

Sensorgestützte Bewegungssynchronisation von Operationsinstrumenten am schlagenden Herzen

Kathrin Roberts¹, Gábor Szabó² und Uwe D. Hanebeck¹

¹ Universität Karlsruhe (TH), Institut für Technische Informatik,
Lehrstuhl für Intelligente Sensor-Aktor-Systeme, 76128 Karlsruhe

² Universitätsklinik Heidelberg, Abteilung Herzchirurgie, 69120 Heidelberg

Zusammenfassung. Offene oder minimal invasive Operationen am schlagenden Herzen erfordern von dem Chirurgen eine hohe Konzentrationsfähigkeit über einen längeren Zeitraum. Daher ist es für den Chirurgen sehr hilfreich durch ein robotergestütztes Chirurgesystem unterstützt zu werden, das die Instrumente im Interventionsareal mit der Herzbewegung synchronisiert. Um eine Bewegungskompensation durchzuführen, muss ein Mechanismus gefunden werden, der aufgrund einer Prädiktion der Herzbewegung die Instrumente nachführt. Für die Prädiktion der Herzbewegung wird in diesem Artikel ein Verfahren zum Entwurf eines stochastischen 3D-Bewegungsmodells für die Herzoberfläche gezeigt. Ein Schätzer nimmt dieses Modell als Grundlage und verwendet die verrauschten Sensormessungen von Landmarken der Herzoberfläche um die Herzoberflächenbewegung zu präzisieren.

1 Einleitung

Die häufigste Herzkrankheit ist die Erkrankung der Herzkranzgefäße, welche durch Bypass-Operationen gelindert werden kann. In der Herzchirurgie werden Bypass-Operationen mit der konventionell offenen Operation oder mit der minimal invasiven Operation auf zwei Arten durchgeführt: zum einem am stillgelegten Herzen mit dem Einsatz der Herz-Lungen-Maschine, zum anderen am schlagenden Herzen. Für den Patienten ist eine Operation am schlagenden Herzen mit weniger Risiken (wie z.B. Schlaganfälle, Infektionen) verbunden als bei einem stillgelegten Herzen, wo die Herz-Lungen-Maschine den Kreislauf des vorher unterkühlten Patienten übernimmt. Bei den vorzuziehenden Operationen am schlagenden Herzen wird das Herz mechanisch stabilisiert und der Operateur muss der verbleibenden Bewegung konzentriert manuell folgen. Bei längeren Bypass-Operationen wäre es für den Chirurgen daher sehr vorteilhaft von einem Master-Slave-System unterstützt zu werden, welches die Operationsinstrumente im Interventionsareal mit der Herzbewegung synchronisiert. Bei den am häufigsten benutzten Master-Slave-Systemen in der minimal invasiven Chirurgie, wie z.B. da Vinci oder ZEUS, wurde bis jetzt noch keine autonome Bewegungssynchronisation für Operationen am schlagenden Herzen realisiert. Die Hauptaufgabe für die Umsetzung der Synchronisation ist es, einen Mechanismus für die Prädiktion der Herzbewegung zu finden. Dazu gibt es bereits wissenschaftliche

Arbeiten, z.B. [1,2,3]. Die Verfahren von [1,2,3] können leider nicht auf Extrasystolen des Herzens reagieren und sind zumindest bei [2,3] auf periodische Bewegungen des Herzens angewiesen. Um die obigen Nachteile zu umgehen, wird in diesem Artikel für die Prädiktion der Herzbewegung ein modellbasierter Ansatz verwendet. In unserem Ansatz entwerfen wir ein stochastisches Bewegungsmodell der Herzoberfläche, welche dabei durch eine oder mehrere verknüpft schwingende Membranen (siehe z.B. [4]) modelliert wird. Die Membranen weisen linear oder nichtlinear elastisches Materialverhalten auf und werden als ein dynamisch verteiltes Phänomen gesehen, dessen Verhalten mit partiellen Differentialgleichungen (PDGL) beschrieben wird. Zur Beschreibung des Schwingungsverhaltens der einzelnen Membran kommt eine Wellengleichung zum Einsatz. Die Membranen werden je nach Bewegung mit bestimmten Anregungsfunktionen geformt. In diesem Artikel wird eine einzelne schwingende rechteckige Membran mit linearem Materialverhalten betrachtet, mit der es möglich ist, einen Teilbereich der Herzoberfläche zu modellieren.

Der Artikel ist in mehrere Abschnitte untergliedert. Im nächsten Abschnitt wird erläutert aus welchen Komponenten ein robotergestütztes Chirurgesystem zur Bewegungssynchronisation mit dem schlagenden Herzen bestehen kann. In Abschnitt 3 werden folgende Teilaspekte des Herzoberflächenmodells erläutert: In Abschnitt 3.1 wird das stochastische Bewegungsmodell für eine schwingende rechteckige Membran hergeleitet, in Abschnitt 3.2 wird das Prädiktionsergebnis des Modells mit einer Finite-Elemente-Simulation verglichen, welche die reale Herzbewegung simulieren soll, und in Abschnitt 3.3 wird diskutiert, wie Messungen der sich bewegenden Herzoberfläche mittels Sensoren ermittelt werden können. In Abschnitt 4 werden die wichtigsten Punkte noch einmal zusammengefasst und ein Ausblick gegeben.

2 Problemformulierung

Um die Vision, mit einem robotergestützten Chirurgesystem am schlagenden Herzen operieren zu können, zu realisieren, müssen die folgenden Komponenten zusammenspielen: Eine Master-Slave-Einheit mit Manipulatoren und einer haptischen Schnittstelle, eine Nachführeinheit für die Manipulatoren, ein Kamerasystem angebunden an eine Bildverarbeitungseinheit, eine Visualisierungseinheit und eine Einheit zur Prädiktion der Herzbewegung. Im Operationsgebiet wird das Kamerasystem platziert, um dem Chirurgen eine Sicht auf die Szene zu geben. Die Bildaufnahmen von dem schlagenden Herzen werden in der Bildverarbeitungseinheit so bearbeitet, dass auf der Visualisierungseinheit für den Chirurgen ein virtuell stillstehendes Herz angezeigt wird. Dies hat den Vorteil, dass der Chirurg wie bei einer Operation am stillstehenden Herzen operieren kann. Zur Visualisierung kann ein Head Mounted Display oder ein Monitor dienen. Das Kernstück des Gesamtaufbaus ist die Prädiktionseinheit, in der ein Modell für die Herzbewegung simuliert wird, um eine Prädiktion der Bewegung durchzuführen. Für die Anpassung des Modells an die reale Herzbewegung muss das Modell ständig Messdaten vom schlagenden Herzen erhalten. Die Bereitstel-

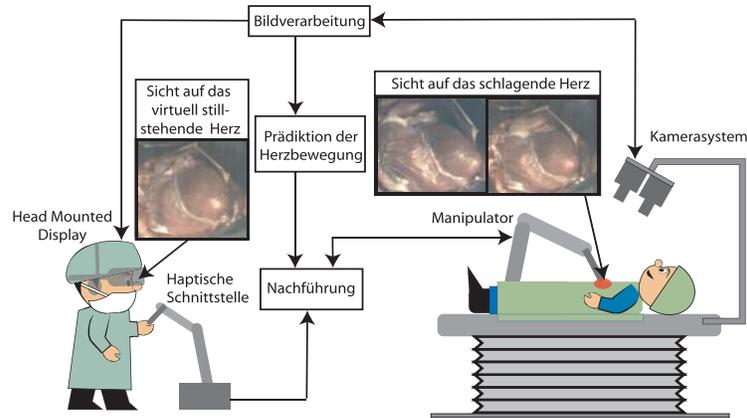


Abb. 1. Operation am schlagenden Herzen mit Hilfe eines Master-Slave-Systems zur Bewegungskompensation.

lung der Messdaten wird durch eine Bildverarbeitungseinheit übernommen, welche das Kamerasystem ansteuert und die aufgenommenen Bildsequenzen ständig auswertet. Die Nachföhreinheit für die Positionierung der Manipulatoren muss sowohl die Steuerbefehle des Chirurgen als auch die Prädiktionsergebnisse für die Herzbewegung berücksichtigen. Nun kann der Chirurg anhand der Visualisierung des Operationsgebietes die sich synchronisierenden Instrumente über die haptische Schnittstelle steuern. In Abbildung 1 findet man eine Gesamtübersicht.

In diesem Artikel konzentrieren wir uns nur auf die Erfassung von Messdaten und auf die Einheit für die Prädiktion der Herzbewegung. Um die verteilte Bewegung des Herzens zu präzisieren, entwerfen wir für einen Teilbereich der Herzoberfläche ein 3D-Bewegungsmodell. Die notwendigen Messdaten für das Modell bestehen z.B. aus verrauschten Messungen für einzelne Landmarken der Herzoberfläche. Eine Anforderung an das Modell ist es daher, dass es die verteilte Oberflächenbewegung mit Hilfe der diskreten Messungen rekonstruieren muss, d.h. auch an Nicht-Messstellen. Wegen der auftretenden Rauschprozesse bei Messungen und auch möglichen Unsicherheiten im Modell wird ein Schätzer verwendet. Der Schätzer kann auf Basis des entworfenen Bewegungsmodells und der erfassten Messdaten aus der Bildverarbeitung die Position für alle Landmarken im betrachteten Teilbereich präzisieren.

3 Herzoberflächenmodell

Für das Bewegungsmodell wird in diesem Artikel eine schwingende rechteckige Membran behandelt, mit der ein Teilbereich der Herzoberfläche geschätzt wird. Als Ausgangsbasis für die Beschreibung des physikalischen Verhaltens der Mem-

bran dient dabei die zwei-dimensionale Wellengleichung

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - c \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \right) + d \frac{\partial u}{\partial t} = f(x, y, t) \quad 0 \leq x \leq a, \quad 0 \leq y \leq b, \quad (1)$$

deren gesuchte Lösungsfunktion u die Bewegung in z -Richtung an der Position (x, y) zum Zeitpunkt t angibt. In (1) ist c ein Materialparameter, du_t der geschwindigkeitsabhängige Dämpfungsterm und die Funktion $f(x, y, t)$ beschreibt die äußere Anregung der Membran. Für (1) sollen die Randbedingungen

$$u(0, y, t) = 0, \quad u(a, y, t) = 0, \quad u_y(x, 0, t) = 0, \quad u_y(x, b, t) = 0, \quad (2)$$

gelten. Diese Bedingungen stehen für eine an zwei gegenüberliegenden Rändern fest gelagerten Membran (siehe Abb.3(a)).

3.1 Herleitung der System-, Mess- und Rekonstruktionsgleichung

Um die erforderlichen Gleichungen für das Bewegungsmodell herzuleiten, wird das in [6] beschriebene Verfahren auf die lineare PDGL (1) mit den Randbedingungen (2) angewendet. Im ersten Schritt wird mit Hilfe des Separationsansatzes die partikuläre Lösung der homogenen PDGL von (1) ermittelt. Danach wird die partikuläre Lösung an die Randbedingungen (2) angepasst. Man erhält unterschiedliche Lösungen $u_i(x, y, t) = \psi_i(x, y)\alpha_i(t)$ mit den orts- und zeitabhängigen Eigenfunktionen ψ_i und α_i . Die Superposition aller Lösungen mit

$$u(x, y, t) = \sum_{i=1}^{\infty} u_i(x, y, t) \approx \sum_{i=1}^N \psi_i(x, y)\alpha_i(t) = \underline{\psi}(x, y)^T \underline{\alpha}(t) \quad (3)$$

ergibt ebenfalls eine Lösung. In unserem Fall wollen wir die Reihe in (3) mit N Eigenfunktionen approximieren. Nach einer Transformation der partikulären Lösung in eine normalisierte Form und der Repräsentation der äußeren Anregung $f(x, y, t)$ durch eine mit N Eigenfunktionen approximierten Fourierreihe, werden beide Komponenten in Gleichung (1) eingesetzt. Man erhält das in jedem Punkt zu erfüllende Gleichungssystem

$$\sum_{i=1}^N \psi_i(x, y) \ddot{\alpha}_i(t) = c \left(\sum_{i=1}^N \frac{\partial^2}{\partial x^2} \psi_i(x, y) \alpha_i(t) + \sum_{i=1}^N \frac{\partial^2}{\partial y^2} \psi_i(x, y) \alpha_i(t) \right) - d \sum_{i=1}^N \psi_i(x, y) \dot{\alpha}_i(t) + \sum_{i=1}^N \psi_i(p) f_i(t). \quad (4)$$

mit den Fourierkoeffizienten f_i wie in [6]. Man wählt M verschiedene Stützpunkte und setzt sie in (4) ein. Die M Differentialgleichungen werden zusammengefasst und reduziert auf ein Gleichungssystem erster Ordnung der Form

$$\underbrace{\begin{pmatrix} \mathbf{I}_{N \times N} & \mathbf{0}_{N \times N} \\ \mathbf{0}_{M \times N} & \psi \end{pmatrix}}_{\mathbf{E}} \dot{\underline{\beta}}(t) = \underbrace{\begin{pmatrix} \mathbf{0}_{N \times N} & \mathbf{I}_{N \times N} \\ c\psi^c & -d\psi \end{pmatrix}}_{\mathbf{A}} \underline{\beta}(t) + \underbrace{\begin{pmatrix} \mathbf{0}_{M \times N} & \psi \end{pmatrix}}_{\mathbf{B}} \underbrace{\begin{pmatrix} \mathbf{0}_{N \times 1} \\ \underline{f}(t) \end{pmatrix}}_{\underline{u}(t)}, \quad (5)$$

$$\text{mit } \underline{\beta}(t) = \begin{pmatrix} \underline{\alpha}(t) \\ \underline{\dot{\alpha}}(t) \end{pmatrix}, \quad \psi = \begin{pmatrix} \psi_1(x_1, y_1) & \cdots & \psi_N(x_1, y_1) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \psi_1(x_M, y_M) & \cdots & \psi_N(x_M, y_M) \end{pmatrix}, \quad (6)$$

$$\psi^c = \begin{pmatrix} \Delta\psi_1(x_1, y_1) & \cdots & \Delta\psi_N(x_1, y_1) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \Delta\psi_1(x_M, y_M) & \cdots & \Delta\psi_N(x_M, y_M) \end{pmatrix}. \quad (7)$$

Wir nehmen an, dass in (5) Prozessrauschen auftritt, welches wir mit dem additiven Term $\mathbf{D}\underline{w}(t)$ beschreiben. Dabei ist \mathbf{D} eine Matrix und $\underline{w}(t)$ ein mittelwertfreies Rauschen mit der Kovarianzmatrix \mathbf{Q} . Ist \mathbf{E} invertierbar, dann erhält man die lineare Systemgleichung mit dem Zustand $\underline{\beta}(t)$

$$\dot{\underline{\beta}}(t) = \mathbf{E}^{-1}\mathbf{A}\underline{\beta}(t) + \mathbf{E}^{-1}\mathbf{B}\underline{u}(t) + \mathbf{E}^{-1}\mathbf{D}\underline{w}(t). \quad (8)$$

Ist \mathbf{E} aber nicht regulär, dann liegt ein Deskriptorsystem vor. In [6] wurden einige Literaturangaben zur Lösung dieses Problems angegeben. Bei $M > N$ wenden wir unter der Annahme, dass die Spalten von \mathbf{E} und \mathbf{Q} linear unabhängig sind, das Least-Squares-Verfahren an und erhalten die Systemgleichung

$$\dot{\underline{\beta}}(t) = (\mathbf{E}^T\mathbf{Q}^{-1}\mathbf{E})^{-1}\mathbf{E}^T\mathbf{Q}^{-1}(\mathbf{A}\underline{\beta}(t) + \mathbf{B}\underline{u}(t) + \mathbf{D}\underline{w}(t)). \quad (9)$$

Die lineare Messgleichung setzt sich zum Zeitpunkt t_k mit L Messpunkten und dem additiven weissen Rauschwert \underline{v}_k zusammen aus

$$\underline{y}_k = \begin{pmatrix} \psi^H & \mathbf{0}_{L \times N} \\ \mathbf{0}_{L \times N} & \psi^H \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \underline{\alpha}(t_k) \\ \underline{\dot{\alpha}}(t_k) \end{pmatrix} + \underline{v}_k. \quad (10)$$

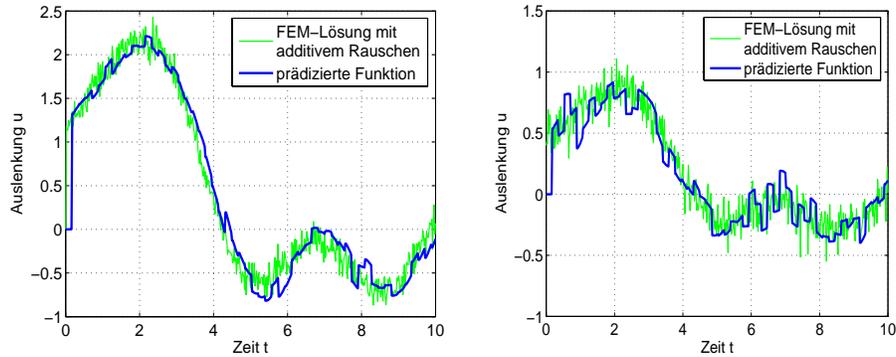
ψ^H hat die Form wie in (6), dabei wird aber M durch L ersetzt. Um den Zustand $\underline{\beta}(t)$ der konzentriert parametrischen Systeme abzuschätzen, wird aufgrund der linearen System- und Messgleichung das lineare Kalman Filter verwendet. Im Falle nichtlinearer System- und Messgleichungen können nichtlineare Filter benutzt werden, z.B. das Erweiterte Kalman Filter oder das Progressive Bayes-Verfahren [4]. Die verwendeten Gleichungen für das lineare Kalman Filter sind in [6] beschrieben. Bei einem überbestimmten System ändert sich lediglich die Berechnung der Kovarianzmatrix im Prädiktionsschritt. Sie ist nun

$$\mathbf{C}_{k+1} = (\mathbf{E}^T\mathbf{Q}^{-1}\mathbf{E})^{-1}\mathbf{E}^T\mathbf{Q}^{-1}(\mathbf{A}\mathbf{C}_k\mathbf{A}^T + \mathbf{D}\mathbf{Q}\mathbf{D}^T)\mathbf{Q}^{-1}\mathbf{E}(\mathbf{E}^T\mathbf{Q}^{-1}\mathbf{E})^{-1} \quad (11)$$

Mit dem aktuell abgeschätzten $\hat{\underline{\alpha}}(t_k)$ aus dem Zustand, welches gleichzeitig den zeitabhängigen Teil der Lösung der PDGL darstellt, können wir die Lösung u für einen beliebigen Punkt (x, y) des abzuschätzenden Systems rekonstruieren mit

$$u(x, y, t) \approx \underline{\psi}(x, y)^T \hat{\underline{\alpha}}(t_k). \quad (12)$$

Nachdem nun alle wichtigen Komponenten des stochastischen 3D-Bewegungsmodells angesprochen wurden, wenden wir uns kurz den Simulationsergebnissen zu.



(a) Ergebnis am Nicht-Messpunkt (2.11,2.67) (b) Ergebnis am Messpunkt (4.36,0.28)

Abb. 2. Prädiktions- und Rekonstruktionsergebnisse für eine schwingende Membran.

3.2 Simulationsergebnisse

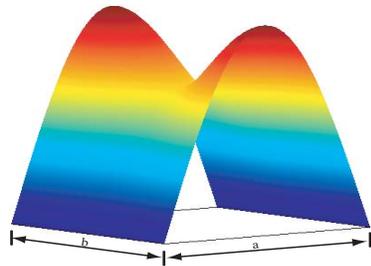
Um die Prädiktions- und Rekonstruktionsgenauigkeit unseres hergeleiteten Modells zu überprüfen, wird die Lösung einer Finiten-Elemente-Simulation für eine schwingende Membran mit der PDGL (1) abgeschätzt. Die Finite-Elemente-Simulation wird dazu benutzt, um die reale Bewegung der Herzoberfläche in einem rechteckigen Teilbereich (mit $a = 5$ und $b = 3$) nachzustellen. Um die Messungen für unser Modell zu generieren, wurde auf die FE-Lösung ein Rauschen addiert. In Abbildung 2 sind die Funktionsverläufe der FE-Simulation und der abgeschätzten Auslenkung durch unser hergeleitetes Modell für einem Messpunkt und einen Nicht-Messpunkt dargestellt. Dabei waren $N = 16$, $M = 20$, $L = 10$ und $f(x, y, t) = \sin(\pi/5x) \sin(\pi/2t)$. Die Messrate lag bei 5,5 Messungen je Zeiteinheit. In beiden Abbildungen ist zu sehen wie sich das Modell ausgehend von einem anderen Startwert an den wahren Funktionsverlauf anpasst.

3.3 Ermittlung von 3D-Messungen der Herzoberfläche

In der praktischen Anwendung möchten wir später die für das Modell notwendigen 3D-Messungen \underline{y}_k von der Herzoberfläche mit der Hilfe von optischen Sensoren (z.B. Stereo-Kamerasystem) ermitteln. Mit den Kameras verfolgen wir die Lage von natürlichen oder aufgeklebten künstlichen Landmarken (siehe Abb. 3(b)) und ermitteln die jeweilige 3D-Position und Geschwindigkeit. Es ist auch denkbar, andere Sensoren zur Messung zu verwenden, z.B. sonometrische Sensoren, Drucksensoren oder Beschleunigungssensoren.

4 Zusammenfassung und Ausblick

Um in der robotergestützten Chirurgie die Instrumente mit dem schlagenden Herzen zu synchronisieren, wurde ein stochastisches Bewegungsmodell für einen



(a) Auslenkung einer schwingenden rechteckigen Membran.



(b) Kameraaufnahme vom Herzen mit aufgeklebten Markern.

Abb. 3. Membran zur Oberflächenmodellierung und Kameraaufnahme des Herzens.

Teilbereich der Herzoberfläche hergeleitet. Die Herzoberfläche wird dabei durch eine schwingende rechteckige Membran modelliert. Die gezeigten Prädiktions- und Rekonstruktionsergebnisse der Auslenkung sind sehr vielversprechend und lassen auf eine hohe Praxistauglichkeit hoffen. Die weiteren Forschungsziele sind die Erweiterung der Auslenkung auf die x - und y -Richtung, die Verknüpfung von Membranen und die Betrachtung schwingender Membranen mit nichtlinearem Materialverhalten. Es ist auch denkbar, dass man bei guten Ergebnissen in der Modellverknüpfung auf die mechanische Stabilisierung verzichten kann und somit das Herz in seiner Funktionalität während den Operationen nicht mehr einschränkt.

5 Literatur

1. Y. Nakamura, K. Kishi, H. Kawakami: Heartbeat Synchronization for Robotic Cardiac Surgery. Proceedings of the 2001 IEEE Conference on Robotics and Automation, pp. 2014 - 2019, 2001.
2. T. Ortmaier: Motion Compensation in Minimally Invasive Robotic Surgery. Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 234, 2002.
3. R. Ginhoux, J. Gangloff et al.: Active Filtering of Physiological Motion in Robotized Surgery Using Predictive Control. IEEE Transactions on Robotics, vol. 21, no.1, pp. 67-78, 2005.
4. H. Tao, T. S. Huang: Connected Vibrations: A Modal Analysis Approach for Non-rigid Motion Tracking. Proceedings of the 1998 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pp. 735 - 740, 1998.
5. U. D. Hanebeck, K. Briechle, A. Rauh: Progressive Bayes: A New Framework for Nonlinear State Estimation. Proceedings of SPIE, Volume 5099, AeroSense Symposium, pp. 256 - 267, 2003.
6. K. Roberts, U. D. Hanebeck: Prediction and Reconstruction of Distributed Dynamic Phenomena Characterized by Linear Partial Differential Equations. 8th Int. Conference on Information Fusion, 2005.