventions for positional plagiocephaly: a systematic review. *Dev Med Child Neurol.* 2005;47(8):563-70.
30. Mortenson PA, Steinbok P. Quantifying positional plagiocephaly: reliability and validity of anthropometric measurements. *J Craniofac Surg.* 2006;17(3):413-9.
31. Steinbok P, Lam D, Singh S, Mortenson PA, Singhal A. Long-term outcome of infants with positional occipital plagiocephaly. *Childs Nerv Syst.* 2007;23(11):1275-83.
32. Pogliani L, Mameli C, Fabiano V, Zuccotti GV. Positional plagiocephaly: what the pediatrician needs to know. A review. *Childs Nerv Syst.* 2011;27(11):1867-76.
33. Ellenbogen RG, Gruss JS, Cunningham ML. Update on craniofacial surgery: the differential diagnosis of lambdoid synostosis/posterior plagiocephaly. *Clin Neurosurg.* 2000;47:303-18.
34. Argenta L, David L, Thompson J. Clinical classification of positional plagiocephaly. *J Craniofac Surg.* 2004;15(3):368-72.
35. Biggs WS. Diagnosis and management of positional head deformity. *Am Fam Physician.* 2003;67(9):1953-6.
36. Looman WS, Flannery AB. Evidence-based care of the child with deformational plagiocephaly, Part I: assessment and diagnosis. *J Pediatr Health Care.* 2012;26(4):242-50; quiz 51-3.
37. Littlefield TR, Beals SP, Manwaring KH, Pomatto JK, Joganic EF, Golden KA. Treatment of craniofacial asymmetry with dynamic orthotic cranioplasty. *J Craniofac Surg.* 1998;9(1):11-7; discussion 8-9.
38. O'Broin ES, Allcutt D, Earley MJ. Posterior plagiocephaly: proactive conservative management. *Br J Plast Surg.* 1999;52(1):18-23.
39. Skolnick GB, Naidoo SD, Patel KB, Woo AS. Analysis of digital measures of cranial vault asymmetry for assessment of plagiocephaly. *J Craniofac Surg.* 2014;25(4):1178-82.
40. Pollack IF, Losken HW, Fasick P. Diagnosis and management of posterior plagiocephaly. *Pediatrics.* 1997;99(2):180-5.
41. Losee JE, Mason AC, Dudas J, Hua LB, Mooney MP. Nonsynostotic occipital plagiocephaly: factors impacting onset, treatment, and outcomes. *Plast Reconstr Surg.* 2007;119(6):1866-73.

42. Vles JS, Colla C, Weber JW, Beuls E, Wilmink J, Kingma H. Helmet versus nonhelmet treatment in nonsynostotic positional posterior plagiocephaly. *J Craniofac Surg.* 2000;11(6):572-4.
43. Losee JE, Mason AC. Deformational plagiocephaly: diagnosis, prevention, and treatment. *Clin Plast Surg.* 2005;32(1):53-64, viii.
44. Loveday BP, de Chalain TB. Active counterpositioning or orthotic device to treat positional plagiocephaly? *J Craniofac Surg.* 2001;12(4):308-13.
45. Glasgow TS, Siddiqi F, Hoff C, Young PC. Deformational plagiocephaly: development of an objective measure and determination of its prevalence in primary care. *J Craniofac Surg.* 2007;18(1):85-92.
46. Lee RP, Teichgraeber JF, Baumgartner JE, Waller AL, English JD, Lasky RE. Long-term treatment effectiveness of molding helmet therapy in the correction of posterior deformational plagiocephaly: a five-year follow-up. *Cleft Palate Craniofac J.* 2008;45(3):240-5.
47. Teichgraeber JF, Ault JK, Baumgartner J, Waller A, Messersmith M, Gateno J. Deformational posterior plagiocephaly: diagnosis and treatment. *Cleft Palate Craniofac J.* 2002;39(6):582-6.
48. Kelly KM, Littlefield TR, Pomatto JK, Manwaring KH, Beals SP. Cranial growth unrestricted during treatment of deformational plagiocephaly. *Pediatr Neurosurg.* 1999;30(4):193-9.
49. Chang PY, Chien YW, Huang FY, Chang NC, Perng DB. Computer-aided measurement and grading of cranial asymmetry in children with and without torticollis. *Clin Orthod Res.* 2001;4(4):200-5.
50. Zonenshayn M, Kronberg E, Souweidane MM. Cranial index of symmetry: an objective semiautomated measure of plagiocephaly. Technical note. *J Neurosurg.* 2004;100(5 Suppl Pediatrics):537-40.
51. van Vlimmeren LA, Takken T, van Adrichem LN, van der Graaf Y, Helders PJ, Engelbert RH. Plagiocephalometry: a non-invasive method to quantify asymmetry of the skull; a reliability study. *Eur J Pediatr.* 2006;165(3):149-57.
52. 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. *J Craniofac Surg.* 2006;17(6):1084-91.
53. Meyer-Marcotty P, Bohm H, Linz C, Kochel J, Blecher C, Keil N. Spectrum of positional deformities - is there a real difference between plagiocephaly and brachycephaly? *J Craniomaxillofac Surg.* 2014;42(6):1010-6.

54. Thompson JT, David LR, Wood B, Argenta A, Simpson J, Argenta LC. Outcome analysis of helmet therapy for positional plagiocephaly using a three-dimensional surface scanning laser. *J Craniofac Surg.* 2009;20(2):362-5.
55. Ifflaender S, Rudiger M, Koch A, Burkhardt W. Three-dimensional digital capture of head size in neonates - a method evaluation. *PLoS One.* 2013;8(4):e61274.
56. Steinberg JP, Rawlani R, Humphries LS, Rawlani V, Vicari FA. Effectiveness of conservative therapy and helmet therapy for positional cranial deformation. *Plast Reconstr Surg.* 2015;135(3):833-42.
57. Dekaban AS. Tables of cranial and orbital measurements, cranial volume, and derived indexes in males and females from 7 days to 20 years of age. *Ann Neurol.* 1977;2(6):485-91.
58. Hutchison BL, Hutchison LA, Thompson JM, Mitchell EA. Plagiocephaly and brachycephaly in the first two years of life: a prospective cohort study. *Pediatrics.* 2004;114(4):970-80.
59. Graham JM, Jr., Gomez M, Halberg A, Earl DL, Kreutzman JT, Cui J. Management of deformational plagiocephaly: repositioning versus orthotic therapy. *J Pediatr.* 2005;146(2):258-62.
60. van Wijk RM, van Vlimmeren LA, Groothuis-Oudshoorn CG, Van der Ploeg CP, Ijzerman MJ, Boere-Boonekamp MM. Helmet therapy in infants with positional skull deformation: randomised controlled trial. *BMJ (Clinical research ed).* 2014;348:g2741.
61. Kolar JC SE. *Craniofacial Anthropometry: Practical Measurement of the Head and Face for Clinical, Surgical and Research Use.* Springfield, IL: Charles C Thomas. 1997.
62. Moss SD. Nonsurgical, nonorthotic treatment of occipital plagiocephaly: what is the natural history of the misshapen neonatal head? *J Neurosurg.* 1997;87(5):667-70.
63. Teichgraeber JF, Seymour-Dempsey K, Baumgartner JE, Xia JJ, Waller AL, Gateno J. Molding helmet therapy in the treatment of brachycephaly and plagiocephaly. *J Craniofac Surg.* 2004;15(1):118-23.
64. Wilbrand JF, Wilbrand M, Pons-Kuehnemann J, Blecher JC, Christophis P, Howaldt HP. Value and reliability of anthropometric measurements of cranial deformity in early childhood. *J Craniomaxillofac Surg.* 2011;39(1):24-9.
65. Lipira AB, Gordon S, Darvann TA, Hermann NV, Van Pelt AE, Naidoo SD. Helmet versus active repositioning for plagiocephaly: a three-dimensional analysis. *Pediatrics.* 2010;126(4):e936-45.
66. Naidoo SD SG, Patel KB, Woo AS, Cheng AL. Long-term outcomes in treatment of deformational plagiocephaly and brachycephaly using helmet therapy and repositioning: a longitudinal cohort study. *Childs Nerv Syst.* 2015;31(9):1547-52.

67. Kelly KM, Littlefield TR, Pomatto JK, Ripley CE, Beals SP, Joganic EF. Importance of early recognition and treatment of deformational plagiocephaly with orthotic cranioplasty. *Cleft Palate Craniofac J.* 1999;36(2):127-30.
68. Ripley CE, Pomatto J, Beals SP, Joganic EF, Manwaring KH, Moss SD. Treatment of positional plagiocephaly with dynamic orthotic cranioplasty. *J Craniofac Surg.* 1994;5(3):150-9; discussion 60.
69. Farkas LG. *Anthropometry of the head and face in medicine*: Elsevier Science Ltd 1981.
70. Kim SY, Park MS, Yang JI, Yim SY. Comparison of helmet therapy and counter positioning for deformational plagiocephaly. *Ann Rehabil Med.* 2013;37(6):785-95.
71. Yacoub A, von Salis-Soglio G, Heyde CE. [Correction of pronounced plagiocephaly with orthosis : results of a prospective follow-up control]. *Orthopade.* 2013;42(11):928-33.
72. Ifflaender S, Rudiger M, Konstantelos D, Lange U, Burkhardt W. Individual course of cranial symmetry and proportion in preterm infants up to 6 months of corrected age. *Early Hum Dev.* 2014;90(9):511-5.
73. Littlefield TR, Cherney JC, Luisi JN, Beals SP, Kelly KM, Pomatto JK. Comparison of plaster casting with three-dimensional cranial imaging. *Cleft Palate Craniofac J.* 2005;42(2):157-64.
74. Meyer-Marcotty P, Bohm H, Linz C, Kunz F, Keil N, Stellzig-Eisenhauer A. Head orthosis therapy in infants with unilateral positional plagiocephaly: an interdisciplinary approach to broadening the range of orthodontic treatment. *J Orofac Orthop.* 2012;73(2):151-65.
75. Longaker MT, Posnick JC, ReKate HL. Craniosynostosis and skull molding. *J Craniofac Surg.* 1998;9(6):572-600.
76. Piatt JH, Jr. Recognizing neurosurgical conditions in the pediatrician's office. *Pediatr Clin North Am.* 2004;51(2):237-70.
77. van Lindert EJ, Siepel FJ, Delye H, Ettema AM, Berge SJ, Maal TJ. Validation of cephalic index measurements in scaphocephaly. *Childs Nerv Syst.* 2013;29(6):1007-14.
78. Spitzer MJ, Kramer M, Neukam FW, Nkenke E. Validation of optical three-dimensional plagiocephalometry by computed tomography, direct measurement, and indirect measurements using thermoplastic bands. *J Craniofac Surg.* 2011;22(1):129-34.

79. Schaaf H, Wilbrand JF, Boedeker RH, Howaldt HP. Accuracy of photographic assessment compared with standard anthropometric measurements in nonsynostotic cranial deformities. *Cleft Palate Craniofac J.* 2010;47(5):447-53.
80. van Adrichem LN, van Vlimmeren LA, Cadanova D, Helders PJ, Engelbert RH, van Neck HJ. Validation of a simple method for measuring cranial deformities (plagiocephalometry). *J Craniofac Surg.* 2008;19(1):15-21.
81. Aung SC, Ngim RC, Lee ST. Evaluation of the laser scanner as a surface measuring tool and its accuracy compared with direct facial anthropometric measurements. *Br J Plast Surg.* 1995;48(8):551-8.
82. Farkas LG, Katic MJ, Forrest CR. Anthropometric proportion indices in the craniofacial regions of 73 patients with forms of isolated coronal synostosis. *Ann Plast Surg.* 2005;55(5):495-9.
83. Farkas LG, Tompson BD, Katic MJ, Forrest CR. Differences between direct (anthropometric) and indirect (cephalometric) measurements of the skull. *J Craniofac Surg.* 2002;13(1):105-8; discussion 9-10.
84. Hutchison BL, Hutchison LA, Thompson JM, Mitchell EA. Quantification of plagiocephaly and brachycephaly in infants using a digital photographic technique. *Cleft Palate Craniofac J.* 2005;42(5):539-47.
85. Schaaf H, Malik CY, Streckbein P, Pons-Kuehnemann J, Howaldt HP, Wilbrand JF. Three-dimensional photographic analysis of outcome after helmet treatment of a nonsynostotic cranial deformity. *J Craniofac Surg.* 2010;21(6):1677-82.
86. Cunningham ML, Heike CL. Evaluation of the infant with an abnormal skull shape. *Curr Opin Pediatr.* 2007;19(6):645-51.
87. Hutchison BL, Stewart AW, Mitchell EA. Characteristics, head shape measurements and developmental delay in 287 consecutive infants attending a plagiocephaly clinic. *Acta Paediatr.* 2009;98(9):1494-9.
88. Gautschi OP, Rilliet B, Schaller K, Jenny B. [Positional plagiocephaly in infancy: diagnosis and management]. *Praxis (Bern 1994).* 2013;102(25):1537-42.
89. Kau CH, Zhurov A, Scheer R, Bouwman S, Richmond S. The feasibility of measuring three-dimensional facial morphology in children. *Orthodontics & craniofacial research.* 2004;7(4):198-204.
90. Cutting CB, McCarthy JG, Karron DB. Three-dimensional input of body surface data using a laser light scanner. *Ann Plast Surg.* 1988;21(1):38-45.
91. Braumann B, Keilig L, Bourauel C, Jager A. Three-dimensional analysis of morphological changes in the maxilla of patients with cleft lip and palate. *Cleft Palate Craniofac J.* 2002;39(1):1-11.

92. Kovacs L, Zimmermann A, Brockmann G, Guhring M, Baurecht H, Papadopoulos NA. Three-dimensional recording of the human face with a 3D laser scanner. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2006;59(11):1193-202.
93. Bush K, Antonyshyn O. Three-dimensional facial anthropometry using a laser surface scanner: validation of the technique. *Plast Reconstr Surg.* 1996;98(2):226-35.
94. Schwenger-Zimmerer K, Chaitidis D, Borner BI, Kovacs L, Sader R, Zeilhofer HF. [Lip, jaw, and palate clefts. Analysis of unilateral cleft lip using 3-D laser topometry]. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2006;10(6):377-84.
95. Oliveira NL, Da Silveira AC, Kusnoto B, Viana G. Three-dimensional assessment of morphologic changes of the maxilla: a comparison of 2 kinds of palatal expanders. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.* 2004;126(3):354-62.
96. Kau CH, Cronin AJ, Richmond S. A three-dimensional evaluation of postoperative swelling following orthognathic surgery at 6 months. *Plast Reconstr Surg.* 2007;119(7):2192-9.
97. Ferrario VF, Dellavia C, Colombo A, Sforza C. Three-dimensional assessment of nose and lip morphology in subjects with down syndrome. *Ann Plast Surg.* 2004;53(6):577-83.
98. Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.* 2002;122(4):342-8.
99. Spaeth JP. Laser imaging and computer-aided design and computer-aided manufacture in prosthetics and orthotics. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2006;17(1):245-63.

7 Abkürzungsverzeichnis

| | |
|----------|---|
| 3 D | dreidimensional |
| CAD/CAM | computer aided design/ computer aided manufacturing |
| CI | cranial index |
| CVAI | cranial vault asymmetry index |
| eu | Eurion |
| ex | Exocanthion |
| ft | Frontotmerporale |
| fz | Frontozygomaticus |
| g | Glabella |
| KU | Kopfumfang |
| LASER | light amplification by stimulated emission of radiation |
| LED | light-emitting diode |
| M | Mittelwert |
| n | Nasion |
| op | Ophistocranium |
| ott/ otd | orbitotragiale Tiefe/ orbitotragial depth |
| PP | positionelle Plagiocephalie |
| SD | standard deviation / Standardabweichung |
| SE | standard error / Standardfehler |
| sn | Subnasale |
| t | Tragion |
| TDD | transkraniale Diameter-Differenz |
| tr | Trichion |

8 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

| | |
|---|----|
| Abbildung 1: Charakteristische Verformung des Kopfes bei PP..... | 7 |
| Abbildung 2: Charakteristische Parallelogramm-Form bei PP in der Aufsicht..... | 8 |
| Abbildung 3: Morphologische Gradeinteilung der PP nach Argenta..... | 10 |
| Abbildung 4: Morphologische Gradeinteilung der positionellen Brachycephali | 10 |
| Abbildung 5: Bildliche Rekonstruktion aus 3D-Daten. | 12 |
| Abbildung 6: Verwendete anthropometrische Messinstrumente. | 20 |
| Abbildung 7: Anthropometrische Schlüssel-Landmarken nach Farkas | 21 |
| Abbildung 8: Manuelle Vermessung des Kopfumfangs mit dem Maßband. | 21 |
| Abbildung 9: Manuelle Vermessung der Breite mit dem Beckenzirkel | 22 |
| Abbildung 10: Manuelle Vermessung der Länge mit dem Beckenzirkel..... | 22 |
| Abbildung 11: Manuelle Vermessung Diagonale links mit dem Beckenzirkel | 23 |
| Abbildung 12: Manuelle Vermessung von ex-t links mit dem Zirkel nach Zielinsky | 23 |
| Abbildung 13: An den Positionen ex, fz, g und t aufgeklebte Reflektorpunkte | 26 |
| Abbildung 14: Aufsetzen der Nylonhaube | 27 |
| Abbildung 15: Scannen des Kopfes..... | 28 |
| Abbildung 16: Definition der im Software-Programm verwendeten Messpunkte..... | 29 |
| Abbildung 17: Beispiel einer initialen Rohansicht nach dem Scannen | 29 |
| Abbildung 18: Fehlerbalken-Darstellung des Parameters „Kopfumfang“ | 36 |
| Abbildung 19: Punktwolkendiagramm zum Parameter „Kopfumfang“ | 37 |
| Abbildung 20: Bland-Altman-Plot zum Parameter „Kopfumfang“ | 38 |
| Abbildung 21: Fehlerbalken-Darstellung des Parameters „Breite“. | 39 |
| Abbildung 22: Punktwolkendiagramm zum Parameter „Breite“ | 40 |
| Abbildung 23: Bland-Altman-Plot zum Parameter „Breite“ | 41 |
| Abbildung 24: Fehlerbalken-Darstellung des Parameter „Länge“..... | 42 |
| Abbildung 25: Punktwolkendiagramm zum Parameter „Länge“. | 43 |
| Abbildung 26: Bland-Altman-Plot zum Parameter „Länge“..... | 44 |
| Abbildung 27: Fehlerbalken-Darstellung des Parameter „Diagonale rechts“..... | 45 |
| Abbildung 28: Punktwolkendiagramm zum Parameter „Diagonale rechts“. | 46 |
| Abbildung 29: Bland-Altman-Plot zum Parameter „Diagonale rechts“..... | 47 |
| Abbildung 30: Fehlerbalken-Darstellung des Parameter „Diagonale links“. | 48 |
| Abbildung 31: Punktwolkendiagramm zum Parameter „Diagonale links“. | 49 |
| Abbildung 32: Bland-Altman-Plot zum Parameter „Diagonale links“ | 50 |

| | |
|---|----|
| Abbildung 33: Fehlerbalken-Darstellung des Parameters „ex-t rechts“ | 51 |
| Abbildung 34: Punktwolkendiagramm zum Parameter „ex-t rechts“ | 52 |
| Abbildung 35: Bland-Altman-Plot zum Parameter „ex-t rechts“ | 53 |
| Abbildung 36: Fehlerbalken-Darstellung des Parameters „ex-t links“ | 54 |
| Abbildung 37: Punktwolkendiagramm zum Parameter „ex-t links“ | 55 |
| Abbildung 38: Bland-Altman-Plot zum Parameter „ex-t links“ | 56 |
| Abbildung 39: Schematische Darstellung der vermessenen Distanzen | 59 |
| Abbildung 40: Balkendiagramm zur Reaktion der Kinder auf das Scannen zum Messzeitpunkt 1 | 60 |
| Abbildung 41: Balkendiagramm zur Reaktion der Kinder auf das Scannen zum Messzeitpunkt 2. | 61 |
| Abbildung 42: Balkendiagramm zur Reaktion der Kinder auf das Scannen zum Messzeitpunkt 3 | 61 |
| Abbildung 43: Balkendiagramm zur Reaktion der Kinder auf das manuelle Vermessen zum Messzeitpunkt 1..... | 62 |
| Abbildung 44: Balkendiagramm zur Reaktion der Kinder auf das manuelle Vermessen zum Messzeitpunkt 2..... | 63 |
| Abbildung 45: Balkendiagramm zur Reaktion der Kinder auf das manuelle Vermessen zum Messzeitpunkt 3..... | 64 |
| Tabelle 1: Punktesystem zur Bewertung der Reaktion | 31 |
| Tabelle 2: Interpretation der Signifikanz-Niveaus | 32 |
| Tabelle 3: Interpretation der Korrelationskoeffizienten | 33 |
| Tabelle 4: Mittelwerte, Standardfehler und Standardabweichungen für die Kopfumfangvermessung | 36 |
| Tabelle 5: Mittelwerte, Standardfehler und Standardabweichungen für die Breitenmessung | 39 |
| Tabelle 6: Mittelwerte, Standardfehler und Standardabweichungen für die Längenmessung..... | 42 |
| Tabelle 7: Mittelwerte, Standardfehler und Standardabweichungen für die Messung der rechten Diagonalen | 45 |
| Tabelle 8: Mittelwerte, Standardfehler und Standardabweichungen für die Bestimmung der linken Diagonalen..... | 48 |

| | |
|---|----|
| Tabelle 9: Mittelwerte, Standardfehler und Standardabweichungen für die Bestimmung der Strecke ex-t rechts. | 51 |
| Tabelle 10: Mittelwerte, Standardfehler und Standardabweichungen für die Bestimmung der Strecke ex-t links. | 54 |
| Tabelle 11: zusammenfassende Übersicht der Mittelwerte, Standardfehler und Standardabweichungen sowie der zugehörigen p-Werte und Signifikanzniveaus. | 57 |
| Tabelle 12: Zusammenfassende Übersicht der Korrelationskoeffizienten | 57 |
| Tabelle 13: Zusammenfassende Übersicht der Signifikanz der Mittelwertdifferenzen, des Maßes der Korrelationen und der Bias | 58 |
| Tabelle 14: Zusammenfassende Übersicht des Zeitaufwandes. | 65 |

9 Anhang

9.1 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Julia Birte Neyer, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Vergleich zweier Messmethoden zur objektiven Evaluation der positionellen Plagiocephalie - Anthropometrische Vermessung versus 3D-Lasertechnik“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.

Datum:

Unterschrift:

9.2 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

9.3 Danksagung

Ich möchte Frau Privatdozentin Dr. med. dent. Susanne Nahles, Oberärztin der Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Campus Virchow Klinikum der Charité Berlin für die Übernahme der Betreuung meiner Promotion danken. Die motivierenden Gespräche sowie die produktive und konstruktive Betreuung haben mir entscheidend bei Fertigstellung dieser Arbeit geholfen.

Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Klein, Leiter der Abteilung für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie – plastische und ästhetische Operationen der Fachklinik Hornheide danke ich herzlich für die Überlassung des Dissertationsthemas.

Für die gute fachliche und persönliche Unterstützung möchte ich weiterhin Hr. Dr. med. Dr. med. dent. Günter Nahles danken.

Frau Dr. med. Karin Schwarz und Frau Dr. med. Anke Yacoub danke ich dafür, dass ich in Ihren Sprechstunden meine Untersuchungen durchführen konnte. Bei Frau Lakotta-Weise und Herrn Köhnicke von der Firma Neubert Orthopädie-Technik möchte ich mich für ihre offene und unkomplizierte Art und ihre Hilfsbereitschaft bedanken.

Meiner Freundin Dr. Sara Bock bin ich für die unerschöpfliche und oft humorvolle Unterstützung und Motivation vom Anfang bis zum Ende dankbar.

Ich danke meinen Eltern für ihre bedingungslose Geduld und das entgegengebrachte Vertrauen. Schließlich möchte ich meinem Mann für die Fotos danken und dass er mich jederzeit motiviert und mir den nötigen Rückhalt gegeben hat, sowie meiner Tochter für ihr freundliches Wesen und ihren guten Schlaf.