
3D-Mapping mit dem Microsoft® Kinect Sensor – erste Untersuchungsergebnisse

Daniel WUJANZ, Sven WEISBRICH und Frank NEITZEL

Zusammenfassung

Mobiles 3D-Indoor Mapping stellt eine neue Herausforderung insbesondere in den Bereichen Robotik, Building Information Modelling (BIM) oder etwa der sicherheitstechnischen Überwachung von Gebäuden dar. Besonders die Positionierung und Orientierung der Sensorplattform während der dynamischen Messung birgt eine Vielzahl an Problemen, aber auch die Erfassung der Geometrie selbst. Bisher erfolgt die Vermessung des Baukörpers zumeist mit Hilfe von terrestrischen Laserscannern (TLS), wobei in diesem Beitrag die Eignung von Low- Cost- Sensorik aus dem Spielbereich, in diesem Falle die Microsoft® Kinect, untersucht wird. Neben der Erfassung von Freiformkörpern wird die Brauchbarkeit des Sensors für Beweglichkeitsuntersuchungen aus dem Bereich der Medizin analysiert. Diese Analysen erfolgen bisher meistens durch Schätzung oder Messung mit Ultraschallsystemen unter Verwendung von Signalkörpern, die am Patient angebracht werden müssen.

Im Rahmen dieser Untersuchungen wurden zunächst die messtechnischen Eigenschaften sowie die Messgenauigkeit des Sensors betrachtet. Basierend auf der Kinect werden erste Tests ohne Verwendung von anzubringenden Signalisierungen zur Quantifizierung der Beweglichkeit der Halswirbelsäule an einem Modell vorgestellt.

1 Einführung

Die Positionierung und Navigation innerhalb von Gebäuden sowie deren schnellstmögliche geometrische Erfassung mit dem Ziel der Generierung von 3D-Kartierungen binden derzeit aktuelle Forschungsbemühungen, welche in Zukunft weiter an Bedeutung gewinnen werden. Dies zeigt sich an zahlreichen Anwendungsfeldern wie dem Simultaneous Localisation and Mapping (SLAM) aus dem Bereich der Robotik (MONTEMERLO et al. 2002, BIBER et al. 2005), der Bestandsdokumentation (MANTHE 2011), insbesondere für Building Information Models (BIM) oder Anwendungen der Augmented- oder Virtual Reality. Die kinematische Vermessung des inneren Baukörpers erfolgt zumeist mit mehreren zeitlich synchronisierten Sensoren, wie etwa durch terrestrische Laserscanner und inertielle Messsysteme (IMU). Die Geometrie der Innenräume wird dabei durch den Scanner erfasst, wobei dessen aktuelle Position und Orientierung von einer IMU oder einem Weggeber bestimmt wird. CHEN et al. (2010) zeigen ein solches System, integriert in einem Rucksack, bestehend aus vier Laserscannern sowie einer IMU, mit dem Innenräume in Echtzeit erfasst werden können. MORRIS et al. (2010) verbinden IMU und Altimeter zur Positions- und Orientierungsschätzung eines Unmanned Aerial Vehicle (UAV), wobei eine 3D-Kamera sowie ein Laserscanner die Objektgeometrie von unbekanntem Innenräumen erfassen. Nachteilig an solchen Lösungen sind die hohen Kosten der Hardwarekomponenten, weshalb die potentielle Nutzbarkeit des

äußerst preiswerten Microsoft® Kinect Sensors untersucht wurde. Vergleichbare Untersuchungen zwischen Kinect, einer aktuellen Stereokamera und einem Lichtschnittscanner sind in HIERONYMUS et al. (2011) zu finden. Erste Ergebnisse zur Vermessung von Innenräumen mit dem Kinect Sensor stellen HENRY et. al (2010) vor.

Ein weiteres geeignetes Einsatzfeld für den Kinect Sensor liegt auf Grund der erreichbaren hohen Frequenz der Messungen und der „zeitgleich“ erfolgenden Beobachtung für alle gemessenen Punkte in der Untersuchung von Bewegungsabläufen im Bereich der Medizin. Als Einstiegsproblem zur Einarbeitung in die Thematik wurde dazu die Rotationsbewegung der Halswirbelsäule gewählt. Gewöhnliche Verfahren zur Bestimmung der Bewegungsfreiheit der Halswirbelsäule erfolgen durch einfache Schätzung des Arztes oder goniometrische Messungen (TAUSENDFREUND 2004). Nachteilig am letztgenannten Verfahren ist die aufwändige und ortsfeste Mechanik der Apparatur, die kein freies Arbeiten ermöglicht sowie ein unter Umständen großer Abstand zur Wirbelsäule. Aktuell konnte gezeigt werden, dass objektivere Ergebnisse mit Ultraschallmessgeräten erzielt werden können, die neben der Rotation auch die Geschwindigkeit der Bewegung hochfrequent (bis zu 160 Hz) erfassen (KITTEL et. al 2002), wobei der Patient einen Signalgeber tragen muss. Fasst man die Nachteile der genannten kostenintensiven Messinstrumente zusammen, so erwächst die Motivation ein günstiges, signalisierungsfreies System zu entwickeln.

2 Funktionsprinzip des Kinect Sensors

Die Kinect verfügt über eine Vielzahl an Sensoren, wobei in dieser Untersuchung lediglich bildgebende und die für die Distanzmessung zuständigen Komponenten untersucht wurden. Für die Ermittlung der Strecken werden zwei Bauteile verwendet: eine Kamera, die im Wellenlängenbereich des nahen Infrarot (NIR) aufzeichnet, sowie einem Projektor (mit Laser-Klasse 1 bewertet), der im entsprechenden Spektrum emittiert und ein Muster in den Objektraum projiziert. Dieses Muster besteht aus neun rechteckigen Grundsegmenten, später dargestellt in Abbildung 3, welche sich durch unterschiedliche Helligkeiten unterscheiden und mit einem stochastischen Punktmuster versehen sind. Grundsätzlich erfolgt die Tiefenmessung in drei Schritten, wobei diese zuvor erfasste Referenzbilder bei bekannten Aufnahmeabständen des projizierten Musters voraussetzen (GARCIA et al. 2008, FREEDMAN et al. 2010):

- Projektion und Aufnahme des Musters des zu vermessenden Objekts,
- Ableitung der Distanzen durch höchste Bildkorrelation zu einem der Referenzmuster,
- Berechnung der Tiefenbilder durch lokale Analyse der Punktverschiebungen zwischen Referenz und Testbild.

Diese lokale Charakteristik zeigt sich bei der Abweichungsanalyse von ebenen Flächen, ebenfalls dargestellt in Abbildung 3, im Vergleich zum projizierten Muster. Die Erfassung in Tiefenrichtung erfolgt mit einer Auflösung von 11 bit, wobei Tiefenbilder mit maximal 640 x 480 Punkten, bei einer höchsten Aufnahmefrequenz von 30 Hz gemessen werden können.

3 Metrische Kalibrierung und Genauigkeitsuntersuchungen

Bevor die Eignung zur Beantwortung von geodätischen Fragestellungen in Betracht gezogen wurde, erfolgte eine Kalibrierung der Sensoren zur Feststellung der Parameter der inneren Orientierung der beiden Kameras sowie der Streckenmeseinheit. Diese radiometrischen und geometrischen Informationen wurden schließlich in Form einer eingefärbten Punktwolke vereint. Des Weiteren wurden Genauigkeitsuntersuchungen angestellt, um zu klären, ob die gewählte Sensorik für die anvisierten Problemfelder eingesetzt werden kann.

3.1 Geometrische Kalibrierung der IR- und RGB-Kamera

Zur Bestimmung der Parameter der inneren Orientierung wurde ein Testfeld aufgebaut, welches der niedrigen Auflösung der beiden Kameras angepasst wurde, siehe Abbildung 1. Dazu wurden kreisförmige Zielmarken mit einem Innendurchmesser von 11 cm verwendet sowie codierte Signale gescannt und entsprechend vergrößert. Diese wurden in einer Ecke eines Raumes angebracht, wobei ein Tisch, etwa 2 m von der Ecke entfernt, in die Szene eingefügt wurde. Als Maßstabsinformation wurde ein je 50 cm großes Kalibrierkreuz verwendet, wobei die Auswertung der Bildverbände mit der Software TRITOP, von der Gesellschaft für optische Messtechnik (GOM) in Braunschweig, ausgewertet wurde.

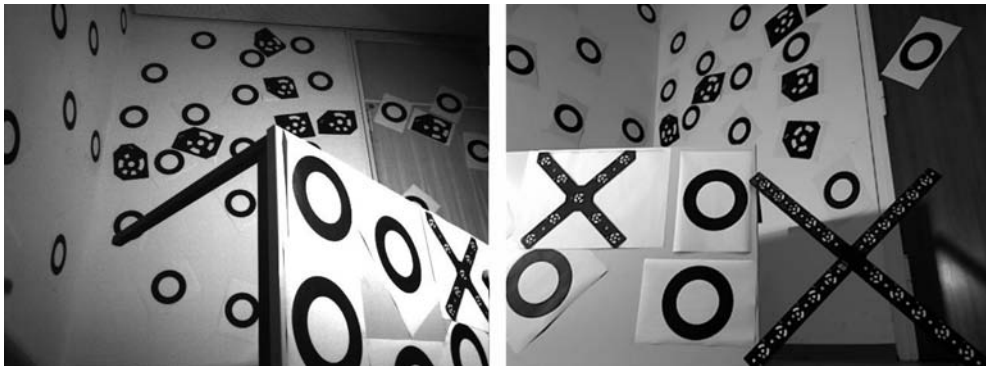


Abb. 1: Bilder des Testfeldes im nahen Infrarot (links) sowie im sichtbaren Spektrum (rechts)

Zur Aufnahme des Bildverbandes der nahen Infrarotkamera wurde der Projektor der Kinect abgeklebt, um die Ellipsendetektion im Auswerteprogramm nicht zu beeinflussen. Die Beleuchtung der Szene erfolgte mit einem handelsüblichen Baustrahler. In die Kalibrierung sind 17 Bilder aus dem RGB Sensor sowie 26 aus der nahen Infrarotkamera eingeflossen. Als Kameramodell werden die Größen A_1 , A_2 , A_3 für die radialsymmetrische Verzerrung, B_1 , B_2 als radial-asyymetrische Komponente sowie E_1 , E_2 für Affinität und Scherung eingeführt (LUHMANN 2010, S. 120ff). Für das Modell der radial-symmetrischen Verzerrung wurde ein zweiter Nulldurchgang R_0 der Verzerrungskurve bei 250 Pixeln festgesetzt. Tabelle 1 fasst die Ergebnisse der Kalibrierungen zusammen.

Tabelle 1: Ergebnisse der Kalibrierungen

| | IR-Sensor | | RGB-Kamera | |
|--|---|---------------------------------------|--|---------------------------------------|
| | Wert | σ | Wert | σ |
| Kamerakonstante [Pixel] | 581,558 | 0,049 | 532,725 | 0,069 |
| Hauptpunktage $X_0; Y_0$ [Pixel] | 5,398; 4,140 | 0,177; 0,106 | -1,984; -3,362 | 0,150; 0,114 |
| Radialsymmetrische Verzeichnung A1; A2; A3 | -3,506e-07; 4,076e-12; -1,582e-17 | 4,272e-09; 7,987e-14; 4,422e-19 | 6,288e-07; -6,169e-12; 1,841e-17 | 5,580e-09; 8,916e-14; 4,178e-19 |
| Radial-Asymmetrische Verzeichnung B1; B2 | -4,185e-07; 1,366e-06 | 1,281e-07 1,110e-07 | -2,856e-06; -1,860e-06 | 1,893e-07; 1,444e-07 |
| Affinität und Scherung E1; E2 | -6,985e-04; 5,274e-04 | 3,596e-05; 3,448e-05 | -1,298e-03; 7,249e-04 | 6,488e-05; 6,561e-05 |

3.2 Metrische Kalibrierung der Tiefenmessungen

Um einen Zusammenhang zwischen den 11 bit codierten Tiefenmessungen (welche in einer 16 bit Variable gespeichert werden) und metrischen Abständen herzustellen, wurde eine Zielmarke beginnend bei etwa 0,5 m Objektstand bis zu ca. 4,70 m in 20 cm Inkrementen, im Bezug auf die Kinect, verschoben. Die Lage der Kinect wurde zuvor tachymetrisch eingemessen, wobei jeder neue Standpunkt der Zielmarke ebenfalls beobachtet wurde. Anschließend wurde das Tiefenbild aufgenommen und die entsprechende codierte Entfernung zur Marke ermittelt. Diese Untersuchung wurde zweimal durchgeführt, wobei einmal das Objekt in der Sensormitte abgebildet wurde und einmal in einer Eckregion. Dieser Zusammenhang ist in Abbildung 2 dargestellt. Der gestrichelte Graph stellt die Werte aus der Sensormitte dar, wobei die durchgehende Linie aufgenommene Daten aus der Eckregion des Sensors repräsentiert. Der Versatz zwischen beiden Graphen lässt darauf schließen, dass entweder immer noch Verzeichnungseffekte Einfluss ausüben bzw. schlecht geschätzt wurden oder lokale Effekte bei der Auswertung auftreten. Letzterer Frage wird in Abschnitt 3.4 nachgegangen. Es sei an dieser Stelle bemerkt, dass die Tiefenmessungen der Kinect senkrecht auf die Sensorebene bezogen sind.

Der hergestellte Zusammenhang zwischen beiden Sensoren wurde genutzt, um eine Übertragungsfunktion zu schätzen, mit der die codierten Tiefen in metrische Abstände umgerechnet werden können. Unter 1,20 m konnte keine Messung durchgeführt werden und über 4,50 m war das Rauschverhalten zu groß, um brauchbare Ergebnisse zu erhalten. Ebenfalls lässt sich an Hand von Abbildung 2 ein weiterer Effekt zeigen. Bildet man die Abstände zwischen erster und zweiter Messung sowie letzter und vorletzter Beobachtung, im metrischen und codierten System, und normiert diese auf 1 cm, so ist die Auflösung in Tiefenrichtung um das 9,5-fache gesunken. Diese betrug für das erste Paar 19 Werte pro cm wobei beim Letzten lediglich 2 Werte pro cm theoretisch aufgelöst werden können.

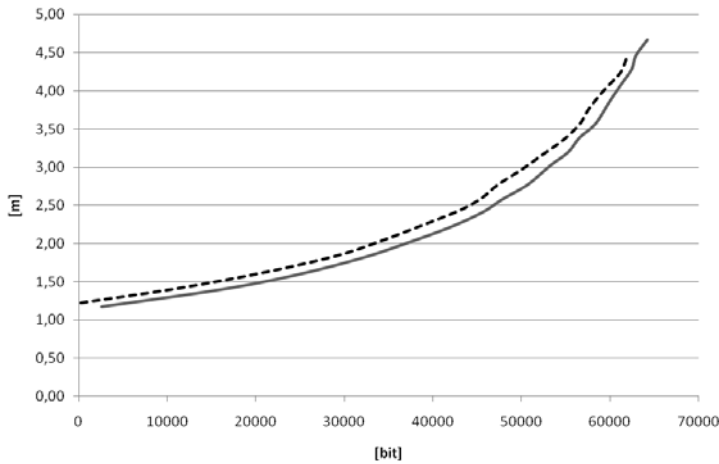


Abb. 2: Zusammenhang zwischen Bit-codierter Tiefe und metrischem Abstand

3.3 Kombination geometrischer und radiometrischer Informationen

Da der Kinect Sensor Farbbilder und geometrische Informationen simultan erfasst, bietet sich eine Kombination dieser Daten an. Aus Tabelle 1 wird ersichtlich, dass die Kammerkonstanten und damit auch die Bildmaßstäbe der Kameras unterschiedlich sind, was zu Problemen, besonders bei weiter entfernten Objekten, führt. Andere Ansätze, die im Internet publiziert wurden, lösen diese Kombination durch Bestimmung einer Verschiebung oder durch eine Transformation, lassen die Maßstabsproblematik jedoch unberücksichtigt. Der vorgestellte Ansatz sollte einfach nachvollziehbar sein und kann nicht mit genaueren Verfahren, wie der von ABDEL-AZIZ et. al (1971) vorgestellten Direct Linear Transformation (DLT), konkurrieren.

Auf Grundlage der beiden ermittelten Kammerkonstanten, im Folgenden c_{IR} für den NIR Sensor und c_{RGB} im Bezug auf die Farbkamera genannt, sowie der Dimensionen der aufgenommenen Bildmatrizen, lässt sich die Maßstabsdifferenz einfach beheben. Für diese einfach nachvollziehbare Korrektur wird angenommen, dass die Hauptpunktlagen der Kameras in der jeweiligen Mitte der Sensoren koinzidieren. Ebenso überlagern sich die gleichgroßen Sensorebenen. Verschiebt man das Projektionszentrum der IR-Kamera virtuell auf der optischen Achse auf das Projektionszentrum der RGB-Kamera, ohne die Sensorebene zu bewegen, so erfährt die ursprüngliche Bildmatrix einen digitalen Zoom, bei dem jeweils Randstücke des Bildes der Höhe ΔY und Breite ΔX abgeschnitten werden. Die vertikalen Randstücke berechnen sich aus $\Delta Y = (Sensorhöhe / 2) / (c_{IR} / c_{RGB})$, wobei die horizontale Komponente analog dazu mit ΔX und der *Sensorbreite* bestimmt wird. Da die daraus resultierende Bildmatrix verkleinert worden ist, muss diese anschließend wieder auf das ursprüngliche Maß von 640 x 480 Pixeln gebracht werden. Abschließend kann eine Translation aus homologen Punkten bestimmt werden, welche die beiden Bilder überlagert und so zu einer eingefärbten Punktwolke führt.

3.4 Messrauschen, lokale Charakteristika und Effekte des Auftreffwinkels

Eine ebene Wand wurde senkrecht unter verschiedenen Abständen von der Kinect erfasst, um das Messrauschen zu quantifizieren. Die aufgenommene Punktwolke wurde anschließend durch eine ausgleichende Ebene approximiert. Tabelle 2 stellt die Standardabweichungen dieser Berechnungen in Abhängigkeit zur Aufnahme­distanz dar und es zeigt sich, dass mit zunehmendem Objekt­abstand das Messrauschen stark zunimmt.

Tabelle 2: Messrauschen in Abhängigkeit vom Aufnahme­abstand

| Abstand [m] | 1,5 | 2,0 | 2,5 | 3,0 | 3,5 | 4,0 |
|----------------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| $\sigma_{0 \text{ a post}}$ [mm] | 5 | 8 | 13 | 21 | 31 | 44 |

Die Ergebnisse in der obigen Tabelle beziehen sich auf eine Betrachtung des gesamten Tiefenbildes. Um lokale Effekte des Sensors aufzuspüren, wurde ein NIR- Bild auf ein Tiefenbild projiziert.

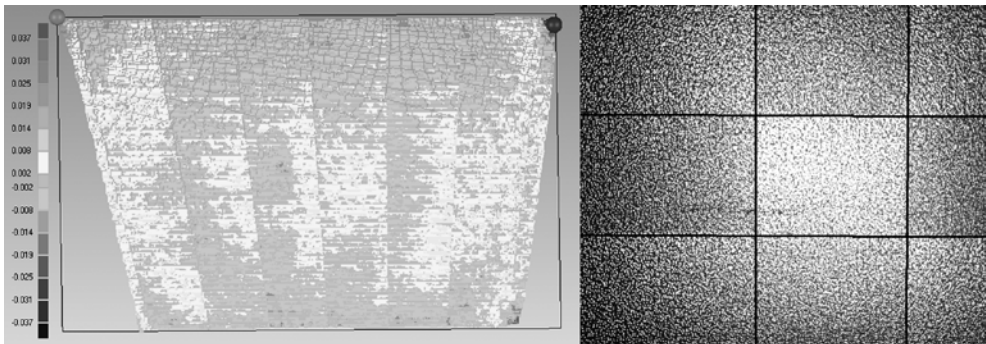


Abb. 3: Lokale Abweichungseffekte [m] (links) und Ausschnitt des projizierten Musters der Kinect (rechts)

Die so eingefärbte Punktwolke wurde entsprechend der einzelnen projizierten Rechtecke unterteilt und nochmals stückweise mit Ebenen ausgeglichen, wobei die Standardabweichung $\sigma_{0 \text{ a post}}$ der Gesamtpunktwolke 4,7 mm betrug. Lokal gliederten sich die einzelnen Rechtecke bezüglich Ihrer Genauigkeiten, von links nach rechts, wie folgt:

- Obere Zeile: 4,2 mm; 3,4 mm; 4,0 mm
- Mittlere Zeile: 3,7 mm; 4,2 mm; 3,5 mm
- Untere Zeile: 3,8 mm; 3,5 mm; 4,3 mm.

Neue Kalibrierungsmethoden können hier die Möglichkeit eröffnen, bessere Genauigkeiten bei der Streckenableitung zu erzielen, in dem die lokale Auswertekarakteristik der Kinect berücksichtigt wird.

Um die Auswirkungen des Auftreffwinkels auf die Messgenauigkeit zu untersuchen, wurde ein ebenes Testobjekt auf einen Drehtisch gestellt, mit welchem definierte Rotationen ausgeführt werden können. Dieser Versuch ist unbedingt durchzuführen, um die Eignung des Sensors für z.B. die Aufnahme von Innenräumen festzustellen. Insgesamt wurden Positionen von 0° , also einer normalen Ausrichtung zur Kinect, bis 75° unter drei Aufnahmeabständen vermessen. Die Punktwolke des Testobjekts wurde aus den Tiefenbildern entnommen und jeweils anschließend mit einer Ebene ausgeglichen. Aus den einzelnen Flächennormalen wurden dann die Rotationswinkel zwischen den einzelnen Positionen abgeleitet. Abbildung 4 zeigt die Abweichungen zwischen Soll- und Ist-Rotation in den gemessenen Intervallen unter verschiedenen Abständen. Die Abweichung von der Soll-Rotation beträgt maximal $2,8^\circ$ und es kann generell keine Aussage über einen systematischen Zusammenhang zwischen Auftreffwinkel und Aufnahmeabstand getroffen werden.

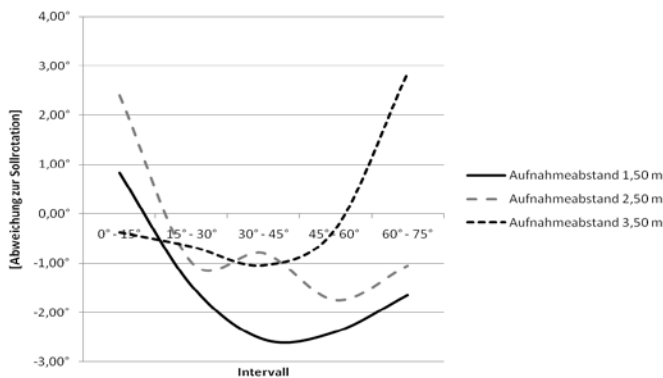


Abb. 4: Effekte des Auftreffwinkels und des Aufnahmeabstands

3.4.1 Erfassung von Freiformkörpern

Um die Eignung der Kinect zur Aufnahme von Freiformflächen zu bestimmen, wurde ein 3D-Modell der Büste der Nofretete als Vergleichsmodell herangezogen. Dieses wurde mit einem Streifenlichtscanner erfasst, wobei eine Punktgenauigkeit von etwa 0,1 mm erreicht wurde. Die Büste wurde auf einem steuerbaren Drehteller platziert und aus 14 Positionen mit dem Kinect Sensor erfasst. Da die Qualität der Registrierung eine entscheidende Rolle auf das Ergebnis dieses Vergleichs hat, wurden die Tiefenbilder auf das bestehende Modell unter Verwendung der Objektgeometrie transformiert, um die Güte der Messungen beurteilen zu können. Zur Abdeckung der Büste wurden sechs Tiefenbilder benötigt, wobei die Residuen 4,01 mm im Mittel betragen.

Die beobachtete Punktwolke wurde in Geomagic Qualify mit dem vorhandenen 3D-Modell in Form einer Inspection Map verglichen. Die mittlere Abweichung zwischen den beiden Modellen wurde mit 5,13 mm festgestellt. Abbildung 5 zeigt den transformierten Datensatz aus der Kinect sowie eine farbcodierte Abweichungsanalyse zwischen den beiden Datensätzen. Große Abweichungen finden sich vor allem in Bereichen von Kanten und flachen Auftreffwinkeln.

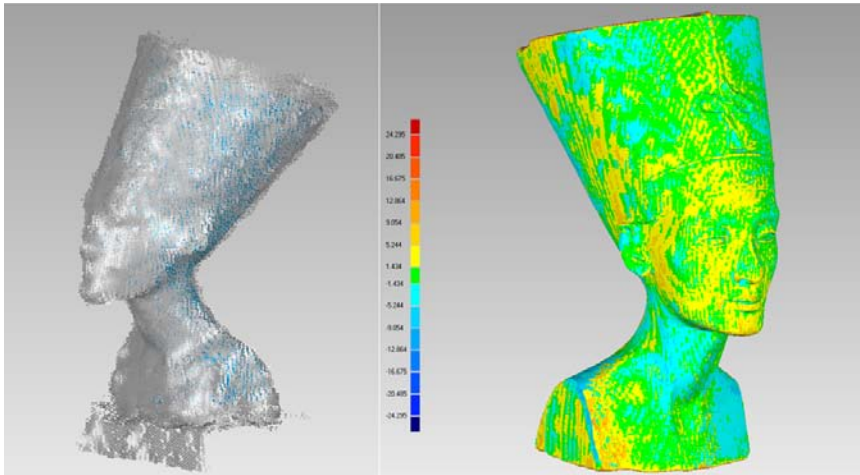


Abb. 5: Punktwolke aus der Kinect (links) und Vergleich zwischen Kinect- und GOM-Datensatz (rechts)

4 Bestimmung der Rotationsbeweglichkeit der Halswirbelsäule

Die horizontale Rotationsfähigkeit der Halswirbelsäule (HWS), welche etwa 90° in beide Richtungen beträgt, soll ohne vorherige Anbringung von Signalisierungen an den Patienten erfolgen. Dies bedeutet, dass die Rotation des Kopfes aus der Registrierung verschiedener dreidimensionaler Datensätze erfolgen muss. Eine Vielzahl von Einflüssen kann das Ergebnis deutlich verfälschen, wie etwa die Transformation der erfassten Daten in ein gemeinsames Koordinatensystem. Diese kann wiederum durch Bewegung und Verformung des Patienten während der Aufnahme beeinflusst werden. Ein ungünstiges Verhältnis aus der Anzahl der Registrierungen / Perspektivischer Änderung wie auch die Definition des Zielkoordinatensystems (Rotationszentrum der HWS) sind ebenfalls kritisch zu betrachten.

Erste Tests basieren auf dem bereits erwähnten 3D-Modell der Nofretete aus einem Streifenlichtscanner. Die Büste wurde auf einem Drehteller platziert, mit dem kontrollierbare Rotationen ausgeführt werden können, wobei jede angefahrne Position mit dem Kinect-Sensor erfasst wurde. Das Zielkoordinatensystem wurde in das Rotationszentrum des Drehtellers gelegt. Tabelle 3 fasst die Ergebnisse der zwei Szenarien zusammen. Um stabilere Registrierungen zu erhalten, wurden Punktwolken aus der Kinect auf das bestehende 3D-Modell aus der Streifenlichtprojektion transformiert. Die Residuen der Transformation sind in der zweiten Spalte und die entsprechenden Abweichungen der Rotationen zu den Sollwerten in der dritten Spalte zusammengefasst. In der vierten Spalte wurden benachbarte Punktwolken in ein gemeinsames Koordinatensystem transformiert, wobei die fünfte Spalte die entsprechenden Abweichungen zeigt. Relative Abweichungen beziehen sich auf die Registrierung benachbarter Punktwolken der 15° -Inkrementen, wobei sich die absoluten Unterschiede durch Summierung der relativen Abweichungen ergeben. Es zeigt sich, dass die Differenzen zur Sollrotation mit zunehmender Verdrehung ansteigen, was auf die abnehmende Strukturiertheit der Seitenpartien des menschlichen Kopfes zurückzuführen ist.

Tabelle 3: Vergleich der erreichten Genauigkeiten

| Rotationswinkel [°] | Residuen der Registrierung mit Modell [mm] | Abweichung der abgeleiteten Winkel [°] | Residuen der Registrierung ohne Modell [mm] | Abweichung der abgeleiteten Winkel (relativ / absolut) [°] |
|---------------------|--|--|---|--|
| 15 | 3,30 | -0,8 | 3,89 | 1,48 / 1,48 |
| 30 | 4,18 | -0,7 | 4,97 | 1,92 / 3,40 |
| 45 | 3,99 | 0,41 | 4,58 | 2,11 / 5,51 |
| 60 | 3,21 | 1,01 | 3,29 | 2,6 / 8,11 |
| 75 | 3,45 | 1,73 | 3,43 | 1,38 / 9,49 |
| 90 | 3,11 | 3,1 | 3,09 | 4,08 / 13,08 |

5 Schlussbetrachtung und Ausblick

Im Rahmen der Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass die Kinect prinzipiell in vielfältiger Weise einsetzbar ist bzw. Einsatzpotenzial birgt. Problematisch wirken das stark steigende Messrauschen bei zunehmendem Objektstand sowie die lokale Auswertecharakteristik des Sensors, durch welche die Gesamtgenauigkeit limitiert ist. Diese Charakteristiken können durch neu zu entwickelnde Kalibrierungsmethoden zukünftig berücksichtigt werden.

Die Kinect stellt auf Grund ihres eingeschränkten Messbereichs und der niedrigen Genauigkeit zu herkömmlichen, etablierten Messtechniken keine Alternative dar, jedoch birgt sie das Potenzial für Nischenanwendungen. Auf Grund des niedrigen Anschaffungspreises stellt der Sensor ein weiteres interessantes Instrument für den Einsatz in der Lehre dar, da dieses den Studenten auch außerhalb des regulären Lehrbetriebes zur Verfügung gestellt und so die Experimentierfreudigkeit der Studenten gefördert werden kann.

In weiterführenden Untersuchungen wird die Kinect praktisch für die Aufnahme von Innenräumen getestet. Dies wird sowohl in Verbindung mit mobilen Plattformen erfolgen als auch mit einem polaren schrittmotorgesteuerten Instrumententräger. Aufbauend auf den ersten Untersuchungen zur Rotationsfähigkeit der Halswirbelsäule werden Algorithmen zur praktischen Anwendung implementiert und erprobt.

Literatur

- Abdel-Aziz Y.; Karara H., (1971): *Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates*. ASP Symposium on Close-Range Photogrammetry, Falls Church, USA. S. 1-18
- Biber, P.; Fleck, S.; Duckett, T. (2005): *3D Modeling of Indoor Environments for a Robotic Security Guard*. IEEE Workshop on Advanced 3D Imaging for Safety and Security, San Diego, USA
- Chen, G.; Kua, J.; Shumy S.; Naikal N.; Carlberg, M.; Zakhor, A. (2010): *Indoor Localization Algorithms for a Human-Operated Backpack System*. 3D Data Processing, Visualization, and Transmission 2010, Paris, Frankreich
- Freedman, B.; Shpunt, A.; Machline, M.; Arieli, Y. (2010): *Depth Mapping using projected Patterns*. United States Patent, Patent No. US 2010/0118123 A1
- Garcia, J.; Zalevsky, Z. (2008): *Range Mapping using speckle decorrelation*. United States Patent, Patent No. US 7,433,024 B2
- Henry, P.; Krainin, M.; Herbst, E.; Ren, X.; Fox, D. (2010): *RGB-D Mapping: Using Depth Cameras for Dense 3D Modeling of Indoor Environments*. 2010 Robotics: Science and Systems, Zaragoza, Spanien
- 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. Herbert Wichmann Verlag, Heidelberg
- Kittel, R.; Bittmann, F.; Badtke, G.; Luther, S. (2002): *Objektivierete Beurteilung der aktiven zyklischen Halswirbelsäulenrotation bei Funktionsstörungen*. In: Manuelle Medizin, Ausgabe 40, S. 262 -266
- Luhmann, T. (2010): *Nahbereichsphotogrammetrie: Grundlagen, Methoden und Anwendungen*. Wichmann Verlag, Offenbach
- Manthe, C. (2011): *Ebenen unterstützte 3D Bestandsdokumentation*. In: Luhmann, T., Müller, C. (Hrsg.), Photogrammetrie - Laserscanning - Optische 3D-Messtechnik, Beiträge der Oldenburger 3D-Tage 2011. Herbert Wichmann Verlag, Heidelberg
- Montemerlo, M.; Thrun, S.; Koller, D.; Wegbreit, B. (2002): *FastSLAM: A Factored Solution to the Simultaneous Localization and Mapping Problem*. Proceedings of the AAAI National Conference on Artificial Intelligence, Edmonton, Kanada
- Morris, W.; Dryankovski, I.; Xiao, J. (2010): *3D Indoor Mapping for Micro-UAVs Using Hybrid Range Finders and Multi-Volume Occupancy Grids*. 2010 Robotics: Science and Systems, Zaragoza, Spanien
- Tausendfreund, J. (2004): *Dreidimensionale Bewegungsanalyse der Halswirbelsäule mit dem Zebris® Ultraschallsystem*. Dissertation, Philipps- Universität Marburg