

Automatisierte Überwachung der Laserosteotomie mittels optischer Kohärenztomographie

A. Fuchs¹, D. Kundrat¹, M. Schultz², A. Krüger², T. Ortmaier¹

¹Leibniz Universität Hannover, Institut für Mechatronische Systeme, Hannover, Germany

²Laser Zentrum Hannover e.V., Hannover, Germany

Kontakt: alexander.fuchs@imes.uni-hannover.de

Abstract:

Den Vorteilen der Laserchirurgie (kontaktfreie Bearbeitung, beliebige Geometrien, hohe Genauigkeit) steht bislang die fehlende Tiefeninformation während des Gewebeabtrags gegenüber. Ein optischer Aufbau mit vereintem Strahlengang eines Er:YAG-Lasers zur Gewebearbeitung und einer optischen Kohärenztomographie bietet die Möglichkeit zur In-situ-Abtragsüberwachung. Der präsentierte Lösungsansatz beinhaltet eine automatische Oberflächensegmentierung sowie eine Auswertung der Ablationsgeometrie. Mit einem Vergleich zwischen Soll- und Ist-Tiefe lassen sich nachfolgende Bearbeitungsschritte präzise planen und zukünftig ein Regelkreis zur Abtragssteuerung schließen.

Schlüsselworte: Laserosteotomie, Segmentierung, Ablationsüberwachung

1 Problem

Der Einsatz von Lasern in chirurgischen Anwendungen erreicht aufgrund von kontaktfreier Bearbeitung, beliebigen Abtragsgeometrien und hohen Genauigkeiten eine immer größere klinische Akzeptanz [1, 2]. Die Wahl idealer Laserparameter (u.a. Wellenlänge, Fokusbereich, Pulsdauer, -energie und -frequenz) ist Voraussetzung für den erfolgversprechenden Lasereinsatz. So lassen sich einerseits Abtragsrate und Genauigkeit optimieren, während andererseits Kollateralschäden wie Koagulation und Karbonisierung minimiert werden [3, 4]. Die Effektivität der Laser-Gewebe-Interaktion und das daraus resultierende Abtragsvolumen hängen direkt von den optischen und thermomechanischen Eigenschaften des Zielgewebes ab, welche wiederum vom intrazellulären Wassergehalt beeinflusst werden [5]. Beschränkungen für den klinischen Einsatz einer computergestützten Laserablation ergeben sich bislang aus der fehlenden Information über die aktuelle Abtragstiefe während des Bearbeitungsfortschritts.

Eine Möglichkeit zur nicht-invasiven In-situ-Analyse des laserexponierten Gewebes bietet die optische Kohärenztomographie (OCT) [6]. Dieses Bildgebungsverfahren stellt zusätzlich zur Topologie des bearbeiteten Gebietes oberflächen-nahe Strukturen dar [7, 8]. Diese Eigenschaft macht die OCT in der Augenheilkunde zur Untersuchung von Netzhauterkrankungen zum Mittel der Wahl [9]. Auflösungen von etwa 10 μm und Eindringtiefen von bis zu mehreren Millimetern (abhängig von den optischen Eigenschaften der Probe) ohne physischen Kontakt ermöglichen eine Unterscheidung verschiedener Gewebeschichten. Die Kombination von OCT und chirurgischem Laser wurde zur manuellen, qualitativen Überwachung des Ablationsprozesses bei unterschiedlichen Hart- und Weichgeweben eingesetzt [10, 11].

Der Aufbau eines Laser-OCT-Systems mit einer starren Anordnung der beiden Laser zueinander und sich überlappenden Scanfeldern ermöglicht die In-situ-Vermessung des erreichten Ablationsfortschrittes. Erste Untersuchungen mit diesem System adressierten zunächst die Möglichkeit zur Bestimmung der verbleibenden Knochendicke am Ablationsgrund [12]. Dabei konnten Restdicken von einigen 100 μm detektiert werden. Somit ließe sich ein Knochenschnitt vor dem Materialdurchbruch beenden und folglich eine Schädigung tieferliegender Risikostrukturen verhindern. Insbesondere wird die Schnittführung hierdurch unabhängig von Unsicherheiten in der präoperativen Osteotomieplanung (tatsächliche gegenüber geplanter Knochendicke).

Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit ist die Gewinnung zusätzlicher Informationen während des Abtrags bei Eingriffen, in denen kein vollständiges Durchtrennen des Knochens angestrebt wird. Aus der automatisch segmentierten Oberfläche werden neben einem Soll-Ist-Vergleich der Abtragsgeometrie auch weiterzubearbeitende Bereiche innerhalb des Ablationsgebietes definiert. Somit wird ein Ansatz zur Schließung eines Regelkreises für eine automatisierte Laserablation etabliert.

2 Methoden

Der optische Aufbau umfasst eine fixe Anordnung von OCT und Er:YAG-Laser¹. Der Probenarmstrahl des OCT-Interferometers und der Bearbeitungslaserstrahl durchlaufen zunächst unabhängige optische Pfade mit individuellen Scannern und Fokussieroptiken. Ein speziell beschichteter dichroitischer Spiegel vereint die Strahlengänge oberhalb der fokalen Ebenen. In einem Volumen von $(10 \times 10 \times 10) \text{ mm}^3$ überdecken sich somit Laserarbeitsbereich und Bildgebungsbereich.

2.1 Ablation der geplanten Schnittgeometrie

Zur Evaluierung der Vorgehensweise werden Proben aus femoralen Schweineknöcheln verwendet. Diese werden im gefrorenen Zustand in 20 mm starke Scheiben gesägt, eine Stunde vor der Laserbearbeitung bei Raumtemperatur aufgetaut und bis zur Bearbeitung in einem Wasserbad feucht gehalten. Weiterhin werden Knochenhaut, -mark und verbleibendes Weichgewebe entfernt, um unerwünschte Laser-Gewebe-Interaktionen zu vermeiden. Die Probenoberfläche wird vor der Bearbeitung im Fokus des Schneidelasers positioniert. Ziel der Bearbeitung ist eine rechteckige Ausschachtung ($6 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$), wie sie beispielsweise in der Dentalchirurgie für Zystektomien einsetzbar ist. Für einen flächigen Abtrag werden lineare Scan-Trajektorien parallel und mit konstantem Versatz angeordnet. Die idealen Laserparameter wurden empirisch ermittelt, um thermische Gewebeschädigungen zu vermeiden. Eine Pulsdauer von $\tau_p = 150 \mu\text{s}$, eine Wiederholrate von $f_p = 150 \text{ Hz}$ und eine Scangeschwindigkeit von $v_s = 20 \text{ mm/s}$ wurden eingestellt. Unter der Annahme eines Fokaldurchmessers von $2w_0 = 300 \mu\text{m}$ ergibt sich eine Fluenz von annähernd $\Phi = 6 \text{ J/cm}^2$. Das exponierte Gebiet wurde nach jeder zweiten Applikation der Scan-Geometrie befeuchtet, um thermische Nebeneffekte zu reduzieren. Die geplante Kavität wurde durch insgesamt 20 Wiederholungen der Scan-Trajektorie abgetragen.

2.2 Bildverarbeitung

Zur **Aufnahme** der Datensätze kommt ein Spectral Domain OCT (Ganymede, Fa. Thorlabs) mit einer Superlumineszenz-Diode (Zentralwellenlänge 930 nm , Bandbreite 50 nm) zum Einsatz. Für ein laterales Scan-Feld von $8 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$ wurden 368 B-Scans mit einer Auflösung von $368 \text{ px} \times 1024 \text{ px}$ aufgezeichnet. Dies entspricht einer Pixelgröße in Luft von lateral $21 \mu\text{m}$ bzw. $11 \mu\text{m}$ und axial $2,7 \mu\text{m}$.

Da jede Aufnahme von Speckle-Rauschen betroffen ist und durch Artefakte gestört wird, ist ein **Vorverarbeitungsschritt** zur Reduktion der Effekte erforderlich. Ein nichtlineares Diffusionsfilter [13] wird dabei der traditionellen Gauss- oder Median-Filterung vorgezogen. Die Implementierung des Perona-Malik-Modells mit einem Diffusionskoeffizienten $\lambda = 50$ und 20 Iterationen reduziert die Störeinflüsse ohne Informationsverlust.

Die in der vorliegenden Arbeit präsentierte **Segmentierung** der Oberfläche basiert auf einer Anpassung traditioneller Kass Snakes [14]. Ein Snake ist eine parametrische, im Bildbereich normalisierte Kurve $\vec{c}(s) = (x(s), y(s))$, die basierend auf einer iterativen Minimierung von Energien der Kurve (interne Energie) und des Bildes (externe Energie) deformiert wird und sich Konturen annähert. Die interne Energie entspricht dabei einer potentiellen Energie, die Spannungen und Biegungen der Kurve repräsentiert (in Anlehnung an eine Verallgemeinerung des Hooke'schen Gesetzes und elastischer Biegung [9]). Im Gegensatz dazu betrachtet die externe Energie lediglich bildabhängige Eigenschaften und bestimmt sich über Beträge des Bildgradienten. Der Einfluss der einzelnen Energierterme wird durch die Gewichtsfaktoren α , β und γ angepasst. Die Erweiterung um ein Gradient-Vector-Flow(GVF)-Feld $\vec{w}(x, y)$ [15] und eine künstliche vertikale Kraft \vec{n} führt zur Formulierung des dynamischen Systems

$$(1) \quad \frac{\partial \vec{c}(s, t)}{\partial t} = -\alpha \frac{\partial \vec{c}(s)}{\partial s} + \beta \frac{\partial^2 \vec{c}(s)}{\partial s^2} + \gamma \cdot \vec{w}(x, y) + \vec{n},$$

dessen numerische Lösung die Kurve iterativ in Richtung eines lokalen Gleichgewichts bewegt und deformiert. Nach jeder Iteration verhindern Randbedingungen eine horizontale Verschiebung des ersten und letzten Konturpunktes. Aus numerischen Gründen werden alle Konturstützstellen äquidistant verteilt (Resampling). Die Initialisierung des Snake-Algorithmus erfolgt automatisch. Die gefilterten und normalisierten Rohdaten werden mit einem Schwellwert von 0,5 binarisiert. Anschließend wird das Binärbild mit einem Strukturelement morphologisch dilatiert, um Lücken in der Kontur zu schließen und Kanten zu glätten. Zusätzlich wird eine Markierung von binären Regionen durchgeführt, um zusammenhängende Abschnitte zu detektieren und isolierte Bereiche zu eliminieren. Die initiale Kontur der Kurve wird als erste Grenzfläche aus dem Binärbild extrahiert. Danach wird das GVF-Feld der gefilterten OCT-Daten berechnet und der erläuterte Snake-Algorithmus angewandt. Der GVF-Regulierungsfaktor beträgt $\mu = 0,1$ und 20 Iterationen wurden ausgeführt. Die künstliche Kraft betrug $\vec{n} = (0, \pm 1 \text{ px})$ je Iterationsschritt.

Die segmentierten Konturen $\vec{c}(s)$ sind im lokalen Bildbereich jedes einzelnen B-Scans definiert. Zur **Visualisierung und Rekonstruktion** der Tiefenkarte wird eine Transformation der lokalen Koordinaten in ein globales, kartesisches

¹ DPM 15 LaserKit (Pantec Engineering/3m.i.k.r.o.n™)

Koordinatensystem und eine Interpolation durchgeführt. Zusätzlich wird die Tiefenkarte von Pixelkoordinaten in metrische Koordinaten überführt. Aus einem Differenzbild der Aufnahmen vor und nach der Bearbeitung kann die absolute Abtragstiefe bestimmt werden.

2.3 Registrierung von Scanner- und OCT-Koordinatensystem

Zur Umrechnung von der OCT-Bilddaten in Positionsdaten des Scanners müssen die jeweiligen Koordinatensysteme zueinander registriert werden. Hierfür wird der beschriebene Segmentierungsalgorithmus genutzt. In Nullstellung des Scanners werden in einem Probenkörper kleine Volumina abgetragen. Aus den entsprechenden OCT-Aufnahmen vor und nach dem Abtrag werden Tiefenkarten erstellt und letztlich Volumenschwerpunkte bestimmt. Eine Wiederholung dieses Vorgangs in 26 unterschiedlichen axialen Tiefen liefert 26 lokalisierte Abtragsschwerpunkte. Die Ausgleichsgerade durch diese Punkte stellt die laterale Verschiebung des Scannerkoordinatenursprungs in Abhängigkeit der axialen Position im OCT-Bild dar. Dies liefert die Verkipfung der beiden Koordinatensysteme zueinander und ermöglicht eine Koordinatentransformation. Zur Bewertung der Präzision dient ein mehrfaches Durchführen der Geradenberechnung an verschiedenen Versuchsreihen. Hierbei ergibt sich eine mittlere Abweichung der Ausgleichsgeraden von den Stützstellen von $6,3 \mu\text{m}$ bei einer Standardabweichung von $2,8 \mu\text{m}$. Dies lässt auf eine ausreichende Qualität der Registrierung schließen. Da die reale Konfiguration nicht bekannt ist, existiert keine andere Möglichkeit, die Genauigkeit einzuschätzen.

2.4 Geometrieauswertung

Die Geometrie des abgetragenen Gewebevolument wird anhand der Tiefenkarte vermessen, um Planung und Ausführung der Ablation miteinander zu vergleichen. Das laserexponierte Gebiet an der Knochenoberfläche wird in der normalisierten Tiefenkarte mit Anwendung eines Schwellwerts von 0,1 detektiert. Die Berechnung der Hüllgeometrie der verbleibenden Region innerhalb des Binärbildes liefert die horizontale und vertikale Ausdehnung. Diese Größen erlauben einen Soll-Ist-Abgleich und eine Bewertung der erzielten Ablationsgenauigkeit. Zur Lokalisierung von Bereichen, die für die weitere Bearbeitung berücksichtigt bzw. ausgeschlossen werden, wird die Tiefenkarte mit einer spezifizierten Soll-Tiefe verglichen. Nach Identifikation des zu bearbeitenden Gebietes erfolgt eine Transformation der Positionen in das Scanner-Koordinatensystem unter Berücksichtigung der bekannten Registrierung zwischen OCT und Scanner-Einheit. Die Positionen repräsentieren dabei Stützpunkte, die zukünftig zur Bahnplanung der Ablationsgeometrie für den nachfolgenden Scan-Durchlauf verwendet werden können.

3 Ergebnisse

Das Potential der vorgestellten Methodik demonstrieren die folgenden experimentellen Ergebnisse. Nach Abtrag der geplanten Kavität sind oberflächlich keine thermischen Schädigungen des Gewebes nachweisbar, sodass die gewählten Laserparametern eine schonende Knochenbearbeitung ermöglichen. Die quantitative Analyse erfolgt nach einer Vermessung der Ablationsgeometrie und Erstellung einer Tiefenkarte, deren Ergebnisse im Vergleich mit den Planungsdaten zu beurteilen sind. Nach der Auswertung werden Rückschlüsse auf die weiteren Bearbeitungsschritte gezogen.

Eine Validierung der Tiefenmessung erfolgt anhand eines Probenkörpers aus Polymethylmethacrylat (PMMA). Die optischen Eigenschaften dieses Materials ermöglichen eine zuverlässige Kantendetektion im OCT-Bild. Bohrungen unterschiedlicher Tiefe werden in ein PMMA-Plättchen eingebracht und anschließend mittels des vorgestellten Algorithmus segmentiert. Als Referenz für die realen Tiefenprofile dient eine Vermessung durch ein taktiles Koordinatenmessgerät² (KMG). Die Längenmessgenauigkeit des KMG liegt mit $\pm [1,4 \mu\text{m} + (L/100)]$ unter der maximalen Auflösung des OCT-Bildes. Der Bohrgrund und die unbearbeitete Oberfläche werden mehrfach abgetastet und die Messwerte jeweils gemittelt. Der Vergleich von taktile Messung und durch Segmentierung erstellter Tiefenkarte zeigt eine durchschnittliche Abweichung der OCT-Auswertung von $-14 \mu\text{m}$ gegenüber den KMG-Werten.

3.1 Geometrievermessung

Der Tiefenkarte in Abb. 1(c) ist zu entnehmen, dass der Abtrag überwiegend gleichmäßig erfolgte. Dennoch ist der Aufbau der Scan-Geometrie aus linearen Elementen am Ablationsgrund zu erkennen. Im Gegensatz zur gleichmäßigen Bearbeitung in horizontaler Richtung wird das Gewebe entlang der Stirnseiten ungleichmäßig abgetragen. Dieser Effekt ist auf die herstellereitige Lasersteuerung zurückzuführen, in der eine Synchronisation und kontrollierte Auslösung der Pulse nicht vorgesehen ist. Somit ist die Bearbeitung der Start- und Endpunkte der linearen Trajektorien nicht exakt determinierbar. Die Konizität des Ablationsvolumens, die sich aus dem Gradienten der Tiefen im Randbereich ergibt, ist auf das Strahlprofil der fokussierten Er:YAG-Laserquelle zurückzuführen.

² Werth VCIP 3D

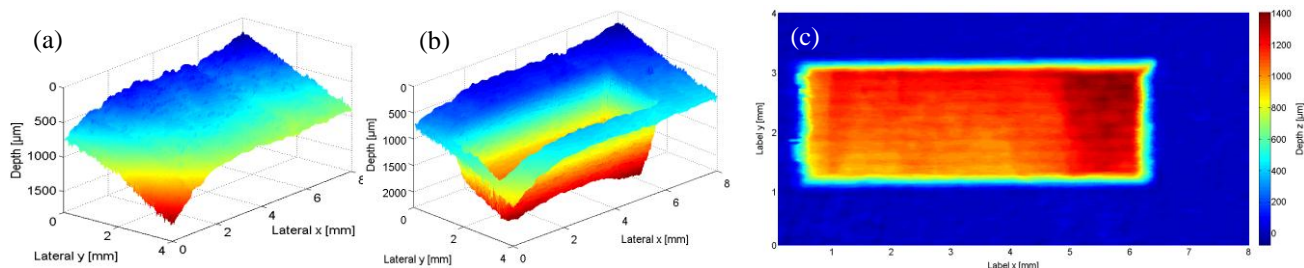


Abb. 1: Aufnahme der Knochenoberfläche (a) vor der Bearbeitung, (b) nach der Bearbeitung und (c) aus Differenzbild erstellte Tiefenkarte des Ablationsgebiets

Die Abweichung der abgetragenen Geometrie von den Planungsmaßen beträgt horizontal $110\ \mu\text{m}$ und vertikal $95\ \mu\text{m}$. Als Ursachen für diesen Fehler können die gekrümmte Knochenoberfläche, die Genauigkeit des Scanners in der Umsetzung der Trajektorie und eine nicht exakte Positionierung der Probenoberfläche im Laserfokus angesehen werden. Weiterhin wirkt sich die Güte der Segmentierung des Ablationsvolumens unmittelbar auf die Vermessung aus.

3.2 Ablationsregelung

Informationen zur Regelung der Ablation werden aus einem Soll-Ist-Vergleich einer globalen Tiefenvorgabe von $1200\ \mu\text{m}$, einem Toleranzbereich von $\pm 50\ \mu\text{m}$ und der Tiefenkarte in Abb. 1 gewonnen. In der Analyse des aktuellen Ablationsgebietes bleiben der konische Randbereich der Kavität sowie das unbearbeitete Gewebe unberücksichtigt. Zur Detektion des Randbereiches wird ein Gradientenoperator auf die Tiefenkarte angewandt, die verbleibenden Regionen binarisiert und morphologisch geöffnet, um Artefakte zu eliminieren und Löcher zu schließen. Der Randbereich wird anschließend vom gesamten Ablationsgebiet subtrahiert, um die innere Bearbeitungsfläche isoliert darzustellen.

In Abb. 2 ist die hinsichtlich der Soll-Tiefe analysierte Tiefenkarte mit drei markierten Bereichen dargestellt. Regionen, deren Abtrag tiefer als der Soll-Bereich ist, werden dunkel dargestellt (a). Diese sind, ebenso die Bereiche geplanter Tiefe (mit mittlerer Färbung (b)), von einer weiteren Bearbeitung auszuschließen. Hell markierte Bereiche (c) weisen einen noch nicht ausreichenden Abtrag auf und sind während der nächsten Ablation priorisiert zu bearbeiten, um einen gleichmäßigen Abtrag zu gewährleisten.

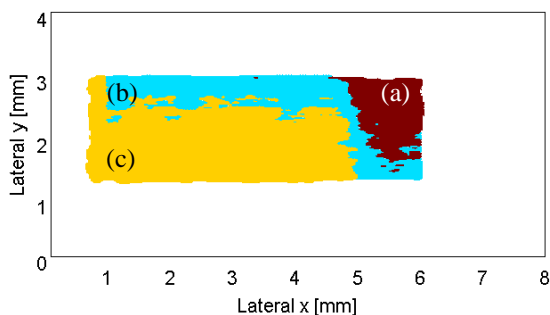


Abb. 2: Tiefenkarte nach Auswertung mit einer Soll-Tiefe von $1200\ \mu\text{m}$. Die Koordinaten der hell markierten Region (c) liegen unterhalb der Soll-Vorgabe und werden für den folgenden Scan-Durchlauf berücksichtigt. Gebiete mit mittlerer (b) und dunkler (c) Einfärbung werden von der weiteren Bearbeitung ausgeschlossen, da die Soll-Tiefe bereits erreicht bzw. überschritten wurde.

4 Diskussion

Die vorliegende Arbeit demonstriert einen Ansatz zur In-situ-Überwachung des Abtragsfortschritts während der Laseros-teotomie mittels OCT. Mit einem angepassten Snake-Algorithmus wird die Knochenoberfläche automatisch segmentiert und eine Tiefenkarte erstellt. Anhand dieses Vorgehens lässt sich die Ablationsgeometrie direkt mit den Planungsdaten vergleichen. Mit der vorgestellten Methodik ist eine akzeptable Genauigkeit erreicht worden. Zusätzlich wird die Tiefenkarte auf Informationen für anschließende Bearbeitungsschritte reduziert. Im Folgenden zu bearbeitende Bereiche werden im Bild identifiziert und können nach einer Transformation in das Scanner-Koordinatensystem zukünftig zur Abtragsregelung verwendet werden.

5 Referenzen

- [1] S. Stopp, D. Svejdar, E. von Kienlin, H. Deppe, and T. Lueth, "A new approach for creating defined geometries by navigated laser ablation based on volumetric 3-d data," *Trans. Bio. Eng.*, vol. 55, no. 7, pp. 1872–1880, 2008.
- [2] L. A. Kahrs, "Bildverarbeitungsunterstützte Laserknochenablation am humanen Felsenbein," Ph.D. dissertation, Universität Fridericiana zu Karlsruhe (TH), 2009.
- [3] J. Walsh, T. J. Flotte, and T. F. Deutsch, "Er:YAG laser ablation of tissue: Effect of pulse duration and tissue type on thermal damage," *Las. Surg. Med.*, vol. 9, pp. 314–326, 1989.
- [4] J. S. Nelson, A. Orenstein, L.-H. L. Liaw, and M. W. Berns, "Mid-infrared erbium:yag laser ablation of bone: The effect of laser osteotomy on bone healing," *Las. Surg. Med.*, vol. 9, pp. 362–374, 1989.
- [5] M. H. Niemz, *Laser-Tissue Interactions*. Springer Berlin Heidelberg, 2007.
- [6] A. Murtaza and P. Renuka, "Signal processing overview of optical coherence tomography for medical imaging," *Texas Instrumens White Paper*, 2010.
- [7] W. Drexler and J. G. Fujimoto, Eds., *Optical Coherence Tomography Technology and Applications*. Springer Berlin Heidelberg, 2008.
- [8] O. Müller, S. Donner, T. Klinder, R. Dragon, I. Bartsch, F. Witte, A. Krüger, A. Heisterkamp, and B. Rosenhahn, "Model based 3d segmentation and oct image undistortion of percutaneous implants," *MICCAI*, vol. III, pp. 454–462, 2011.
- [9] D. Fernandez, "Delineating fluid-filled region boundaries in optical coherence tomography images of the retina," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 24, no. 8, pp. 929–945, 2005.
- [10] S. A. Boppart, J. Herrmann, and C. Pitris, "High-resolution optical coherence tomography-guided laser ablation of surgical tissue," *J. Surg. Res.*, vol. 82, pp. 275–284, 1999.
- [11] M. Ohmi, M. Ohnishi, D. Takada, and M. Haruna, "Real-time oct imaging of laser ablation of biological tissue," vol. 7562, no. 1. SPIE, 2010, p. 756210.
- [12] A. Fuchs, M. Schultz, A. Krüger, D. Kundrat, J. D. Díaz, and T. Ortmaier, "Online measurement and evaluation of the Er:YAG laser ablation process using an integrated OCT system," *Biomed Tech*, vol. [online], Aug 2012, e-pub ahead of print.
- [13] P. Perona and J. Malik, "Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 12, no. 7, pp. 629–639, 1990.
- [14] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models," *Int. J. Comp. Vis.*, vol. 1, pp. 321–331, 1988.
- [15] C. Xu and J. L. Prince, "Generalized gradient vector flow external forces for active contours," *Signal Processing*, vol. 71, no. 2, pp. 131 – 139, 1998.