

Ultraschallgestützte, quasi-taktile Rückkopplung zur Gefäßdetektion in der minimal invasiven, robotergestützten Chirurgie

B. Kübler¹, A. Wimmer¹, R. Bärenweiler¹, P. Hausamann¹, R. Gruber¹, G. Hirzinger¹

¹ DLR – Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt e.V.,
Institut für Robotik und Mechatronik, Standort Oberpfaffenhofen, Deutschland

Kontakt: Bernhard.Kuebler@dlr.de

Abstract:

Die minimal invasive, robotergestützte Chirurgie (MIRC) ist gekennzeichnet durch eine vollständige mechanische Entkopplung von Chirurg und Patient. Die Beurteilung, inwieweit eine Gewebestruktur von Blutgefäßen durchzogen ist, die bei Verletzung zu schwer kontrollierbaren Blutungen führen können, ist schwierig. In der offenen Chirurgie werden nicht sichtbare Blutgefäße im Gewebeverbund mittels Tasten nach Pulsationen detektiert. Dieses sicherheitsrelevante und übliche Vorgehen ist mit der klassischen MIRC-Methodik prinzipbedingt kaum möglich.

Mit dem hier vorgestellten unidirektionalen, Ultraschall-Doppler-basierten System können verdeckte, oberflächliche Gefäße mit beliebigem physiologischem Verlauf erkannt werden. Die Rückkopplung an den Chirurgen erfolgt bisher akustisch und/oder kinästhetisch. Mit vertretbarem technischem Aufwand lässt sich damit die intuitive Rückkopplung integrieren. Erste Versuche am Phantom und erste Bewertungen durch Chirurgen zeigen ermutigende Ergebnisse.

Schlüsselworte: Minimal invasive Roboterchirurgie, Ultraschall, Taktile Rückkopplung

1 Problem

Ein direkter manueller Kontakt zwischen Chirurg und Operationsfeld ist in der klassischen minimal invasiven Chirurgie (MIC) prinzipbedingt praktisch nicht möglich. Durch die vollständige mechanische Trennung von Arzt und Patient in der robotergestützten minimal invasiven Chirurgie (MIRC) wird dieser Effekt durch die vollständige mechanische Kopplung verstärkt. Die Notwendigkeit der Rückkopplung von Krafteindrücken in der MIRC zur Kompensation dieser Ermangelung wurde in der Vergangenheit viel diskutiert und kann mittlerweile als weithin akzeptiert betrachtet werden [1-3]. Verschiedene Entwicklungen zu diesem Zweck konnten vorgestellt werden [4-7]. Der nächste konsequente Schritt nach einer unterstellten Implementierung der Krafrückkopplung ist die Rückkopplung taktiler Eindrücke. Auch hier konnten verschiedene Ansätze vorgestellt werden [8-11], von denen sich jedoch bislang keiner auf breiterer Basis durchsetzen konnte, möglicherweise aus zwei Gründen: Erstens wurde häufig versucht, eine vollständige taktile Rückkopplung, vergleichbar mit der menschlichen Fingerbeere, zu bieten. Die menschliche Wahrnehmung von Oberflächeneindrücken beruht aber auf der Bewegung des Sensors (Fingerbeere) [12], was mit einem Rückkopplungssystem nur relativ schwer intuitiv nachzubilden ist. Zweitens besteht ein System für taktile Rückkopplung aus einer Kombination von Sensor und Aktor, die beide für sich gesehen große technische Herausforderungen darstellen.

Die hier vorgestellte Entwicklung eines taktilen Rückkopplungssystems fokussiert sich daher auf ein einzelnes, medizinisch/chirurgisch vordringliches Problem, nämlich die Detektion von pulsierenden, nicht sichtbaren Gefäßen unter einer Gewebedeckschicht. Hintergrund hierbei ist es, die Gefahr einer unbeabsichtigten Verletzung eines oberflächlichen, nicht sichtbaren Gefäßes bei der chirurgischen Gewebedissektion (Trennung) mit konsekutiven, schwer kontrollierbaren Blutungen zu verringern bzw. die Lage von Gefäßen vor einer Dissektion eindeutig bestimmen zu können. In der offenen Chirurgie wird diese Gefäßdetektion durch vorherige Palpation (Betasten) des Gewebes in der beabsichtigten Schnittregion unternommen, wobei eine leichte, tastbare Pulsation (vergleichbar mit dem manuellen Ertasten des Handgelenkspulses) auf ein Gefäß hindeutet. Entsprechend der geplanten Operation können diese Gefäße umgangen oder gezielt, vorsichtig freipräpariert und mittels Ligatur (Abbindung) unterbunden werden. Diese direkte Palpation ist – wie im Falle der Krafteindrücke – prinzipbedingt in der MIC praktisch nicht und in der klassischen, krafrückkopplungsfreien MIRC überhaupt nicht möglich.

Das hier vorgestellte System soll das vorhandene MIRO-Surge-Szenario [13-15] (vgl. Abb. 1) des Instituts für Robotik und Mechatronik des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt (DLR) um die Detektionsmöglichkeit oberflächlicher, aber nicht sichtbarer Gefäße erweitern. Die hierzu verwendeten Methoden werden in Kap. 2 beschrieben, erste gewonnene Ergebnisse werden in Kap. 3 dargestellt und eine Diskussion der Funktionalität bzw. der gewonnenen Erkenntnisse findet in Kap. 4 statt.



Abb. 1: DLR Telepräsenzscenario für MIRC „MIRO-Surge“. Bild links: im Vordergrund die Eingabestation für den Chirurgen, im Hintergrund das patientenseitige Chirurgierobotersystem. Bild rechts: Chirurgierobotersystem im Detail mit Endoskopführung und zwei Roboterarmen für bimanuelle Telemanipulation.

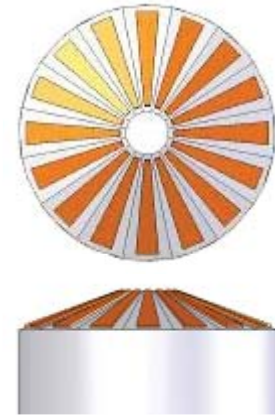


Abb. 2: Bild links: Testaufbau des Ultraschallsensors an einem MIRO-Roboter, akustische Rückkopplung über Monitorlautsprecher, kinästhetische Rückkopplung über sigma.7 (Bildvordergrund, Fa. Force Dimension, Nyon, Schweiz). Bild rechts: Prinzipaufbau des Ultraschall-Kopfes mit der Anordnung der Transducerelemente.

2 Methoden

Der klassisch medizintechnische Ansatz zur Detektion durchströmter Gefäße ist das Ultraschall-Doppler-Verfahren, wobei dieses Verfahren sowohl bei kontinuierlicher wie auch bei gepulster Schallsignaleinstreuung richtungsselektiv ist. Deshalb wurde zunächst ein unidirektionaler Ultraschalltransducerkopf sowie dessen Ansteuerungselektronik entwickelt. Als Ergebnis entstehen Differenzfrequenzsignale von Transducerelementen, die nachfolgend rechnerisch auf Flüsse bzw. Pulsationen hin ausgewertet werden müssen. Hier wurden zunächst Standardverfahren angewendet. Die ermittelten Pulsationen wurden schließlich sowohl akustisch wie kinästhetisch, d.h. als leichtes Zucken am funktionalen Freiheitsgrad (Zeigefinger) eines haptischen Eingabegerätes bzw. als klassisches und für Mediziner wiedererkennbares Ultraschall-Doppler-Geräusch („Fauchen“), dargestellt. Nachfolgend die Darstellung der einzelnen Komponenten.

Der Ultraschalltransducer wurde in Kooperation mit dem Fraunhofer Institut für Biomedizinische Technik (St. Ingbert, Deutschland) in einer Baugröße entwickelt, die den Anforderungen der MIRC entspricht (Außendurchmesser: 10mm) sowie in die vorhandenen DLR MIRC-Instrumente (vgl. [6, 7]) integriert werden kann. Entwicklungsziel war die Detektion leichter Pulsationen, wie sie mit der menschlichen Fingerkuppe wahrgenommen werden können. Dies bedeutet eine Sensitivität des Ultraschalltransducers im Bereich von etwa 1mm bis etwa 6mm vor dem Transducerkopf. Oberflächlichere Gefäße sind endoskopisch sichtbar, tiefer liegende Gefäße, die auch manuell nicht tastbar sind, liegen nicht mehr im primären Schnittbereich eines Chirurgen. Üblicherweise werden bei der chirurgischen Präparation mehrere, vorsichtige flache Schnitte gesetzt und intermittierend auf Gefäße in der Tiefe überprüft, anstelle einen einzelnen, tiefen Schnitt zu setzen. Die Richtungsunabhängigkeit des Doppler-Sensors wurde mit einer ringförmigen Anordnung

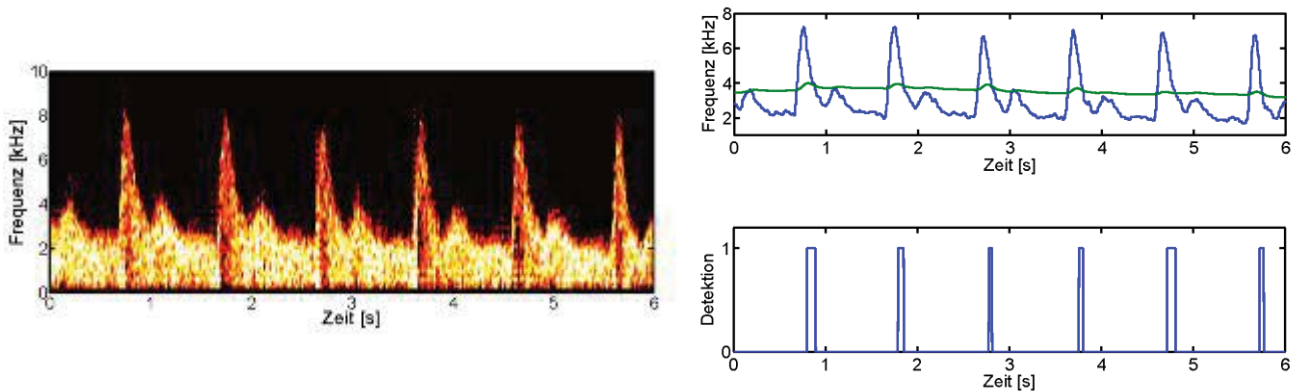


Abb. 3: Detektionsalgorithmus. Links: Spektraldarstellung der Doppler-Frequenzverschiebungssignale. Rechts: Hüllkurve mit Schwellwert (oben) und zugehörige Zeitpunkte der erkannten Detektionen (unten).

der Transducerelemente erreicht (Abb. 2, rechts), wobei für die Methodik zwei Patente erteilt wurden [16, 17]. In Vorversuchen hat sich gezeigt, dass gepulster Betrieb dem kontinuierlichen auf Grund permanenter Störeinflüsse auf die übrigen Transducerelemente vorzuziehen ist. Jedes einzelne Transducerelement kann als Sender oder Empfänger betrieben werden, wodurch beliebig planar orientierte Blutgefäße detektiert werden können.

Mit der derzeitigen, FPGA-basierten Ansteuerungselektronik können lediglich zwei Transducerelemente betrieben werden, was derzeit noch das Auffinden beliebig orientierter Gefäße einschränkt. Ein Auffinden vororientierter, beliebig positionierter Gefäße konnte jedoch bereits mit diesem Aufbau gezeigt werden (Kap. 3). Auf Grund der Entscheidung für gepulste Schallsignaleinstreuung und der kurzen Signallaufzeiten (Eindringtiefe etwa 6mm) ist ein schnelles Umschalten von Sende- zu Empfangsbetrieb erforderlich, was analogelektronisch realisiert werden konnte. Eine Digitalisierung und Vorverarbeitung (Mischung) sowie Wandlung in Ethernet-Signale findet auf der Ansteuerungselektronik statt, weitere Datenverarbeitung ist dann auf einem handelsüblichen PC flexibel möglich.

Zur Gefäßdetektion wird hier die Verteilung der gemessenen Flussgeschwindigkeiten analysiert, wobei es sich bei üblichen Strömungsprofilen um ein Frequenzspektrum handelt (Abb. 3, links). Dazu wird das Zeitsignal blockweise in den Frequenzbereich transformiert. Die Ultraschalldaten werden mit Hilfe des FFT-Algorithmus transformiert und gefiltert (Blackman-Fensterung, Hochpassfilterung bei 500Hz zur Unterdrückung von Bewegungsartefakten). Zur weiteren Signalanalyse wird über dieses Signal eine Hüllkurve berechnet, wobei 90% der spektralen Signalleistung, beginnend bei der niedrigsten Frequenz, eingehüllt werden. Aus dieser Kurve wird durch Bildung eines zeitlichen Mittelwerts dynamisch ein Schwellwert für die Pulsdetektion berechnet. Falsch positive Schwellwertüberschreitungen (detektierte Pulse) werden durch drei Plausibilitätskontrollen eliminiert: 1) Dauer der Schwellwertüberschreitung mindestens 100ms; 2) Ignorieren von Schwellwertunterschreitungen von weniger als 12.5ms während einer Detektion (empirisch ermittelt); 3) Mittelung der Differenzensumme von Hüllkurvenwert und Schwellwert über zehn Detektionen, detektiert wird ein Übersteigen der Hälfte dieses Mittelwertes. Die Stärke der Ansteuerung des haptischen Eingabegerätes wird nach der Signalleistung gewichtet (vgl. Abb. 3, rechts).

Die detektierten Ereignisse werden derzeit akustisch (klassisches Doppler-Geräusch) wie kinästhetisch (leichtes Zucken am funktionalen Freiheitsgrad des haptischen Eingabegerätes, vgl. Abb. 2, links) dargestellt. Es ist hier anzumerken, dass eine deutliche Reduktion der gesammelten, zur Verfügung stehenden Informationen stattfindet, um einer Reizüberflutung des Anwenders vorzubeugen. Es stünden z.B. Richtungs- oder Tiefeninformationen zur Verfügung, die nicht dargestellt werden und die über die menschliche Tastwahrnehmung hinaus gingen. Hier ist eine optische Rückkopplung angedacht, die auf Wunsch z.B. in das endoskopische Bild eingeblendet werden kann.

3 Ergebnisse

Das System konnte erstmals auf der Automatica 2012 (internationale Fachmesse für Automation und Mechatronik in München, Deutschland) einer breiteren Öffentlichkeit vorgestellt werden. Hier wurde ein Polymerkunststoff, der hinsichtlich Ultraschall weichgewebevergleichbare Parameter aufweist (Polyvinylalkohol, PVA), mit einer Höhlung in einer Tiefe von etwa 3mm und einem Durchmesser von etwa 1-2mm Durchmesser auf eine Länge von rund 10cm mit einer Flüssigkeit pulsatil perfundiert, die ultraschalltechnisch menschlichem Blut gleicht (Abb. 2, links). Unbedarfte Testpersonen konnten die „Arterie“ relativ schnell (< 1min) auffinden, die Kombination von akustischer und kinästhetischer Rückkopplung wird auch von medizinischen Laien als intuitiv beschrieben. Rückgekoppelte Detektionsergebnisse (Impulse) konnten gewichtet am haptischen Eingabegerät dargestellt werden, so dass das Zentrum der „Arterie“ bestimmt und deren Verlauf haptisch verfolgt werden konnte. Die Gesamtfunktionalität sowie die Zuverlässigkeit des Systemdemonstrators für Messebesucher konnte über die viertägige Messedauer gezeigt werden.

4 Diskussion

Auf der Messe Automatica 2012 konnte das System unter anderen einer Gruppe von Urologen mit breiter Erfahrung mit dem daVinci-System vorgestellt werden, die die Erweiterung der Funktionalität sowie die Funktionsweise sehr begrüßten und gute Einsatzmöglichkeiten sahen. Dies stellt bislang eine rein quantitative Beurteilung dar. Systembedingt ist es relativ komplex, belastbare qualitative Ergebnisse zu erzielen. Bei ausschließlich kinästhetischer Rückkopplung und einer üblichen Patientenruhepulsfrequenz zeigt sich jedoch, dass die Nutzer dazu gezwungen sind, mindestens den kommenden Puls, je nach Güte der Detektion möglicherweise einen zweiten, abzuwarten bis ein Detektionsergebnis angezeigt wird. Der Nutzer ist also gehalten, den Sensor zu positionieren und für wenige Sekunden ruhig zu halten bis ein anderer Untersuchungsort angefahren werden kann (vergleichbar auch mit einer manuellen, palpatorischen Untersuchung), was aber im Falle telemanipulierten Herangehens als träge empfunden werden kann. Dieser Nachteil ist jedoch immanent und kann – zumindest teilweise – durch zusätzliche akustische Rückkopplung ausgeglichen werden. Die verwendeten Verfahren (Doppler-Sonographie, Signalanalyse, Eingabegerät „sigma.7“) sind mithin bekannt, neu ist die Verwendungsweise [16, 17] sowie die quasi-taktile Rückkopplung, bei der vom Nutzer taktile Signale erwartet, die Detektion aber über Doppler-Frequenzverschiebungen gemessen und kinästhetisch bzw. akustisch zurückgegeben werden – bei einem von allen Nutzern bislang als weitestgehend intuitiv empfundenen Eindruck. Auf Grund der Schallkeulenüberschneidung in der Gewebetiefe scheint eine zusätzliche Bildgebung mit selber Hardware und entsprechender Datenauswertung als zukünftige Anwendung integrierbar.

5 Referenzen

- [1] Tholey G, Desai JP, Castellanos AE: Force feedback plays a significant role in minimally invasive surgery: results and analysis. *Annals of Surgery* 241(1):102-9, 2005.
- [2] Wagner CR, Howe RD: Mechanisms of performance enhancement with force feedback. *Proc EuroHaptics, Pisa, Italy, 2005*, pp 21-9, 2005.
- [3] Tavakoli M, Aziminejad A, Patel RV, Moallem A: Tool/tissue interaction feedback modalities in robot-assisted lump localization. *Proc Int Conf Eng Med Biol Soc, New York, USA, 2006*, pp 3854-7, 2006.
- [4] Kitagawa M, Dokko D, Okamura AM, Yuh DD: Effect of sensory substitution on suture-manipulation forces for robotic surgical systems. *J Thor Cardiovasc Surg* 129(1):151-8, 2005.
- [5] Mayer H, Nagy I, Knoll A, Braun EU, Bauernschmitt R, Lange R: Haptic feedback in a telepresence system for endoscopic heart surgery. *Presence* 16(5):459-70, 2007.
- [6] Seibold U, Kuebler B, Hirzinger G: Prototypic force feedback instrument for minimally invasive robotic surgery. In: Bozovic V (Ed.): *Medical Robotics. I-Tech Education and Publishing*, pp. 377- 400, 2008.
- [7] Kuebler B, Seibold U, Hirzinger G: Development of actuated and sensor integrated forceps for minimally invasive robotic surgery. *Int J Med Rob Comp As Surg* 1(3):96-107, 2005.
- [8] Fischer H, Trapp R, Schuele L, Hoffmann B: Actuator array for use in minimally invasive surgery. *J de Phys, IV* 07(C5):609-14, 1997.
- [9] Wagner CR, Lederman SJ, Howe RD: Design and performance of a tactile shape display using RC servomotors. *Elec J Hapt Res* 3(4), 2004.
- [10] Moy G, Wagner C, Fearing RS: A compliant tactile display for teletaction. *Proc. vol. 4, Int Conf Rob Autom, San Francisco, USA, 2000*, pp 3409-15, 2000.
- [11] Franco ML, King CH, Culjat MO, Lewis CE, Bisley JW, Holmes EC, Grundfest WS, Dutson EP: An integrated pneumatic tactile feedback actuator array for robotic surgery. *Int J Med Rob Comp As Surg* 5(1):13-9, 2009.
- [12] Howe RD, Cutkosky MR. Dynamic tactile sensing: Perception of fine surface features with stress rate sensing. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 9(2):140–151, April 1993.
- [13] Hagn U, Nickl M, Joerg S, Passig G, Bahls T, Nothhelfer A, Hacker F, Le-Tien L, Albu-Schaeffer A, Konietschke R, Grebenstein M, Warpup R, Haslinger R, Frommberger M, Hirzinger G: The DLR MIRO: a versatile lightweight robot for surgical applications. *Ind Rob: Int J* 35(4):324-336, 2008.
- [14] Hagn U, Nickl M, Joerg S, Tobergte A, Kuebler B, Passig G, Groeger M, Froehlich F, Seibold U, Konietschke R, Le-Tien L, Albu-Schaeffer A, Grebenstein M, Ortmaier T, Hirzinger G: DLR MIROSURGE – towards versatility in surgical robotics. *Proc curac08, Leipzig, Germany*, pp 143-146, 2008.
- [15] Hagn U, Ortmaier T, Konietschke R, Kuebler B, Seibold U, Tobergte A, Nickl M, Joerg S, Hirzinger G: Telemanipulator for Remote Minimally Invasive Surgery. *IEEE Rob & Aut M* 15(4):28-38, 2008.
- [16] Kübler B, Passig G, Gruber R, Tretbar St, Degel Ch: Ultraschallkopf mit Ultraschall-Doppler-Anordnung. *Deutsches Marken- und Patentamt, Patentschrift DE 10 2008 005 041*.
- [17] Nagel JH, Kuebler B, Ortmaier T: Verfahren zum Aufspüren und Lokalisieren von im Inneren eines Materials oder Gewebes vorhandenen, besonderen Strukturen. *Dt. Marken- und Patentamt, Patentschrift DE 10 2005 045 480*.