

KLT Tracking zur schnellen Bewegungskorrektur auf Knochenoberflächen

A. Kuleschow¹, T. Bergen¹, T. Wittenberg¹, C. Münzenmayer¹.

¹ Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen IIS, Erlangen, Germany

Kontakt: andreas.kuleschow@iis.fraunhofer.de
Christian.Muenzenmayer@iis.fraunhofer.de

Abstract:

Der Kanade-Lucas-Tomasi (KLT) Tracker ist ein etabliertes Verfahren zur Bewegungsanalyse bzw. Bewegungskorrektur einer Kamera auf Oberflächen. Derartige Systeme, die auf dem KLT Tracker beruhen, finden vermehrt auch in medizintechnischen Szenarien ihren Einsatz. So ist die Frage wichtig, ob diese Methode auch auf relativ kontrastarmen Oberflächen wie menschlichem Gewebe, und hier insbesondere Knochen sowie bei einer komplizierten Beleuchtung durch z.B. eine Laserlichtquelle, funktionieren kann. Im Rahmen dieses Beitrags wurden Probleme untersucht, die unter diesen speziellen Randbedingungen auftreten können und Lösungen zur Verbesserung der Tracking-Charakteristik vorgeschlagen. Speziell eine geeignete Vorverarbeitung des Kamerabildes kann die Genauigkeit der Bewegungserkennung bei der Verfolgung von Punkten unter Laserbeleuchtung von knöchernem Gewebe wesentlich verbessern.

Schlüsselworte: Neurochirurgie, Assistenzsysteme, KLT Tracker, Bewegungskorrektur, Laserbeleuchtung

1 Motivation

In jüngster Zeit werden immer neue Werkzeuge für die minimal-invasive Chirurgie vorgeschlagen bzw. entwickelt. Speziell die Nutzung von hochenergetischen Pikosekundenlasern für das Schneiden von knöchernem Material wie dem Schädelknochen [1,2] zum Ablösen der Kalotte bilden dabei eine interessante und spannende Forschungsrichtung. Eine solche Ablation der Schädeldecke durch Laserstrahlpulse besitzt das Potential für wesentlich feinere und sauberere Schnitte als herkömmliche mechanische Geräte (sog. Kraniotome) und verspricht zudem ein geringeres Verletzungsrisiko während des Eingriffs sowie kürzere Liegedauern nach der Operation. Im Unterschied zu einem mechanischen Kraniotom ist ein solcher Laserstrahl allerdings nicht a-priori in der Schnittfuge fixiert und kann bei unwillkürlichen Handbewegungen des Arztes (Zittern o.ä.) vom Ziel abweichen. Solche Abweichungen können einerseits zum ungerichteten Knochenabtrag außerhalb des Fugenbereichs führen, andererseits ist die Effizienz des Laserabtrags damit deutlich vermindert. Als weitere Randbedingung eines solchen Systems soll sich der Laserstrahl zudem äußerst schnell und genau bewegen, um Karbonisierung und Nekrose des Gewebes zu vermeiden. Diese technologischen Schwierigkeiten sind bekannt und haben u.a. zur Entwicklung einer roboterunterstützten Osteotomie [3,4] geführt. Geräte, die dagegen eine manuelle, laserbasierte Osteotomie ermöglichen, müssen unfreiwillige Handbewegungen automatisch erkennen und geeignet kompensieren.

Als eine Möglichkeit, Abweichungen des Lasers während des Schneidens von der Schnittfuge zu erkennen, zu vermessen und durch rechtzeitiges Entgegensteuern des Laserstrahls zu korrigieren, wurde ein optisches Überwachungssystem entwickelt. Wesentliche Anforderungen dieses Systems sind die Echtzeitfähigkeit mit einer hohen Bildrate von über 100 Bilder/Sek sowie eine hohe Genauigkeit für die Korrektur des Schnittes. Da die Schnittfuge selbst als optisches Merkmal sehr volatil und immer in Veränderung ist, muss das Messsystem natürliche Merkmale auf der Knochenoberfläche benutzen, um Bewegungen zu erkennen und zu korrigieren. Bei der Abtragung des Knochens entwickelt sich ein sehr starkes Plasmaleuchten, daher ist in das Bilderfassungssystem eine Diodenlaser als Lichtquelle vorgesehen. Dementsprechend muss das Bildverarbeitungssystem in der Lage sein die Nachteile des Laserlichts, insbesondere das Speckle-Rauschen, zu tolerieren.

2 Methoden

Als Basis für die Bewegungskorrektur wird ein Trackingverfahren nach Kanade-Lucas-Tomasi (KLT Tracker) eingesetzt [5-7]. Der KLT Tracker ist für den Einsatz unter den eingangs beschriebenen Anwendungsbedingungen gut geeignet:

- Er ist schnell, d.h. die Berechnungen für zehn und mehr Merkmale benötigen auf einem Rechner für ein Sichtfeld von 200x200 Pixel weniger als 10 ms,
- Er findet eigenständig Merkmale zum Verfolgen und ersetzt unsichere bzw. verlorene Merkmale automatisch,
- Er besitzt Subpixel-Genauigkeit, und
- Er verfügt über eine intrinsische Glättungsfunktion und kann auf diese Weise das Speckle-Rauschen des Lasers deutlich reduzieren.

Das Verfahren nach Shi & Tomasi [7] wählt automatisch optimale Merkmale in einem vorgegebenen Bereich aus und versucht diese über den Verlauf der Bildsequenz zu verfolgen. Die Grundidee dabei ist, dass nur solche Merkmale verwendet werden, die sich gut verfolgen lassen. Entsprechend werden die beiden Schritte der Merkmalsselektion und der Merkmalsverfolgung nicht als getrennte Schritte, sondern als integrativer Prozess betrachtet. Ein Merkmal wird dabei als „gut“ betrachtet, wenn es starke Kontraste in beide Richtungen aufweist, wie sie beispielsweise an sog. „Eckpunkten“ auftreten. Die Selektion der zu verfolgenden Merkmale geschieht dabei durch eine Untersuchung des kleinsten Eigenwertes des 2×2 Strukturensors, der Änderungen der Intensitäten im untersuchten Bildausschnitt beschreibt. Ein potentieller Kandidat für ein Merkmal wird akzeptiert, wenn der kleinste Eigenwert einen Schwellwert überschreitet und ein Mindestabstand zu anderen Punkten eingehalten wird. Die Kandidaten für potenzielle Merkmale werden bezüglich ihres kleinsten Eigenwerts in eine Liste sortiert, und daraus die N besten ausgewählt. Zur Bewertung von Merkmalen einer bestimmten Position in zwei aufeinanderfolgenden Einzelbildern einer Bildsequenz wird ein Ähnlichkeitsmaß verwendet, das auch affine Transformationen des Bildausschnittes erkennt.

Zu Testzwecken wurde ein prototypischer Aufbau des Aufnahmegeräts für Laborzwecke zusammengestellt, das ein Aufnahme- und ein Beleuchtungssystem enthält, vgl. Abb. 1. Dieser Aufbau wurde so konstruiert, dass ein Teil der Optik gemeinsam mit dem Abtragungslaser benutzt werden kann, der durch einen Strahlteiler angekoppelt wurde. Das Beleuchtungssystem besteht aus einem Lichtformungssystem an der Spitze des Geräts, das mit Faserleitungen mit einer entfernten Lichtquelle gekoppelt wurde. Als Lichtquelle kann sowohl eine Kaltlichtquelle, eine LED-Quelle, oder ein Diodenlaser angekoppelt werden. Für die Bildaufnahme wurde eine Kamera JAI CM-030 PMCL-RH mit einer maximalen Aufnahmegeschwindigkeit von 120 Bildern/sek und abgetrenntem Kamerakopf (17x46 mm) ausgewählt. Alle Berechnungen wurden auf einem PC mit Intel Core 2 Duo CPU E8400 mit einer Taktfrequenz von 3,0 GHz durchgeführt.

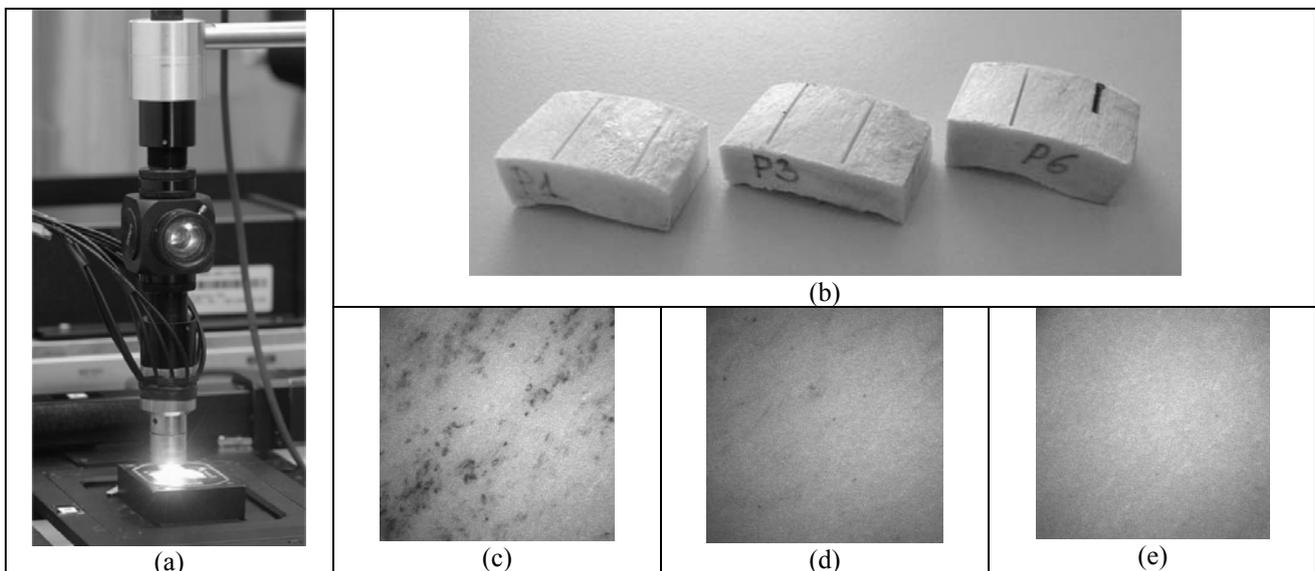


Abb.1: (a) Laborprototyp des Aufnahmegeräts mit Kamerakopf, Strahlteiler und fasergestützter Lichtführung. Aufnahme während des Abtrags, d.h. der Strahl des Abtragslasers wird über den Strahlteiler eingekoppelt. (b) Beispiele der Knochenmuster und unterschiedliche Typen von Knochenoberflächen: (c): kontrastreiches Fragment, (d): durchschnittlich kontrastreiches Fragment, (e): kontrastarmes Fragment.

Für die bildbasierte Bewegungskorrektur dient eine freie Implementierung des KLT Trackers [8]. Der Tracker dient hauptsächlich zur Erkennung und Korrektur von Abweichungen des Laserstrahls durch unwillkürliche Handbewegun-

gen des Operateurs. Bei planmäßigen Fortbewegungen des Geräts nach dem Knochenabtrag eines bestimmten Abschnittes wird der Tracker wieder neu initialisiert. Allerdings stellt die Genauigkeit des Trackers, insbesondere in Falle einer Laserbeleuchtung mit einem sehr hohen Specklerauschen, eine entscheidende Randbedingung für den Einsatz eines solchen Gerätes dar.

Für die Experimente wurde als Lichtquelle eine Laserdiode vom Typ JOLD-30-FC-12-808 verwendet. Für die experimentellen Untersuchungen der Bewegungskompensation an einem präparierten und gesäuberten Tierphantom wurden drei typischen Knochenbereiche von einem Schweineschädel mit unterschiedlichen Oberflächenbeschaffenheiten ausgewählt (vgl. Abb. 1,b-e). Die Messungen an dem Tierphantom fanden zunächst ohne einen gleichzeitigen Knochenabtrag statt, allerdings unter Verwendung der zur Unterdrückung der Laserstrahlung sowie zur Reduktion des Plasmaleuchtens eingesetzten Laserlichtquelle.

Zur Ermittlung der Genauigkeit des Trackers wurden Bildsequenzen der Schnittfugen der verschiedenen Präparate aufgenommen während die Knochenmuster mittels eines Koordinatentischs unter der Kamera verschoben wurden. Die Bewegungen der Muster wurden zuerst visuell ausgewertet und für jedes Einzelbild ein absoluter Versatz bezüglich des Startbilds ermittelt. Anschließend wurden die Verschiebungsvektoren mit dem KLT Tracker aus den Bildsequenzen automatisch berechnet und mit den manuell erfassten Sollwerten verglichen. Bei der automatischen Auswertung der Sequenzen wurde der Glättungsparameter σ zwischen den Werten $\sigma = 0,05$ (praktisch keine Unschärfe) und $\sigma = 0,50$ (sehr starke Unschärfe) variiert. Da der Tracker standardmäßig die globale Verschiebung zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bildern liefert, wurden diese partiellen Daten akkumuliert, um die Gesamtbewegung über die Länge der Bildsequenzen zu berechnen.

3 Ergebnisse

Abb. 2.a zeigt die ermittelten Ergebnisse des verwendeten KLT Trackers mit unterschiedlichen Einstellung für den Glättungsparameter σ sowie die manuell ermittelte Referenzbewegung des Knochenstücks. Auf der Abszisse ist die Nummer der Sequenzbilder abgebildet. Da die Kamera eine sehr hohe Aufnahmezeit besitzt und die Knochenpräparate nur langsam verschoben wurden, genügt es lediglich jedes zehnte Bild aus den Bildsequenzen zu verwenden (d.h. die Abszissennummer 100 entspricht Bild 1000 in der zugehörigen Bildsequenz). Die dünne Linie in Abb. 2.a zeigt die manuell ermittelten Referenzkoordinaten, die beiden anderen Linien stellen die mit dem KLT Tracker ermittelten Trajektorien mit $\sigma = 0,1$ und $\sigma = 0,2$ dar. Erwartungsgemäß waren die mit dem KLT Tracker ermittelten Trajektorien auf den Knochenstücken mit kontrastreichen Strukturen besser als die Trajektorien auf kontrastarmen Knochenbereichen.

Aus Abb. 2.a ist ersichtlich, dass bei der Ermittlung der Verschiebung des Knochens ein systematischer Fehler des KLT Trackers entsteht, der sich über die Messreihe aufkumuliert und zudem mit dem Anstieg des Glättungsparameters σ größer wird. Zur Kompensation dieses Fehlers wurden zwei Methoden untersucht: Eine intrinsische Funktion des KLT Trackers um die Toleranz gegenüber der inhomogenen Beleuchtung zu erhöhen; und eine Vorverarbeitung des Bildes zur Verminderung der inhomogenen Beleuchtung (sog. Shading-Korrektur). Die Shading-Korrektur wurde dabei mit einer Referenzmaske durchgeführt, die anhand der Bilder von einem kontrastarmen Knochenbereich erstellt wurde, die der Intensitätsverteilung der Beleuchtung am ehesten entsprechen. Keines der beiden Verfahren zeigte einen messbaren Einfluss auf die Verarbeitungsgeschwindigkeit des Gesamtprozesses. Ein Vergleich der beiden Korrekturansätze ist in Abb. 2b für den Parameter σ mit der bestmöglichen Genauigkeit dargestellt. Die dünne Linie zeigt die ermittelte Abweichung der KLT Trajektorie ohne eine Korrektur, die gepunktete Linie die Kompensation mit der KLT-intrinsischen Korrektur, und die dicke Linie die Verbesserung auf Grund der Shading-Korrektur. Eine Kombination beider Korrekturmechanismen führte zu keinerlei messbaren Verbesserungen gegenüber einer einzelnen Korrekturvariante. Der vorgegebene tolerierbare Grenzwert einer Abweichung ist mit $50 \mu\text{m}$ spezifiziert und wird ohne Fehlerkompensation nach einer Strecke von 70 Pixeln erreicht. Bei der Nutzung der KLT-intrinsischen Funktion erhöht sich die Strecke auf 110 Pixel, durch die Shading-Korrektur auf 120 Pixel.

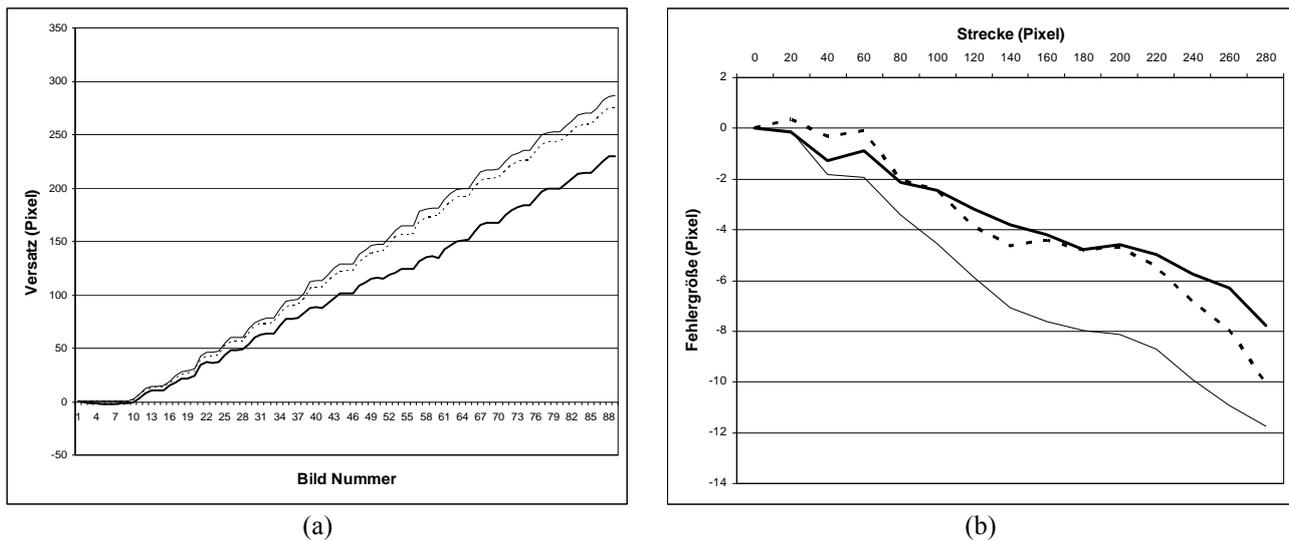


Abb. 2(a): Vergleich der automatisch ermittelten mit den manuell erfassten Bewegungskordinaten (in Pixel). Dünne Linie: tatsächliche Koordinate, gepunktete Linie: mit dem KLT Tracker berechnete Koordinate bei $\sigma = 0,1$; dicke Linie: berechnete Koordinate bei $\sigma = 0,2$. (b) Kompensation des systematischen Fehlers mit unterschiedlichen Methoden. Dünne Linie: Ergebnis ohne Verbesserung, gepunktete Linie: Verbesserung mit KLT-intrinsischer Korrektur, dicke Linie: Verbesserung mit Shading-Korrektur.

4 Diskussion

Wie eingangs erwähnt, ist es vorgesehen, den KLT Tracker für die Ermittlung von Abweichungen des Laserkraniotoms von der Schnittfuge einzusetzen. In diesem Sinne sind die Ergebnisse dieser Untersuchung zufriedenstellend. Bei den vorgegeben Randbedingungen der Anwendung mit einem Sichtfeld von 200×200 Pixel, einem Pixelpitch von $17 \mu\text{m}$ pro Pixel und einem tolerierbaren Koordinatenfehler $50 \mu\text{m}$ kann durch den untersuchten KLT-Tracker eine ausreichend genaue Bewegungsverfolgung über das gesamte Sichtfeld gewährleistet werden. Durch die beiden untersuchten Verfahren zur Kompensation des ermittelten systematischen Messfehlers lässt sich der Bereich mit ausreichender Genauigkeit noch erweitern. Weitergehende Arbeiten werden sich mit den Fragen auseinandersetzen, wie der ermittelte systematische Fehler im KLT Tracker entsteht (z.B. Kumulation von Subpixel Ungenauigkeiten) sowie Untersuchungen, welchen Einfluss die Knochenbeschaffenheit (hoch bzw. niedrig texturiert) besitzen. Zudem sind Messungen an unpräparierten Schädelphantomen geplant, um den Einfluss von Knochenmehl und Blut auf die Trackinggenauigkeit zu ermitteln.

5 Referenzen

- [1] L. Kahrs: "Bildverarbeitungsunterstützte Laserknochenablation am humanen Felsenbein", Dissertation, Karlsruher Institut für Technologie, 2009.
- [2] H. Wörn, M. Aschke, L. Kahrs: „New augmented reality and robotic based methods for head surgery". Int. J. of Medical Robotics & Computer Assisted Surgery, pp. 49-66, 2005
- [3] H. Wörn, H. Peters, M. Ivanenko, und P. Hering: „LASER based Osteotomie with surgical Robots". Biomedizinische Technik, Vol. 50, Suppl. 1. pp. 25-26, 2005
- [4] H. Wörn und U. Brinkschulte: „Echtzeitsysteme" Springer 2005.
- [5] B.D. Lucas, T. Kanade, "An Iterative Image Registration Technique with Application to Stereo Vision", Int. Joint Conf. on Artificial Intelligence, pp. 674-679, 1981.
- [6] C. Tomasi, T. Kanade, Detection and Tracking of Point Features, Technical Report CMU-CS-91-132, 1991.
- [7] J. Shi, C. Tomasi, Good features to track. IEEE Conf. on Computer Vision & Pattern Recognition (CVPR), pp. 593-600, 1994
- [8] KLT: An Implementation of the Kanade-Lucas-Tomasi Feature Tracker, <http://www.ces.clemson.edu/~stb/klt/>