

Kompensation von Bewegungsartefakten beim Einbringen von Brachytherapienadeln

C. Otte¹, R. Ansari^{2,3}, G. Kovács⁴, M. Sommerauer⁵, G. Hüttmann²,
A. Schlaefer¹

¹Medical Robotics, Universität zu Lübeck

²Institut für Biomedizinische Optik, Universität zu Lübeck

³Graduate School for Computing in Medicine and Life Sciences, Univ. zu Lübeck

⁴Klinik für Strahlentherapie UKSH Campus Lübeck

⁵Klinik für Urologie UKSH Campus Lübeck

`schlaefer@rob.uni-luebeck.de`

Kurzfassung. Beim Einbringen von Nadeln in Weichgewebe kommt es zu Bewegungen und Deformationen. Diese beeinträchtigen besonders hochaufgelöste Bildgebungsverfahren mit geringer Eindringtiefe wie die optische Kohärenztomographie, die jedoch auch kleine Strukturen auflösen kann und eine Möglichkeit zur „optischen Biopsie“ darstellt. Die Korrektur von Bewegungsartefakten auf Basis anderer Bilddaten wie beispielsweise perkutaner / transrektaler Ultraschall wird durch die Nadeln erschwert. Wir untersuchen, ob auftretende Gewebedeformationen mit Hilfe einer Kraftmomentensensorik berücksichtigt werden können. Die Ergebnisse deuten auf einen deutlichen Zusammenhang von Gewebedeformation und auftretender Kräfte hin.

1 Einleitung

Die Brachytherapie stellt eine Form der Strahlentherapie dar. Mit Hilfe von Brachytherapienadeln werden kleine Strahlenquellen in das Tumorgewebe eingebracht. Beim Eindringen von Nadeln in Weichgewebe kommt es jedoch zu Deformationen. Dadurch wird die genaue Lokalisation von Strukturen relativ zur Nadel erschwert. Die Auswirkungen von Gewebedeformationen auf den Erfolg der Therapie wurden in [1] untersucht und können beispielsweise zu hohen Strahlenbelastung von Enddarm und Harnröhre führen. Bildgestützte Verfahren wie die Sonographie können hier einen Ansatz zur Detektion der Bewegungen bieten. Die intraoperative Bildgebung ist jedoch nicht unproblematisch. Die Verfolgung im Ultraschall macht eine genaue Ausrichtung der Schallebene entlang der Nadel notwendig. Vor allem wird die Bildgebung durch Ultraschallechos der Nadeln gestört.

Im Vergleich zur perkutanen oder transrektalen Bildgebung erreicht die optische Kohärenztomographie (engl. OCT) eine besonders hohe räumliche und zeitliche Auflösung. Da die Eindringtiefe in Gewebe auf wenige Millimeter begrenzt ist, muss die Bildgebung im Gewebe erfolgen. Die Möglichkeiten einer solchen „optischen Biopsie“ wurden bereits untersucht [2, 3]. Typischerweise greift man

hier auf Endoskope zurück, um eine Lichtleitfaser an schwer zugänglichen Stellen im Körper zu platzieren. Eine andere Möglichkeit besteht in der Integration von Lichtleitern in Hohlnadeln, wie sie beispielsweise in der Brachytherapie verwendet werden [4]. Eine so modifizierte Nadel liefert eine Topographie des Gewebes entlang des Stichkanals. Diese setzt sich zusammen aus einer Vielzahl eindimensionaler Tiefeninformationen bis 2mm Entfernung zur Nadelspitze (A-Scans).

Ein wichtiges Merkmal zur Unterscheidung von Gewebe mittels OCT ist die räumliche Verteilung von Streuzentren. Durch eine Kompression (Abb. 1, rechts) wird diese Verteilung beeinflusst. Eine Interpretation der gewonnenen Tiefeninformationen ist also nur in Bezug zum aktuellen Kompressionsgrad möglich. Bei Durchstoßen der komprimierten Strukturen kommt es zu einem plötzlichen Relaxieren des Gewebes entlang der Nadel. Diese durchdringt nun sehr viel Gewebe in kurzer Zeit. Aufgrund der hohen Phasenempfindlichkeit vom OCT, können hier keine Bildinformationen gewonnen werden. In der Topographie befindet sich eine Lücke unbekannter Größe. Die räumlich korrekte Abbildung der nachfolgenden Bildinformationen erfordert Kenntnisse über die Größenordnung der Gewebeverschiebung.

Wie in [5] gezeigt, lässt sich die Deformation im Gewebe anhand der auftretenden Kräfte beschreiben. Abb. 1, links zeigt einen typischen Kraftverlauf beim Einbringen einer Nadel in Weichgewebe. Vor einem Durchstoßen der Nadel durch Grenzschichten im Gewebe kommt es zunächst zu einer Kompression vor der Nadelspitze (1). Dies zeigt sich in einem langsamen Kraftanstieg. Ist die Festigkeitsgrenze des Gewebes erreicht, kommt es zu einer Ruptur (2). Dabei wird das Gewebe durchtrennt und relaxiert entlang der Nadel. Die gemessene Kraft fällt in diesem Moment deutlich ab (3). Durch homogenes Gewebe schneidet die Na-

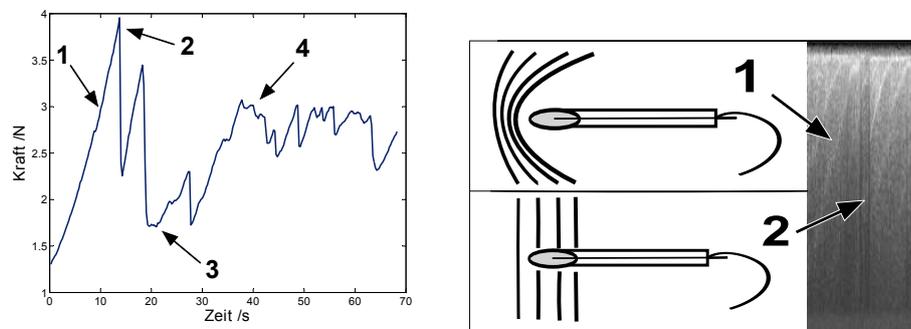


Abb. 1. Links: der Kraftverlauf beim Einbringen einer Nadel in Weichgewebe zeigt Deformationszustände: (1) Kompressionsphase, (2)-(3) Rupturphase, (4) Schneiden der Nadel durch homogenes Gewebe. Rechts: Illustration einer Nadel beim Komprimieren von Gewebeschichten (oben), die sich beim Durchdringen der Nadel relaxieren (unten). In den OCT Daten befindet sich rechts eine entsprechende Sprungstelle. Die mit Pfeilen markierten Strukturen wandern im Bild zunächst der Nadelbewegung entsprechend, verzögern ihre Bewegung dann und werden anschließend übersprungen.

del bis zum Erreichen weiterer Grenzschichten hindurch. Der Kraftverlauf steigt in diesem Bereich kaum an (4).

Die Navigation anhand von OCT Bildgebung könnte beispielsweise die Planung der Brachytherapie verbessern. Mittels Ultraschall und Kraft- Momentensensorik untersuchen wir, inwieweit sich Bewegungen entlang des Stichkanals detektieren lassen.

2 Material und Methoden

2.1 Aufbau

Das aktuelle Messsystem besteht aus einer Hohlnadel mit eingebetteter Lichtleitfaser, OCT-System(Callisto, Thorlabs HL AG) mit 1.2 kHz A-Scan Rate, Roboter zum Nadelvorschub (Adept Viper s850), Ultraschallgerät und Kraft-Momentensensor (ATI Mini45) mit 10 kHz Abtastrate. Alle Modalitäten sind auf einem einzelnen PC System zusammengeführt und können zeitsynchron aufgenommen werden. Zur Untersuchung wird eine Gewebeprobe in einem Präparathalter fixiert. Die Erfassung der Daten erfolgt dann wie in [4] schrittweise entlang eines vorgegebenen Stichkanals.

2.2 Bewegungsdetektion.

Eine grobe Detektion von Sprüngen erfolgt durch eine Analyse der Differenzbilder im Ultraschall. Dabei werden die Grauwerte zweier aufeinanderfolgender Bilder elementweise subtrahiert. Die Bildpunkte des entstandenen Differenzbildes werden dem Betrage nach aufsummiert. Ein sprunghaftes Relaxieren des Gewebes führt zu deutlich höheren Werten und kann durch Auffinden lokaler Maxima mittels Schwellenwert detektiert werden. Die weitere Analyse basiert auf Ultraschallaufnahmen zu drei Zeitpunkten t_0 , t_1 und t_2 , wobei t_0 der Referenzzeitpunkt vor der Deformation, t_1 der Zeitpunkt unmittelbar vor der Ruptur und t_2 ein Zeitpunkt nach Abklingen der Bewegung sind. Um die Bewegung zu quantifizieren werden zunächst markante Strukturen zum Zeitpunkt t_0 in einem 20x20 Pixel großen Fenster selektiert. Dieses Muster wird nun über die nachfolgenden Bilder geschoben um den Bereich mit der größten Übereinstimmung zu finden. Als Distanzmaß dient eine dem Betrage nach aufsummierte Differenz zwischen Muster und Testbild.

Die Kraftwerte zwischen den Zeitpunkten t_0 und t_2 werden mit einem Mittelwertfilter geglättet. Anschließend wird die Differenz aus Maximum und Minimum des Kraftverlaufs gebildet und als Kraftabfall bezeichnet. Eine Ruptur kann jetzt repräsentiert werden durch die Größenordnung der Relaxationsbewegung sowie den entsprechenden Kraftabfall. Die Rupturen werden nun mit Kraftabfall als Abszissenachse und Relaxationsbewegung als Ordinatenachse in ein Punktediagramm eingetragen. Im Falle eines linearen Zusammenhangs beider Werte sollte dies durch eine Regressionsanalyse als hoher Korrelationskoeffizient deutlich werden.

2.3 Testdaten

Als Testdaten dienen zwei verschiedene Gewebeproben. Bei Präparat A handelt es sich um eine frische Schweineleber. Präparat B ist eine menschliche Prostata, unmittelbar nach einer Prostatektomie.

3 Ergebnisse

Bei einer Untersuchung von Präparat A konnten sechs Rupturen im Gewebe dokumentiert werden. Aus Abb. 2 ist ersichtlich, dass die meisten Rupturen mit relativ kleinen Bewegungen verbunden waren.

Anhand der Prostatadaten konnten drei Rupturen aus unterschiedlichen Messreihen dokumentiert werden. Um den Einfluss von Änderungen in der US-System-konfigurationen zwischen den Messreihen auszuschließen werden die Pixelabstände anhand der Nadelgröße normiert.

In Probe A korreliert die Änderung der Kraft gut zur Bewegung ($R = 0.969$) siehe auch Abb. 3. Ein weniger deutliches Bild zeigt sich in Probe B ($R = 0.841$).

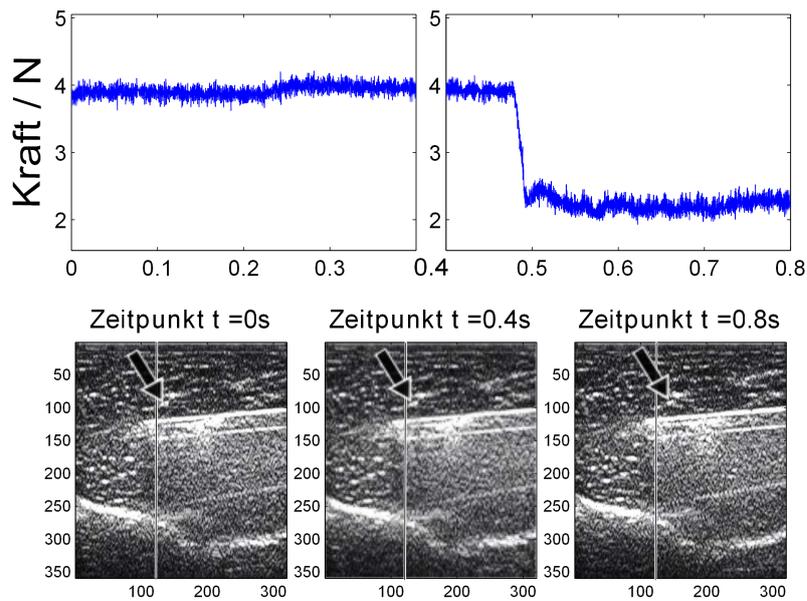
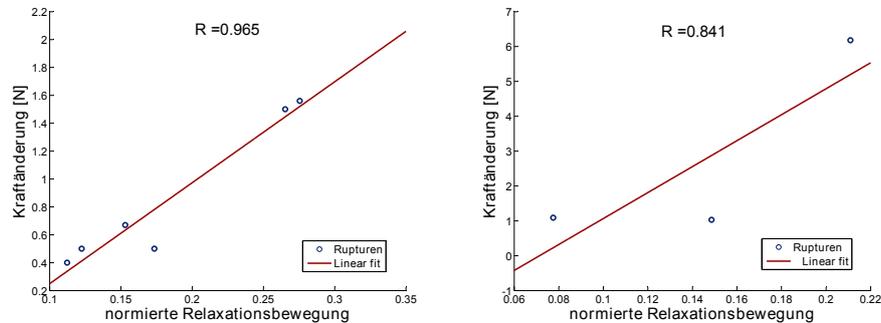


Abb. 2. Ultraschallbilder vor und nach der Ruptur mit Kraftverlauf. Von t_0 bis t_1 zeigt sich kaum eine Veränderung, die Kraft bleibt in diesem kurzen Zeitraum annähernd konstant. Zwischen t_1 und t_2 relaxiert sich das Gewebe, die Kraft fällt entsprechend ab.

Abb. 3. Vergleich verschiedener Rupturen in Kraft/Deformationsdiagramm. Die Messwerte entsprechen einer Schweineleber (links) und Prostatagewebe (rechts).



4 Diskussion

Die Ergebnisse zeigen einen deutlichen Zusammenhang zwischen gemessener Kraft und Bewegung des Gewebes entlang der Nadel. Einerseits können die Kraftdaten zur Detektion von Gewebedeformationen dienen, die bei der Verarbeitung und Interpretation der OCT-Bilddaten berücksichtigt werden müssen. Andererseits kann die bei Rupturen auftretende Bewegung entlang des Stichkanals abgeschätzt werden, um so die OCT-Informationen an die korrekte Position entlang der Nadel abzubilden. Dadurch wird eine Anwendung für die Navigation, beispielsweise der Dosisplanung in der Brachytherapie, möglich. Um die Ergebnisse zu validieren sind jedoch weiterführende Untersuchungen an Prostatagewebe erforderlich.

Literaturverzeichnis

1. Nakamura R, Ishiyama H, Tanji S, et al. Effects of ellipsoid prostate deformation on dose delivery during permanent interstitial brachytherapy. *Brachytherapy*. 2010;10.1016/j.brachy.2010.01.002.
2. Tearney GJ, Brezinski ME, Bouma BE, et al. In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography. *Science*. 1997;276:2037–39.
3. Standish BA, Lee KKC, Jin X, et al. Interstitial doppler optical coherence tomography as a local tumor necrosis predictor in photodynamic therapy of prostatic carcinoma: an in vivo study. *Cancer Res*. 2008;68:9987.
4. Schlaefter A, Otte C, Ansari R, et al. Towards high resolution image guided navigation for prostate brachytherapy. *Proc CARS*. 2009.
5. Mahvash M, Senior PED. Mechanics of dynamic needle insertion into a biological material. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2010;57:934–43.