

Ein System zur berührungslosen, volumetrischen Vermessung von Gesichtsschwellungen

Christoph John¹, Ulrich Schwanecke¹

¹Fachbereich für Design Informatik Medien, Hochschule RheinMain

Kurzfassung. Dieser Beitrag beschreibt ein kostengünstiges Verfahren zur berührungslosen Vermessung von Gesichtsschwellungen im zahnmedizinischen Umfeld. Zielsetzung des entwickelten Systems ist die Vermessung und Dokumentation von Therapie und Heilungsprozessen nach operativen Eingriffen.

Die vorgestellte Anwendung basiert auf einem handelsüblichen Streifenlichtscanner zur Akquisition von Tiefendaten, aus denen eine volumetrische Rekonstruktion des Patientengesichts erzeugt wird.

Zur Dokumentation von Heilungsprozessen werden Patienten über einen postoperativen Zeitraum hinweg mehrfach gescannt. Die angefertigten Scans werden anschließend paarweise registriert und Differenzvolumina von Schwellungsregionen semiautomatisch vermessen.

1 Einleitung

Im Rahmen der Evaluierung und Analyse von Therapiemethoden, unter anderem im zahnmedizinischen Umfeld, besteht die Notwendigkeit zur detaillierten Vermessung und Dokumentation von Gesichtsschwellungen.

Schon seit längerem existieren Systeme zur exakten optische Aufzeichnung und Vermessung von Körperteilen, wie beispielsweise der Body-Scanner (siehe [1]) oder der Bodypart-Scanner (siehe [2]). Die Einsatzgebiete dieser Messsysteme liegen bisher jedoch nahezu ausschließlich in Bereichen der Computergrafik und Animation, sowie in jüngster Zeit auch in der Bekleidungsindustrie. Gründe dafür finden sich in den oft hohen Anschaffungskosten, dem für die Installation notwendigen Platzbedarf und in der mangelnden Anpassung an die Bedürfnisse im medizinischen Umfeld. Dies hat zur Folge, dass auch heute noch medizinische Studien mit Schublehre und Maßband durchgeführt werden.

Die hier vorgestellte Software ermöglicht die berührungslose, volumetrische Vermessung und Dokumentation von Gesichtsschwellungen, wie sie etwa nach zahnmedizinischen Eingriffen auftreten. Dabei ist sie speziell auf die Bedürfnisse im medizinischen Umfeld zugeschnitten und basiert ausschließlich auf kostengünstigen Standardkomponenten.

Im folgenden Kapitel werden wir den Systemaufbau unserer Anwendung sowie ihre Einzelkomponenten vorstellen. Dem folgt eine Diskussion erster Messergebnisse, und ein Ausblick auf geplante Weiterentwicklungen.

2 Das System

Die vorgestellte Anwendung verwendet einen kalibrierungsfreien Streifenlicht-scanner der aus einem handelsüblichen Videoprojektor und einer monochromen USB Kamera besteht. Beide sind im Einzelhandel für unter 2000 Euro erhältlich. Der Scanner erfasst ein Arbeitsvolumen von etwa 40cm^3 bei einer Distanz von 110cm . Eine Installation ist daher an nahezu jedem Büroarbeitsplatz ohne nennenswerten Platzbedarf und Zusatzkosten möglich.

Die Software des vorgestellten Systems basiert auf einer MySQL Datenbankkomponente sowie einem Scan-Editor und einer Scanner-, Vermessungs- und Messdatenansicht. Die Datenbankkomponente, siehe Abbildung 1(a), verwaltet dabei alle Patienteninformationen, Anamnesedaten sowie Registrierungs- und Messdaten und ermöglicht damit einen standardisierten Zugriff auf alle Anwendungsdaten auch für externe Software. Die verbleibenden Komponenten ermöglichen die Durchführung einer Schwellungsmessung und werden im Folgenden anhand eines typischen Messverlaufs vorgestellt.

Die Schwellungsvermessung beginnt mit dem Scannen des Patienten. Hierzu benötigt der Scanner, der direkt aus der Anwendung heraus angesteuert wird, etwa eine Sekunde, siehe Abbildung 1(b). Aus den aufgezeichneten Daten heraus stellt der Anwender zunächst die Gesichtsregion des Patienten frei. Dazu steht ihm eine Editorkomponente zur Verfügung, die einfache Werkzeuge zur Selektion und zum Löschen von selektierten Daten anbietet, siehe Abbildung 2(a). Die verbleibenden Daten werden von der Anwendung zur Generierung eines polygonales Netzes verwendet, welches nun gegen andere Scans registriert werden kann.

Die Registrierung von Scans wird in zwei Schritten vollzogen, der Vor- und Feinregistrierung. Für die Vorregistrierung stellt die Anwendung ein automatisches und ein manuelles Verfahren zur Verfügung. Das automatische Verfahren ist häufig ausreichend und basiert auf der Schwerpunktüberlagerung der zu registrierenden Scans. Werden Scans mit geringem Überlappungsbereich gegeneinander registriert, muss jedoch auf eine manuelle Ausrichtung zurückgegriffen werden.

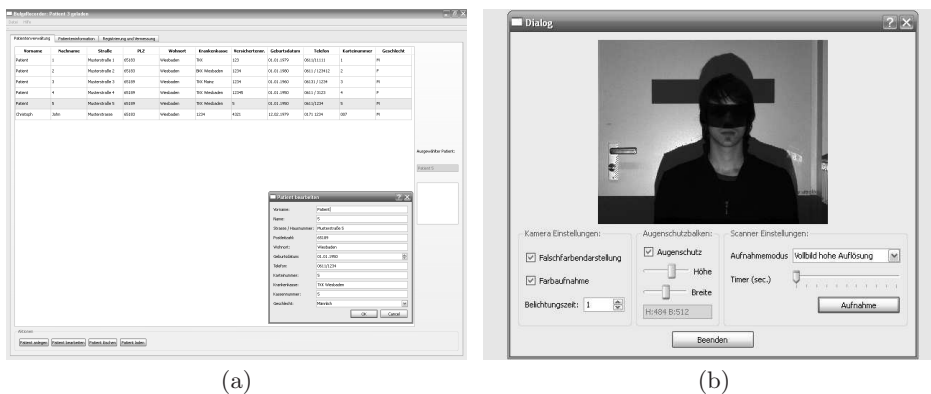


Abb. 1. (a): Datenbankansicht der Anwendung. (b): Ansicht des Scannerdialogs.

Zur manuellen Ausrichtung gibt der Anwender vier Punktkorrespondenzen zwischen den Scans vor, die dann überlagert werden, siehe Abbildung 2(b). Die grob ausgerichteten Scans können nun mit einem „Iterative Closest Points“ (ICP) Verfahren [3,4] genauer gegeneinander registriert werden. Dazu werden wiederholt nächste Nachbarn zwischen Scans als Punktkorrespondenzen selektiert, um diese mit pro Iteration steigender Genauigkeit gegeneinander zu registrieren.

Zwischen den registrierten Scans können nun Schwellungsvolumina semiautomatisch vermessen werden. Dazu gibt der Anwender per Mausklick einen Saatpunkt für eine „Region Growing“ Prozedur [5] vor. Diese findet automatisch Schwellungsgrenzen in den Scans und startet eine Diskretisierungsprozedur auf dem Differenzvolumen mit vorher konfigurierbarer Präzision, siehe Abbildung 3. Die hier skizzierte Vermessung erfolgt also nach initialer Vorgabe einer Suchregion voll automatisch. Die manuelle Initialisierung erlaubt dabei dem Anwender die Zuordnung der Messung zu einer definierten Messreihe. Damit wird die parallele Verwaltung von mehreren Messreihen für nicht überlappende Schwellungsvolumina ermöglicht.

Ein einzelner Gesichtsscan besteht aus etwa 25000 Messpunkten. Um diese Daten schnell verarbeiten zu können und interaktive Antwortzeiten auf eine Selektion hin zu gewährleisten, verwendet die Anwendung interne Datenrepräsentationen basierend auf KD-Bäumen [6] und Half-Edge Datenstrukturen [7], sowie einen Octree [8] zur Diskretisierung des Schwellungsvolumens. KD-Bäume werden verwendet um schnell nächste Nachbarvertices zwischen Scans zu finden. Deren Abstände dienen als Terminierungskriterium für das Auffinden von Schwellungsregionen. Half-Edge Datenstrukturen auf der anderen Seite werden zum schnellen Auffinden von Nachbarvertices innerhalb eines Scans benötigt.

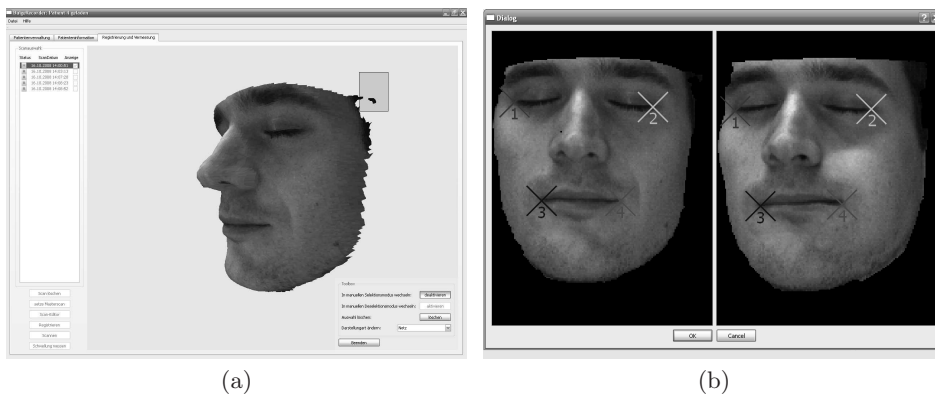


Abb. 2. (a): Ansicht der Editor-Komponente. (b): Ansicht des manuellen Registrierungsdialogs.

3 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Vermessungen werden in einer detaillierten tabellarischen Ansicht und zusätzlich über einen zeitlichen Verlauf hinweg in einem Diagramm in der Patientenansicht dargestellt, siehe Abbildung 4. Jede Messung wird hier als vertikaler Balken repräsentiert. Dabei beschreibt die mittlere Balkenposition auf der Ordinate das geschätzte Messvolumen und die Balkenhöhe den durch die Diskretisierung entstehenden systematischen Messfehler. Dieser beträgt bei einer Messkonfiguration mit hoher Genauigkeit in etwa fünf Prozent des Gesamtvolumens. Bei Bedarf könnte dieser Fehler durch eine feinere Diskretisierung weiter reduziert werden, was jedoch nicht notwendig ist, da andere Fehlerquellen wie etwa Registrierungsfehler und die Tatsache das ein Gesicht kein rigides Objekt darstellt die Messung zusätzlich beeinflussen. Ein Diskretisierungsfehler von fünf Prozent ist daher eine hinreichend genaue Kenngröße.

4 Diskussion

Es wurde ein optisches Verfahren zur berührungslosen, volumetrischen Vermessung und Dokumentation von Gesichtsschwellungen für das zahnmedizinische Umfeld vorgestellt. Die bisher erzielten Messergebnisse weisen einen systematischen Messfehler von etwa fünf Prozent auf. Damit stellt diese Anwendung eine günstige Alternative zu traditionellen Evaluierungsverfahren im zahnmedizinischen Umfeld zur Verfügung, die bisher auf die manuelle Vermessung mit Schublehre und Maßband angewiesen sind.

Für die nächste Zeit planen wir detailliertere Genauigkeitstests verbunden mit einer ersten zahnmedizinischen Studie. Desweiteren ist die Integration eines vollautomatischen Registrierungsverfahrens geplant, bei der eine Vorregistrierung der Scan-Daten entfällt.

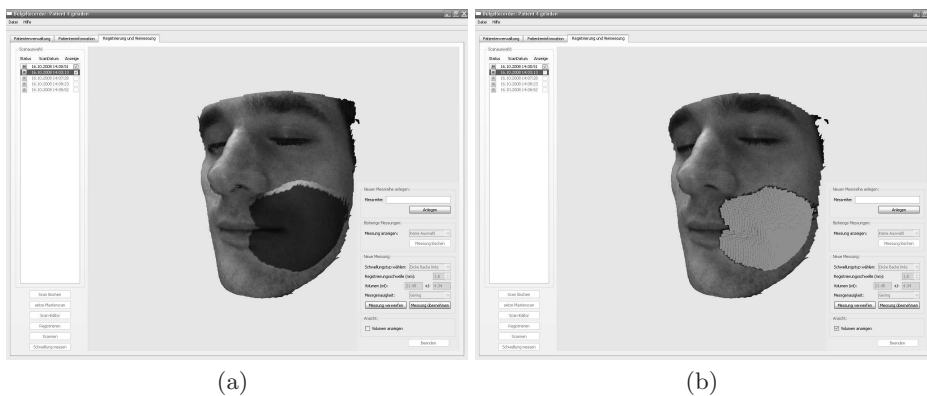


Abb. 3. (a): Ein Scan mit markierten Schwellungsbereich. (b): Ein Scan überlagert mit diskretisiertem Schwellungsvolumen.

5 Danksagung

Wir bedanken uns herzlich bei Dres. Ralf Schulze und Dan Brüllmann von der Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie an der Johannes Gutenberg-Universität Mainz für die gute Zusammenarbeit und die umfangreichen Ratschläge aus zahnmedizinischer Perspektive. Teile dieser Arbeit wurden im Rahmen des Programmes PRO INNO II des Bundesministeriums für Wirtschaft und Technologie gefördert.

Literaturverzeichnis

1. Stein N, Minge B. VIRO 3D: fast three-dimensional full-body scanning for humans and other living objects. In: Proceedings of SPIE. vol. 3313. SPIE; 1998. p. 60.
2. Josten M, Rutschmann D, Massen R. Messbar einfach: Mobiles und wirtschaftliches 3D Body Scanning in der Medizin mit dem MagicalSkin Scanner^(TM). In: Bildverarbeitung für die Medizin; 2003. p. 216–219.
3. Chen Y, Medioni G. Object modeling by registration of multiple range images. Image and Vision Computing. 1992;10(3):145–155.
4. Besl PJ, McKay HD. A method for registration of 3-D shapes. IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence. 1992;14(2):239–256.
5. Shapiro L, Stockman G. Computer Vision. 2001. Prentice Hall; 2001.
6. Bentley JL. Multidimensional binary search trees used for associative searching. Commun ACM. 1975;18(9):509–517.
7. Botsch M, Steinberg S, Bischoff S, Kobbelt L. Openmesh-a generic and efficient polygon mesh data structure. In: OpenSG Symposium. vol. 2002; 2002. .
8. Mehl M, Meagher D. Geometric Modeling Using Octree-Encoding. Computer Graphics and Image Processing. 1982;19(2):129–147.

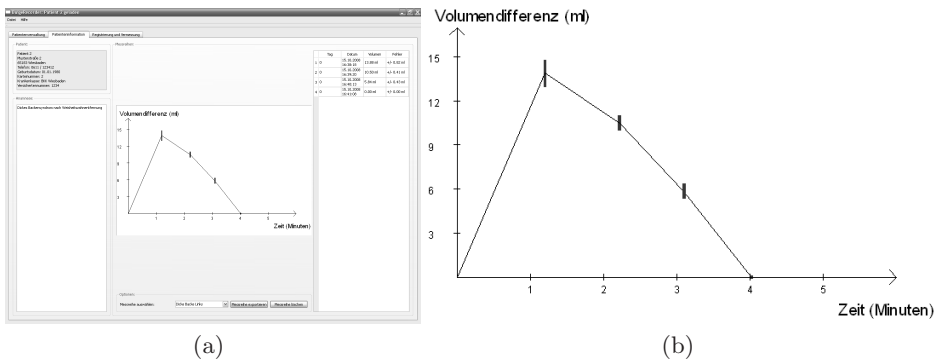


Abb. 4. Messergebnisse: (a): Zeigt Messergebnisansicht der Anwendung in der Messungen, Anamnesedaten und Patienteninformationen gemeinsam dargestellt werden. Messergebnisse können von hier zur weiteren Verarbeitung exportiert werden. (b): Vergrößerter Ausschnitt der Messergebnisansicht. Einzelmessungen werden als Balken dargestellt deren Längen den systematischen Messfehler repräsentieren.