

Photogrammetrische 3D-Vermessung von Organen

Michael Witte¹, Cora Wex¹, Nils Riefenstahl², Bernd Michaelis³,
Stephan Jacob¹, Hans Lippert¹

¹Universitätsklinik für Allgemein-, Viszeral- und Gefäßchirurgie,
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

²INB Vision AG, Magdeburg

³Institut für Elektronik, Signalverarbeitung und Kommunikationstechnik,
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

michael.witte.ovgu@gmx.de

Kurzfassung. In der vorliegenden Arbeit wird ein Verfahren vorgestellt, welches die Bestimmung der Oberflächengeometrie von Organen bei einem laparoskopischen Eingriff ermöglicht. Die Aufnahmen erfolgen über ein Stereokamerasystem, bei dem die Objektive der Kameras durch Messendoskope ersetzt wurden. In einem ersten Schritt werden aus einem aufgenommenen Bildpaar unter Verwendung eines Flächenkorrelationsverfahrens dreidimensionale Näherungswerte für die Organoberfläche bestimmt. Mit Hilfe der Flächenkorrelation im Objektbereich nach Michaelis und Albrecht [1] werden diese Näherungswerte anschließend präzisiert. Zur Lösung des Korrespondenzproblems in homogenen Bereichen der Organtextur wird ein stochastisches Rauschmuster auf die Oberfläche projiziert.

1 Einleitung

Im Rahmen des vom Bundesministerium für Wirtschaft und Technologie gefördert VIRTOP-Netzwerkes sollte eine Möglichkeit geschaffen werden, die Ausbildungsbedingungen für operativ tätige Ärzte zu verbessern, bevor diese am realen Patienten operieren. Zu diesem Zweck sollte ein Operationssimulator entwickelt werden, an dem laparoskopisch-chirurgische Eingriffe oder Eingriffe verwandter Fachrichtungen geübt werden können. VIRTOP steht dabei für VIRTually OPeration training. Die Besonderheit des zu entwickelnden Simulators bestand darin, dass die graphische Darstellung und Simulation der Organe mit einer Echtzeit-Gefühlsübertragung im Sinne einer realistischen Haptik korreliert werden sollte, so dass der Benutzer in 6 Freiheitsgraden die Gewebestruktur ertasten kann. Mit Beendigung des VIRTOP-Projekts konnte noch kein fertiger Simulator erzeugt werden, daher sind weitere Folgeprojekte geplant. Einen Schwerpunkt bildet dabei die Erfassung der Organgeometrie und deren Speicherung als 3D-Modell.

Da Organe ihre Form außerhalb des Körpers verändern, ist es besonders wichtig, dass sie innerhalb des Körpers vermessen werden. Aktuell ist die Vermessung mittels tomographischer Verfahren Stand der Technik. Dem Vorteil der

volumenhaften Erfassung mit diesen Verfahren stehen die Nachteile einer geringen zeitlichen Auflösung und einer Strahlenexposition entgegen. Zudem ist eine zeitgleiche Messung von Krafterwirkungen und der korrespondierenden geometrischen Änderung der Organoberfläche im Sinne einer Kraft-Weg-Messung nicht möglich. Objekte, welche eine Krafterwirkung auf die Organe ausüben, können bei tomographischen Verfahren zu Störungen führen. Neben tomographischen Verfahren eignen sich auch photogrammetrische 3D-Messverfahren zur Erfassung von Organoberflächen. Allerdings müssen die Organe dafür nach aktuellem Stand außerhalb des Körpers untersucht werden. Je nach Messverfahren liefern sie eine hohe zeitliche oder örtliche Auflösung.

2 Material und Methoden

Das Verfahren zur Bestimmung der Oberflächengeometrie, welches in dieser Arbeit vorgestellt werden soll, teilt sich in die vier Phasen auf, wie sie in der Abb. 1 dargestellt sind. In der 1. Phase werden die grundlegenden Schritte der Vorverarbeitung, wie die Kalibrierung, vorgenommen. Sie erfolgt mittels eines Kalibrierfeldes, auf dem Kreismarken angebracht sind. Der relative Abstand der Kreismarken zueinander ist bekannt. Über einen so genannten Bündelblockausgleich erfolgt die Bestimmung der inneren und äußeren Kameraparameter. Das Kalibrierfeld besitzt in Z-Richtung einen Stempel, auf dem ebenfalls Marken angebracht sind. Somit genügt eine Stereobildaufnahme zur Kalibrierung. Die nach der Kalibrierung vorliegende Abweichung zwischen Ist- und Soll-Position der Kreismarken wird als Residuen bezeichnet. Witte beschreibt die Thematik der Kalibrierung ausführlich in seiner Arbeit [2]. Hier finden sich auch weiterführende Informationen zum aktuellen Stand der Technik. Die 2. Phase dient zur Ermittlung von Näherungswerten. Hierzu wird ein Bildpaar aufgenommen und rektifiziert. Zusätzlich werden auch die inneren und äußeren Kameraparameter, wie sie bei Luhmann [3] beschrieben werden, gespeichert und ebenfalls rektifiziert. Aus den rektifizierten Daten wird eine Disparitätenkarte erstellt, deren Werte zur Bestimmung von Tiefeninformationen dienen. Diese Daten werden anhand der Kameraparameter vom Stereonormalfall in den Realfall zurückgerechnet und als Raumpunkte gespeichert. Die so erzeugte Punktwolke ist Ausgangsdatenmenge für die dritte Phase, in der die Punktwolke in ein äquidistantes Punktraster überführt wird. Dafür wird sie mittels Delaunay-Triangulation in ein Oberflächenmodell umgewandelt, welches mit einem äquidistanten Strahlenmuster zum Schnitt gebracht wird. Jeder Schnittpunkt zwischen Oberfläche und Strahl erzeugt einen neuen Raumpunkt. Die Summe aller auf diese Weise ermittelten Raumpunkte ergibt wiederum eine Punktwolke, nun mit äquidistantem Abstand, welche Ausgangsdatenmenge für die Phase 4 ist.

Die 4. Phase beschreibt die Umsetzung des Algorithmus von Michaelis und Albrecht [1] auf dem neuen äquidistanten Punktmuster. Es wird um einen Punkt aus dem Punktmuster eine virtuelle Ebene aus 10 mal 10 Punkten erzeugt. Die Anzahl der Punkte ist frei wählbar, allerdings haben sich Größen zwischen 7 und 20 Punkten je Dimension als geeignet erwiesen. Die aus den Punkten erzeugte

Ebene kann unter anderem über zwei Neigungsparameter und einen Höhenparameter variiert werden. Ziel ist es über eine Optimierung dieser drei Parameter die Ebene maximal an die reale Oberfläche anzunähern. Der Mittelpunkt der Ebene wird durch den 3D-Punkt aus dem äquidistanten Punktmuster beschrieben, er ist auch gleichzeitig der Startwert für die Höhe. Über die ermittelten Kameraparameter werden die Punkte aus dem Objektbereich in die Bildebene projiziert. Dabei liegen die projizierten Punkte meist zwischen mehreren Pixeln. Durch Subpixelinterpolation kann jedem Punkt ein eindeutiger Grauwert zugeordnet werden. Die Gesamtheit all dieser Grauwerte ergibt eine Grauwertmatrix mit entsprechender Größe. Da die Ebene in beide Kamerabilder projiziert wird, ergeben sich zwei Grauwertmatrizen, die mittels normierter mittelwertfreier Kreuzkorrelationsfunktion miteinander verglichen werden. Es wird davon ausgegangen, dass bei maximaler Übereinstimmung die Ebene optimal an die reale Oberfläche angepasst wurde. Um eine maximale Approximation zu erhalten werden die bereits beschriebenen Neigungs- und Höhenparameter variiert. Die Abb. 2 zeigt den vollständigen Kreislauf.

Die Anordnung des Versuchsaufbaus folgt im Wesentlichen dem für die Nahbereichsphotogrammetrie typischen Aufbau, wie sie auch von Luhmann beschrieben wird [3]. Sie besteht aus zwei Kameras zur Aufnahme der Stereobildpaare und einem Beamer als Beleuchtungseinrichtung. Die Optiken der Kameras wurden durch spezielle Endoskope ersetzt, was den Einsatz im menschlichen Körper simulieren soll. Der Abstand zwischen den Endoskopen zueinander sowie der Abstand zwischen Endoskop und Versuchsobjekt wurde stets so gewählt, dass es auf diese Weise auch beim Menschen eingesetzt werden kann. Zur Lösung des Korrespondenzproblems bei einer sehr homogenen Eigentextur der Versuchsobjekte kann mit Hilfe eines Beamers auch ein Muster projiziert werden. Wegen der höheren Auflösung wurden zusätzlich auch einige Dias mit unterschiedlichen Rauschmustern erzeugt und mittels Diaprojektor auf die Objekte projiziert. Betrieben wird das System mit einem handelsüblichem PC.

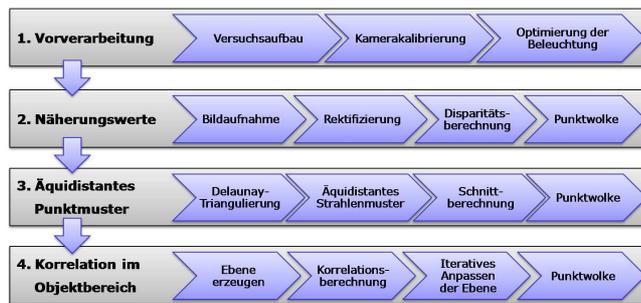


Abb. 1. Das in dieser Arbeit vorgestellte Verfahren in vier Phasen entsprechend ihrer Reihenfolge unterteilt.

3 Ergebnisse

Mit dem vorgestellten Verfahren wurden Organe und andere Probekörper ex vivo, also außerhalb des menschlichen Körpers vermessen. Dabei kann eine Genauigkeit von 0,1 mm bis 1 mm erreicht werden. Durch die Verwendung von Endoskopen ist aber grundsätzlich auch eine in vivo Vermessung möglich. Als Referenzwerte zu den ermittelten Ergebnissen dienen zum einen mit einer Mikrometerschraube real gemessene Werte der Probekörper und zum anderen mit einem hochgenauen mehrschrittigen Verfahren (Phasenkorrelation nach Lilienblum [4]) berechnete Werte. Mit dem Verfahren von Lilienblum ist es ebenfalls möglich, eine Punktwolke für die Versuchsobjekte zu bestimmen. Allerdings ist bei diesem Verfahren die zeitliche Auflösung schlechter.

Probleme entstehen besonders an Organkanten und an starken Zerklüftungen auf der Organoberfläche. Bei einem, mit dem hier vorgestellten Verfahren, vermessenen Rinderherz musste zur Lösung des Korrespondenzproblems ein stochastisches Punktmuster auf die Oberfläche projiziert werden. Untersuchungen haben ergeben, dass die Qualität der Ergebnisse nicht davon abhängig ist, ob das Rauschmuster durch einen Beamer oder Diaprojektor projiziert wird. Beim Beamer ist jedoch darauf zu achten, dass er leicht unscharf zu stellen ist, da es sonst Probleme im Zwischenbereich der Pixel gibt.

Besondere Probleme ergeben sich bei der Vermessung in dunklen, homogenen Bereichen, die das projizierte Muster nur schlecht wiedergeben. Beim Rinderherz, wie auch bei menschlichen Organen, gilt dies im Besonderen für das Muskelgewebe, welches wenig Fett enthält. Hier können erhebliche Probleme bei der Lösung des Korrespondenzproblems auftreten. Abhilfe schafft hier eine stärkere Beleuchtungseinrichtung. Die Abb. 3 zeigt dies für einen besonders dunklen und zerklüfteten Bereich des Rinderherzens.

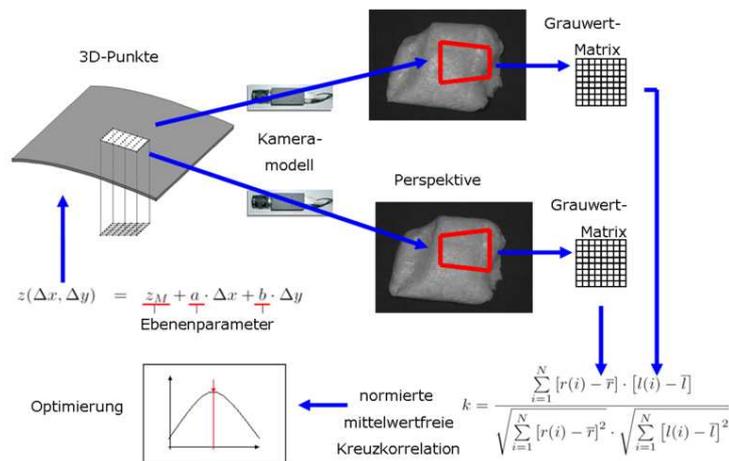
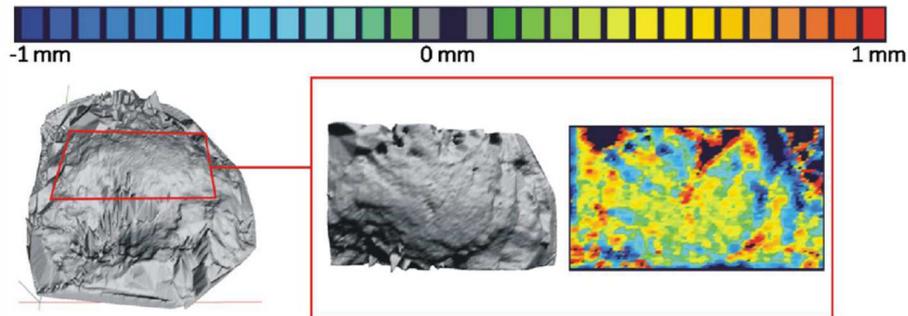


Abb. 2. Flächenkorrelation im Objektbereich nach Michaelis und Albrecht.

Abb. 3. Oberflächenmodell vom Rinderherz mit Falschfarbendarstellung.

4 Diskussion

Für in vivo Anwendungen muss in weiteren Arbeiten geklärt werden, wie das Muster auf das Objekt mittels Endoskop projiziert werden soll. Die Beleuchtungseinrichtung, die in den Endoskopen integriert ist, besteht aus einem Glasfaserbündel. Erste Versuche, durch Eliminierung einzelner Fasern ein Rauschmuster zu projizieren, sind gescheitert. Grund hierfür ist vermutlich die Lichtbeugung am Rand der verbliebenen Fasern, wodurch sich eine geschwächte aber dennoch sehr gleichmäßige Beleuchtung ergibt. Um eine Miniatur der verwendeten Dias vor die Beleuchtung der Endoskope anzubringen, hat deren Lumineszenz nicht ausgereicht. Vermutlich stellt dieses Verfahren jedoch den vielversprechendsten Ansatz dar.

Das Verfahren von Michaelis und Albrecht birgt Schwächen bei stark gebogenen Oberflächen und harten Kanten. Im Extremfall können unerwünschte aber deutlich sichtbare Glättungen an diesen Stellen auftreten. Allerdings besitzen Organe meist eine weiche und eher konvexe Formgebung, was diesen Aspekt relativiert. Probleme existieren weiterhin in allen Bereichen, die nicht von beiden Kameras zeitgleich eingesehen werden können. Abhilfe könnte hier die Verwendung von mehr als nur zwei Kameras schaffen. Allerdings stellt sich in diesem Zusammenhang die Frage, in wie fern der Einsatz in einem Messendoskop und somit im Körper realisiert werden kann.

Literaturverzeichnis

1. Witte M. Photogrammetrische 3D-Vermessung von Organen. Magdeburg: Diplomarbeit, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg; 2009.
2. Albrecht P, Michaelis B. Erhöhung der örtlichen Auflösung eines auf flächenkorrelation basierenden 3D-Meßverfahrens. Proc DAGM. 1996; p. 271–80.
3. Lilienblum E, Michaelis B. Optical 3D surface reconstruction by a multi-period phase shift method. J Comput. 2007; p. 73–83.
4. Luhmann T. Nahbereichsphotogrammetrie: Grundlagen, Methoden und Anwendungen. Heidelberg: Herbert Wichmann Verlag; 2000.