
Untersuchungen zur Eignung photogrammetrischer Methoden zur Bestimmung von Schädelvolumen und Schädeldeformitäten Frühgeborener

Anja KRAFT, Danilo SCHNEIDER, Hans-Gerd MAAS,
Mario RÜDIGER und Sascha IFFLAENDER

Zusammenfassung

Zu früh geborene Kinder weisen oft eine Reduktion des Hirnvolumens sowie Deformitäten des Schädels auf. Diese beiden Faktoren lassen sich bis weit in die späte Kindheit nachweisen und sind häufig mit einer schlechten neurologischen Entwicklung assoziiert. Um diesen Zusammenhang wissenschaftlich zu untersuchen, werden Zeitreihen von 3D-Modellen der Schädel von Frühgeborenen benötigt. Dazu bieten sich photogrammetrische Verfahren basierend auf Mehrbildverbänden oder Laserscannerdaten als berührungslose Messverfahren mit hohem Genauigkeitspotential an.

Im Rahmen einer Studie wurde die Eignung verschiedener photogrammetrischer Verfahren anhand unterschiedlicher Testobjekte validiert. Dabei wurden neben einem speziell im Hinblick auf medizinische Anwendungen entwickelten Triangulationsscanner auch ein roboterarmgeführter Triangulationsscanner, ein Streifenprojektionssystem, eine 3D-Kamera sowie eine herkömmliche Kamera in Kombination mit structure-from-motion Werkzeugen verwendet. Aus den 3D-Punktwolken wurden Parameter zur Beschreibung der Größe, Form und Deformitäten extrahiert. Der Fokus lag dabei neben Aspekten der praktischen Einsetzbarkeit vor allem auf der Ermittlung des Genauigkeits- und Zuverlässigkeitspotentials der Messverfahren anhand der Aufnahme von Referenzobjekten sowie einem Vergleich mit theoretisch ermittelten Genauigkeiten.

Dabei hat sich gezeigt, dass photogrammetrische Verfahren für die Erfassung von Schädeldeformitäten Neugeborener geeignet sind, da die Abweichungen von einer definierten Referenz in den meisten Bereichen des erfassten Objektes unterhalb von 0,3 mm liegen. Daraus ergibt sich ein Genauigkeitspotential von besser als 1 cm³ für die Bestimmung der Volumensänderung in Zeitreihen. Lediglich in bestimmten Bereichen (Ohren, Nase) kam es bedingt durch das jeweils genutzte Aufnahmesystem zu größeren Abweichungen, die aber für die medizinische Fragestellung (Schädelvolumen, Schädeldeformitäten) nur wenig Relevanz haben.

1 Einleitung

Die Photogrammetrie kommt in den letzten Jahren in verschiedenen Bereichen der Medizin immer häufiger zur Anwendung. Ein Teilgebiet, in dem sie in der Medizin eingesetzt wird, ist die Neonatologie. Diese befasst sich mit der medizinischen Betreuung und Behandlung Frühgeborener und kranker Neugeborener. Vor allem bei diesen Kindern müssen das physiologische und ein eventuell pathologisches Wachstum des Schädels (Schädeldeformitäten)

ten) in regelmäßigen Abständen untersucht und bewertet werden. Im Fachbereich Neonatologie und Pädiatrische Intensivmedizin der Klinik und Poliklinik Kinder- und Jugendmedizin des Universitätsklinikums Dresden ist zu diesem Zweck der Laserscanner STARscanner im Einsatz. In Zusammenarbeit mit der Professur für Photogrammetrie der TU Dresden wurde dessen Genauigkeit untersucht und mit anderen photogrammetrischen Messsystemen verglichen.

In diesem Artikel werden zunächst die notwendigen medizinischen Grundlagen und Anforderungen erläutert. Im Anschluss daran werden die zwei verwendeten Messobjekte sowie die einzelnen Messsysteme vorgestellt. Die Beurteilung der Genauigkeiten der Systeme erfolgt anhand einer Differenzanalyse der resultierenden Polygonmodelle und der Untersuchungen von abgeleiteten Parametern (z. B. Volumen und Umfang) der einzelnen Objekte. Nach Vorschlägen für Verbesserungen erfolgt eine Zusammenfassung und es wird ein Ausblick für weitere Untersuchungen gegeben.

2 Medizinische Grundlagen

Schädelwachstum als Surrogatparameter des Hirnwachstums

Das frühe Hirnwachstum von Neugeborenen und Säuglingen ist direkt mit der neurologischen Entwicklung der Kinder assoziiert. Damit ist es zum einen als prognostischer Parameter für Risikopatienten wie sehr kleine Frühgeborene und kranke Neugeborene interessant. Zum anderen haben medizinische Interventionen wie z. B. die Ernährung und deren Zusammensetzung direkten Einfluss auf das Hirnwachstum. Es dient damit auch als Maß für eine bestmögliche Versorgung dieser Patienten.

Durch bildgebende Verfahren wie die Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT) ist es möglich, Hirnvolumina zu bestimmen. Aus Untersuchungen mittels MRT ist bekannt, dass das Hirnvolumen eines Frühgeborenen zwischen der 29. und 40. Schwangerschaftswoche im Mittel um 22 ml pro Woche zunimmt (Hüppi, 1998). Gegen eine routinemäßige Anwendung dieser Verfahren im klinischen Alltag und mit einer noch dazu ausreichenden zeitlichen Auflösung (z. B. wöchentliche Messungen) sprechen aber der hohe ökonomische und technische Aufwand sowie deren Invasivität (Röntgenstrahlung, Notwendigkeit der Sedierung des Patienten).

Der fetale und kindliche Schädel wächst mit zunehmender Größe des Gehirnes (Cooke, 1977). Das Schädelwachstum ist damit, nach Ausschluss bestimmter intrakranieller Pathologien (z. B. Hydrozephalus), ein Surrogatparameter für das Hirnwachstum. Dieser Zusammenhang wird im klinischen Alltag durch die Verlaufsmessung des fronto-okzipitalen Kopfumfanges (KU) genutzt. Die manuelle Umfangsmessung ist aber zum einen sehr untersucherabhängig und damit ungenau (Bhushan, 1991), zum anderen lediglich eine zweidimensionale Messung. So zeigen Neugeborene gleichen Kopfumfanges deutliche Unterschiede im Schädelvolumen (Ifflaender, 2013, Plos One).

Mittels eines nicht-invasiven, dreidimensionalen und untersucherunabhängigen Verfahrens wäre es möglich, das Schädelwachstum und damit indirekt auch das Hirnwachstum besser zu beurteilen.

Pathologien des Schädelwachstums

Aufgrund der relativen Weichheit des kindlichen Schädels kommt es in den ersten Lebensmonaten und insbesondere bei Frühgeborenen und hospitalisierten Neugeborenen häufig zu Verformungen des Schädels (Ifflaender, 2013, EHD). Diese Schädeldeformitäten sind verschiedenen Interventionen wie Lagerungsmaßnahmen, Physiotherapie und Orthesen zugänglich, zeigen aber auch eine hohe Spontanheilungstendenz. Eine akkurate Messung und Verlaufsbeurteilung der Schädelform ist also notwendig, um ggf. Therapieindikationen zu stellen und Therapieergebnisse zu dokumentieren.

Mittels visueller Beurteilung oder manueller Verfahren wie Messcalipern ist es zwar möglich, häufig auftretende Deformitäten zu bestimmen und im Verlauf zu beurteilen. Jedoch weisen diese Methoden eine hohe Untersucherabhängigkeit und Ungenauigkeit auf.

Säuglinge mit einer moderaten asymmetrischen Schädeldeformität (Plagiozephalus) zeigen im Vergleich zur Normalpopulation Differenzen der Schädeldiagonalen von > 4 mm (Wilbrand, 2012). Mittels einer dreidimensionalen Messung der Schädelform mit Genauigkeiten von < 1 mm wäre damit eine adäquate Beurteilung von Schädeldeformitäten möglich.

Anforderungen an die Messmethodik

Eine photogrammetrische Methode zur Bestimmung von Schädelwachstum und Schädeldeformitäten sollte nicht nur den sich aus Wachstumsgeschwindigkeit und pathologischen Abweichungen der Schädelform ergebenden Anforderungen an die Genauigkeit entsprechen. Die sehr vulnerable Patientengruppe der Frühgeborenen und kranken Neugeborenen verlangt eine nicht-invasive, möglichst wenig zeitintensive Messung. Das verwendete Verfahren sollte einfach zu bedienen sein und möglichst vom Untersucher unabhängige Ergebnisse liefern. Insbesondere für wissenschaftliche Fragestellungen sind ein offenes Datenformat und damit die Möglichkeit der Nachbearbeitung sowie zusätzlicher Messungen sinnvoll.

3 Messobjekte

Für den Vergleich von mehreren unterschiedlich arbeitenden Geräten wurden zwei Objekte ausgewählt, die eine ähnliche Größe wie die Köpfe Neugeborener aufweisen. Zuerst wurde eine Puppe (Abbildung 1 links) ausgewählt. Die ausgewählte Puppe hat einen Kopfumfang von rund 31 cm. Dieser ist vergleichbar mit einem in der 34. Schwangerschaftswoche Neugeborenen. Die Puppe hat keine Haare, welche die Messungen verfälschen könnten. Weiterhin können – wie bei Neugeborenen auch – der Kopfumfang und das Volumen gemessen und verglichen werden. Als zweites Untersuchungsobjekt wurde eine Halbkugel genutzt. Sie ist dem Schädel eines Neugeborenen wegen der runden Form grob ähnlich, und auch hier können Umfänge und Volumen bestimmt werden. Der Umfang von 37,7 cm ist mit dem Kopfumfang eines einen Monat alten Termingeborenen vergleichbar. Die Symmetrie der Halbkugel birgt Nachteile für die Auswertung der geplanten Aufnahmen. Um die Vergleichbarkeit der Aufnahmen mit verschiedenen Geräten zu ermöglichen, wurde die Halbkugel auf einem Holzbrett befestigt (Abbildung 1 rechts). Weitere kleinere Objekte und auch Löcher wurden ebenfalls darauf angebracht, um die Orientierung zwischen den einzelnen Aufnahmen eindeutig zu gestalten.

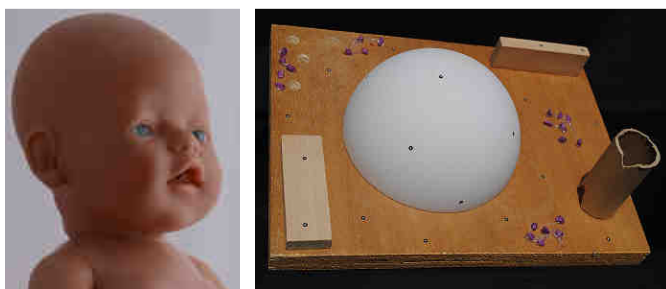


Abb. 1: Verwendete Messobjekte: Puppenkopf (links), Halbkugel (rechts)

4 Messsysteme

Im Rahmen der Untersuchungen des STARscanners und der NIKON D300 erfolgten auch Aufnahmen mit dem MicroScan 3D (Laserlichtschnittverfahren) der Firma RSI sowie mit der 3D-Kamera PMD[Vision] CamCube 2.0 (time-of-flight Prinzip) von pmdtechnologies. Der MicroScan 3D eignet sich aufgrund der hohen Anzahl und der Dauer der Aufnahmen nicht für die zukünftige Erfassung von Schädeln von sich bewegenden Neugeborenen. Die Aufnahmen mit dem CamCube wiesen eine sehr große Streuung in den Punktwolken und im Vergleich die geringsten Genauigkeiten auf. Aufgrund dessen werden diese beiden Aufnahmesysteme in diesem Artikel nicht weiter betrachtet.

Für die Vergleiche der einzelnen Messsysteme wurden die Aufnahmen des Streifenlichtprojektionssystems ATOS II Triple Scan der Firma GOM mbH als Referenz genutzt. Es lieferte die genauesten und am höchsten aufgelösten 3D-Modelle.

4.1 STARscanner

Der Laserscanner STARscanner der Firma Orthomerica Products ist ein 80 Kilogramm schweres elektro-mechanisches Gerät, welches 46 cm breit, 95 cm lang und 50 cm hoch ist. Die Genauigkeit wird vom Hersteller mit $\pm 0,5$ mm angegeben. Der STARscanner besteht aus einem Scanning-Bett mit einer darauf befindlichen Baby-Plattform sowie einem Gehäuse an beiden Seiten des Scanning-Betts. In den Gehäusen befinden sich zwei miteinander verbundene Fahrgestelle, welche sich gleichzeitig entlang des gesamten Bettes bewegen können. Sie enthalten insgesamt acht Kameras und vier Laserprojektoren, sodass die 3D-Erfassung des im Scanningbett liegenden Kindes ermöglicht wird (Abbildung 2 links).

Die Daten des STARscanners werden an einen angeschlossenen Computer übertragen. Die Software YETI ShapeBuilder der Firma Vorum Research verarbeitet die Rohdaten in ein 3D-Modell, welches anschließend betrachtet und bearbeitet werden kann. Im Klinikalltag werden beispielsweise der Kopf selektiert und drei anatomische Referenzpunkte am Kopf (linker und rechter Tragus sowie Nasensattel (Abbildung 2 rechts)) gesetzt, um die von der Software berechneten Daten (Volumen und Umfänge) auswerten und vergleichen zu können. In YETI ShapeBuilder können nur proprietäre Dateiformate gespeichert werden.

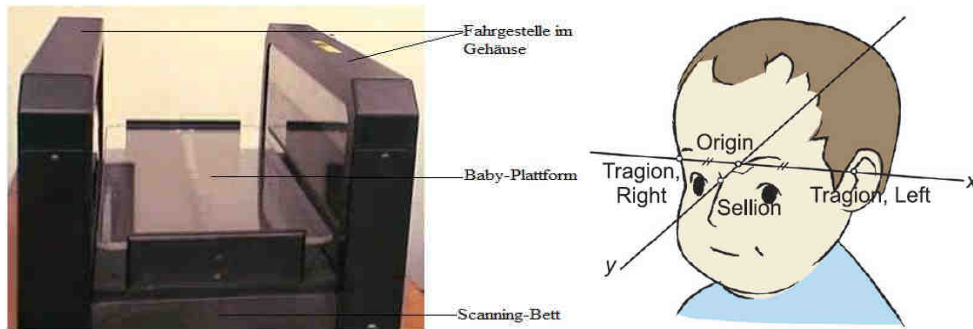


Abb. 2: STARscanner (links); Markierung des Nasensattels (Sellion) und beider Tragus (Tragion Right, Tragion Left) (rechts; Quelle: Kim, 2013)

4.2 NIKON D300 + PhotoScan

Beim Verfahren „Structure from Motion“ (SfM) wird aus Bildern einer Kamera eine 3D-Punktwolke erstellt. Zur Aufnahme der Bilddaten wurde die digitale Spiegelreflexkamera NIKON D300 (4288 x 2848 Pixel) mit einem Nikkor-Objektiv mit einer Brennweite von 35 mm verwendet. Die automatische Generierung der 3D-Punktwolken der beiden Objekte erfolgte mit Agisoft PhotoScan.

Es ist eine ausreichende Textur erforderlich, damit die einzelnen Fotos miteinander verknüpft werden können. Bei den beiden Objekten, die verwendet wurden, reichte die natürliche Textur nicht aus, um eine Punktwolke für die Weiterverarbeitung zu erstellen. Deswegen wurde für die Aufnahmen ein zufälliges Muster auf die Objekte projiziert. Die Ausrichtung der Gegenstände auf den Beamer – und somit auch die Textur – darf sich während der Aufnahmen nicht verändern. Idealerweise müsste das zufällige Muster von mehreren Seiten auf die Objekte projiziert werden, sodass von allen Seiten Aufnahmen mit der Kamera erfolgen könnten.

5 Theoretische Genauigkeitsbetrachtung

Bei allen Messverfahren wird das Volumen (als Maß für das Hirnwachstum) aus 3D-Punktwolken der Oberfläche bestimmt. Dabei hängt die Genauigkeit der Volumenbestimmung von der Anzahl der Punkte und deren Genauigkeit in radialer Richtung ab. Für eine Genauigkeitsbetrachtung sei das Schädelvolumen als eine Halbkugel mit einem Radius von 5 cm angenommen, die nach unten durch eine durch Tragus und Sellion definierte Ebene abgegrenzt wird. Diese Halbkugel hat ein Volumen von $V = \frac{2}{3} \pi \cdot r^3 = 262 \text{ cm}^3$ und eine Oberfläche von $A = 2\pi \cdot r^2 = 157 \text{ cm}^2$.

Bei einem Punktmessfehler von 0,5 mm (Angabe STAR-scanner) und $n=10.000$ Messpunkten auf der Oberfläche ergibt sich unter der Annahme normalverteilter Messfehler eine Standardabweichung des Volumens von $\sigma_V = 2\pi \cdot r^2 \cdot \sigma_H / \sqrt{n} = 0,8 \text{ cm}^3$. Dieser Wert bildet eine Basis für signifikante Aussagen über das Schädelwachstum aus Zeitreihen von Aufnahmen.

6 Datenauswertung

Die Auswertung der Aufnahmen erfolgte in der Software Geomagic. Zunächst werden kurz die Differenzanalysen aller Objekte vorgestellt. Die Aufnahmen des ATOS II Triple Scan dienten dabei als Referenz. Die Ergebnisse repräsentieren somit die Genauigkeiten der unterschiedlichen Geräte pro Objekt und können gegenübergestellt werden.

6.1 Puppenkopf

Von dem Puppenkopf wurden zwei Aufnahmen im STARscanner erstellt – im Original und besprüht mit Laserscanningspray. Der 3D-Vergleich zeigt geringere Standardabweichungen und geringere maximale Abweichungen für den besprühten Puppenkopf (Abbildung 3). Der Grund dafür kann in der Reflexion des Lasers am unbesprühten Puppenkopf liegen. Hier werden zunächst die Ergebnisse des besprühten Puppenkopfes vorgestellt, denn die Aufnahmesituation für den Kopf eines lebenden Patienten muss erst in weiteren Studien erforscht werden. Da die negativen Differenzen in den Aufnahmen eher im linken und die positiven eher im rechten Bereich des Hinterkopfes auftreten, liegt die Vermutung nahe, dass bei der Aufnahme mit dem STARscanner systematische Fehler in der Aufnahmevorrichtung auf den jeweiligen Seiten des Scannerbettes vorhanden sind.

Die Differenzen bewegen sich vornehmlich in einem Intervall von + und -0,3 mm (in Abbildung 3 grün gefärbt). Positive Abweichungen an Übergängen zu Details wie Nase, Augen und Mund sind auf die geringe Auflösung des STARscanners zurückzuführen. Es ist weiterhin erkennbar, dass sich in dem Modell die größten Abweichungen hinter den Ohren (bis zu +5 mm) und an den Rändern der Ohren (bis zu -5 mm) befinden. Sie entstehen wahrscheinlich ebenso durch die geringe Auflösung der Aufnahmen, sodass in den schmalen Bereichen hinter den Ohren bzw. an deren Rändern keine Messungen erfolgten. In einem weiteren Bearbeitungsschritt wurden diese Areale in dem Polygonmodell gelöscht. Die Standardabweichungen verbessern sich so von 0,457 mm auf 0,381 mm für die Aufnahme des besprühten Puppenkopfes im STARscanner.

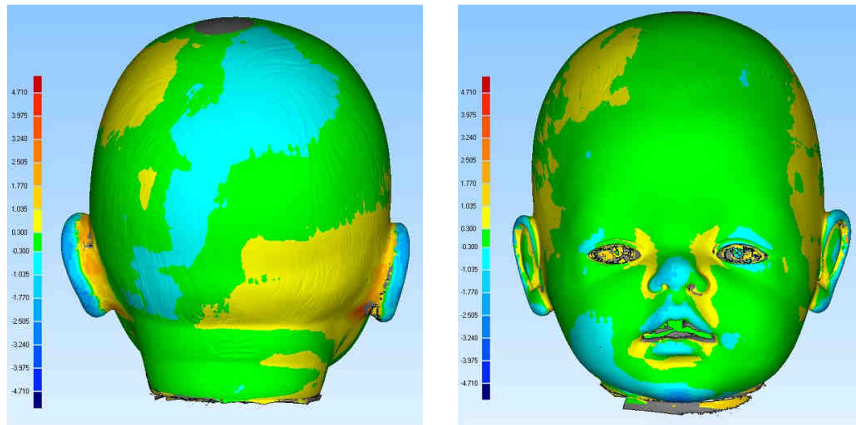


Abb. 3: 3D-Abweichung des Puppenkopfes (Hinterkopf und Gesicht) aus STARscanner-Aufnahmen

Die Standardabweichungen der Differenzanalyse im Modell aus SfM sind mit 0,571 mm relativ hoch für dieses Verfahren. Die Gründe dafür können unter anderem in einer fehlerhaften Skalierung und in einem Kontrastverlust zum Rand hin bei der gewählten Art der Projektion, welcher einen hohen Anteil an den Aufnahmen hatte, liegen. Nach dem Reduzieren von offensichtlich fehlerhaften Bereichen des Polygonmodells verbesserte sich die Standardabweichung auf 0,272 mm.

6.2 Halbkugel

Die Halbkugel wurde zu Registrierungszwecken auf einem Brett befestigt. Für die Auswertung musste das Polygonmodell der Halbkugel von dem des Brettes isoliert werden. In den Punktwolken befanden sich nach den Aufnahmen je nach Auflösung der Geräte kaum Punkte direkt am Rand der Halbkugel. Deshalb werden bei der Vermaschung Dreiecke aus Punkten auf der Halbkugel und Punkten auf dem Brett gebildet, sodass der Rand der Halbkugel im resultierenden Polygonmodell nicht vorhanden ist. Bei der Auswahl der Halbkugel in den einzelnen Modellen ist es deshalb nicht möglich, den Rand eindeutig zu bestimmen. Dadurch ergeben sich teilweise am Rand der Vergleichsmodelle große Abweichungen zum Referenzobjekt. Diese wurden allerdings in die Differenzanalyse einbezogen und somit wirkt sich die teils nicht vorhandene Kantenerkennung direkt auf die Ergebnisse aus. Die Standardabweichung der Differenzen zum ATOS-Modell beträgt beim STARscanner 0,387 mm und beim SfM 0,349 mm. Bei Letzterem befinden sich die größten Abweichungen (Abbildung 4) im Randbereich der Musterprojektion (Kontrastverlust). Deshalb ist davon auszugehen, dass sich die Standardabweichung bei einer Aufnahme mit einer besseren Textur verringern würde.

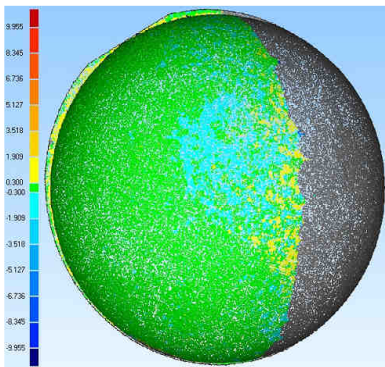


Abb. 4: 3D-Abweichung der Halbkugel (Draufsicht) aus der STARscanner-Aufnahme

Zusätzlich zum Oberflächenmodell wurde in Geomagic auch der Durchmesser der Halbkugel bestimmt. Dabei wurden mit STARscanner und SfM Abweichungen von 0,176 mm bzw. 0,183 mm zum Modell des ATOS ermittelt.

7 Verbesserungspotential

In dieser Studie wurden alle Messungen und Vergleiche auf die Aufnahmen des ATOS bezogen, da es laut Herstellerangaben die genauesten und am höchsten aufgelösten Daten liefert. Jedoch sind auch diese Aufnahmen nicht gänzlich fehlerfrei. Deshalb wären kalibrierte Normale zuverlässiger für die erfolgten Vergleiche gewesen. Abgesehen davon würden Objekte mit ausreichender, natürlicher Textur für die SfM-Aufnahmen besser geeignet sein. Darüber hinaus bietet die Nutzung von Passpunkten, also z. B. Zielmarken mit bekannten Koordinaten, Vorteile. Sie können automatisch in PhotoScan detektiert werden. Außerdem kann der Maßstab des 3D-Modells anhand dieser Passpunkte bestimmt werden. Um Probleme bei der Orientierung der einzelnen Aufnahmen zueinander zu vermeiden, könnte ein Objekt ähnlich dem Testobjekt „Testy“ (Hieronymus, 2011) genutzt werden. Dabei wurde aus unterschiedlichen geometrischen Körpern wie z. B. Kugel, Kegel und Quader ein CAD-Modell am Computer erstellt und CNC gefräst. Neben der besseren Orientierung könnten gleichzeitig mehrere geometrische Formen und auch Löcher aufgenommen und verglichen werden.

8 Fazit und Ausblick

Die Untersuchungen haben gezeigt, dass der STARscanner und das SfM-Verfahren für die Erfassung von Schädeln Neugeborener geeignet sind. Sie bieten das Potential, hochaufgelöste Modelle von Schädeldeformitäten zu erfassen und das Volumen mit einer Standardabweichung von unter 1 cm^3 zu bestimmen. In Tabelle 1 werden die wichtigsten Vor- und Nachteile beider Aufnahmesysteme zusammengefasst.

Tabelle 1: Vor- und Nachteile des STARscanners und von SfM

STARscanner	Structure from motion
+ Genauigkeit < 0,5 mm	+ sehr hohe Auflösung bei geeigneter Textur
+ schnelle Aufnahme	+ hohe Genauigkeit möglich
+ keine Bearbeitung der Daten nötig	+ flexible Aufnahme
+ automatische Registrierung von Aufnahmen unterschiedlicher Zeitpunkte	+ Auswertung vom Nutzer bestimmter Parameter
– Markierung von 3 anatomischen Referenzpunkten bedienerabhängig	– u. U. Texturprojektion bzw. Anfertigung texturierter Mütze nötig
– Ausgabe von nur einigen bestimmten Parametern in YETI ShapeBuilder	– lange Dauer der Punktwolkenerstellung
– Datenformat proprietär	– Bearbeitung der Daten notwendig
	– Untersuchung des zeitlichen Verlaufs: Referenzpunkte nötig

Sowohl Starscanner als auch SfM-Verfahren erfüllen prinzipiell die Anforderungen an eine photogrammetrische Methode zur Bestimmung von Schädelwachstum und Schädeldeformitäten in der Neonatologie. Die Genauigkeit beider Systeme wird den Wachstumsgeschwindigkeiten und möglichen Pathologien gerecht. Beide Methoden erreichen hohe Aufnahme-

geschwindigkeiten, die möglichen Bewegungen sowie der Vulnerabilität der Patienten Rechnung tragen, und sind relativ einfach in den Klinikalltag zu integrieren. Um endgültige Aussagen zur Anwendbarkeit des SfM-Verfahrens in der Neonatologie treffen zu können, wären entsprechende Machbarkeitsstudien sinnvoll. Vor allem müssen automatisierte Routinen zur zuverlässigen und genauen Ermittlung der Volumenänderung in Zeitreihen und zur quantitativen Beschreibung von Deformitäten entwickelt werden. Eine Voraussetzung dafür ist ein offenes Datenformat, welches einen Nutzerzugriff auf die Punktwolken bietet.

Der STARscanner wird schon seit vielen Jahren für die Aufnahme von Schädeln von Frühgeborenen und kranken Neugeborenen genutzt. Die Aufnahme dauert circa 3 Sekunden, in denen der Kopf des Kindes festgehalten wird und sich möglichst nicht bewegt. Es muss untersucht werden, wie stark sich kleine Bewegungen während der Aufnahmen auf das resultierende Polygonmodell auswirken. Weiterhin können die Einstellungen des Gerätes, wie z. B. der Abstand der einzelnen Profile oder die Glättung der Daten, verändert und getestet werden. Die Aufnahmen für diese Studie wurden mit den Standardeinstellungen vorgenommen.

Im Klinikalltag tragen die Kinder dünne Mützen, damit die Haare während der Aufnahme nicht zu Verfälschungen führen. Diese Mützen heben sich stark vom eigentlichen Schädel ab und überdecken auch die Ohren. Wie stark diese Mützen die 3D-Daten des Kopfes und das daraus abgeleitete Schädelwachstum beeinflussen, muss zukünftig untersucht werden. Ifflaender u. a. (2013, Plos One) stellten bereits fest, dass der digital erworbene Kopfumfang im Durchschnitt etwas größer als der manuell gemessene ist, was wahrscheinlich auf die Mütze und das komprimierte Haar darunter zurückzuführen ist, sich aber bei der Analyse von Zeitreihen weitgehend heraushebt.

Die notwendige Markierung von anatomischen Referenzpunkten bei der Anwendung des Starscanners birgt die Gefahr von Interrater-Ungenauigkeiten. Eine weitere Automatisierung durch automatische Erkennung dieser Landmarken sollte Gegenstand weiterer Forschungsbemühungen sein.

Für das SfM-Verfahren hat die Textur des Objektes eine große Bedeutung. Durch das Tragen einer texturierten Mütze können Aufnahmen des texturarmen Kindskopfes ermöglicht werden. Weiterhin könnten auch gleichzeitige Aufnahmen mit mehreren Kameras erfolgen.

Literatur

Bhushan, V.; Paneth, N. (1991): *The reliability of neonatal head circumference measurement*. J Clin Epidemiol, 44, S. 1027–1035.

Cooke, R.W.I.; Lucas, A.; Yudkin, P.L.N.; Pryse-Davies, J. (1977): *Head circumference as an index of brain weight in the fetus and newborn*. Early Hum Dev, 1, S. 145–149. doi:10.1016/0378-3782(77)90015-9.

Hieronymus, J.; Misgaiski, M.; Reulke, R. (2011): *Genauigkeitsvergleich von 3D-Sensoren aus dem Freizeit- und Spielmarkt*. In: Luhmann, T. & Müller, C. (Hrsg.): Photogrammetrie – Laserscanning – Optische 3D-Messtechnik. Beiträge der Oldenburger 3D-Tage 2011. Wichmann Verlag, Heidelberg.

Hüppi, P.S.; Warfield, S.; Kikinis, R.; Barnes, P.D.; Zientara, G.P.; et al. (1998): *Quantitative magnetic resonance imaging of brain development in premature and mature newborns*. Ann Neurol, 43, S. 224–235. doi:10.1002/ana.410430213.

Ifflaender, S.; Rüdiger, M.; Koch, A.; Burkhardt, W. (2013): *Three-Dimensional Digital Capture of Head Size in Neonates – A Method Evaluation*. PLoS ONE 8: e61274. doi:10.1371/journal.pone.0061274.

Ifflaender, S.; Rüdiger, M.; Konstantelos, D.; Wahls, K.; Burkhardt, W. (2013): *Prevalence of head deformities in preterm infants at term equivalent age*. Early Human Development, 89, S. 1041–1047. doi:10.1016/j.earlhumdev.2013.08.011.

Kim, S.Y.; et al. (2013): *Comparison of Helmet Therapy and Counter Positioning for Deformational Plagiocephaly*. Ann Rehabil Med, 37, S. 785-795. doi:10.5535/arm.2013.37.6.785.

Wilbrand, J.-F.; Schmidtberg, K.; Bierther, U.; Streckbein, P.; Pons-Kuehnemann, J.; et al. (2012): *Clinical classification of infant nonsynostotic cranial deformity*. J Pediatr, 161, S. 1120–1125. doi:10.1016/j.jpeds.2012.05.023.

Autoren

Kraft, Anja

TU Dresden, Institut für Photogrammetrie und Fernerkundung
anja.kraft@epv-giv.de

Schneider, Danilo

TU Dresden, Institut für Photogrammetrie und Fernerkundung
danilo.schneider@tu-dresden.de

Maas, Hans-Gerd

TU Dresden, Institut für Photogrammetrie und Fernerkundung
hans-gerd.maas@tu-dresden.de

Rüdiger, Mario

Medizinische Fakultät an der TU Dresden, Fachbereich Neonatologie und Pädiatrische
Intensivmedizin
mario.ruediger@uniklinikum-dresden.de

Ifflaender, Sascha

Medizinische Fakultät an der TU Dresden, Fachbereich Neonatologie und Pädiatrische
Intensivmedizin
sascha.ifflaender@uniklinikum-dresden.de