

Draft of Manuscript

Published in

Deutsche Zeitschrift für Klinische Forschung, Innovation und Praxis

DZKF

Issue: 6-2013

Medizinische Bildverarbeitung für die minimal-invasive Behandlung von Vorhofflimmern

A. Brost, J. Raab, A. Kleinoeder, T. Kurzendorfer, F. Bourier, M. Koch, M. Hoffmann, N. Strobel, K. Kurzidim und J. Hornegger

Die am weitesten verbreitete Form der Herzrhythmusstörungen, von der allein in Europa ca. 6 Millionen Menschen betroffen sind, ist das Vorhofflimmern [1, 27]. Vorhofflimmern tritt im linken Vorhof auf, der das Blut aus den Lungen- bzw. Pulmonalvenen in den linken Ventrikel pumpt (s. Abb. 1). Von dort aus gelangt es in den Blutkreislauf. Die Pumpbewegungen des Herzens werden durch ein internes Leitungsnetz gesteuert, das vom Sinusknoten ausgeht. Er fungiert als ein natürlicher Schrittmacher und sendet elektrische Signale, die für Muskelkontraktionen sorgen. Solange das Herz regelmäßig angeregt wird, liegt der sogenannte Sinusrhythmus vor. Kommt es zu einer Störung, spricht man von Herzrhythmusstörungen. Diese können zu einem zu langsamen, zu schnellen oder irregulären Herzschlag führen. Tritt diese Störung überwiegend im linken Vorhof auf, spricht man vom Vorhofflimmern, ist der rechte betroffen, spricht man vom Vorhofflattern [2]. Die Ursachen für Vorhofflimmern sind noch nicht vollständig geklärt. Der aktuelle Forschungsstand geht davon aus, dass fehlgeleitete elektrische Signale der Muskelstränge an den Pulmonalvenen die regulären Signale beeinflussen. Dies führt schließlich zu unregelmäßigen Kontraktionen des Vorhofs. Während eines normalen Pumpvorgangs gelangt Blut über die Pulmonalvenen in den linken Vorhof und anschließend durch die Mitralklappe in den linken Ventrikel. Solange dieser Pumpvorgang regelmäßig abläuft, gibt es keine Probleme. Kommt es jedoch zum Vorhofflimmern, dann wird der linke Vorhof nicht mehr vollständig in den linken Ventrikel entleert. Es bleibt Blut zurück, was zu einer Thrombenbildung führen kann, die dann unter Umständen einen Herzinfarkt oder einen Schlaganfall zur Folge hat. Ein zentraler Entstehungsort für derartige Gerinnsel ist das linke Herzohr. Eine schematische Darstellung des linken Atriums mit angedeutetem Blutfluss ist in Abbildung 1 gegeben.

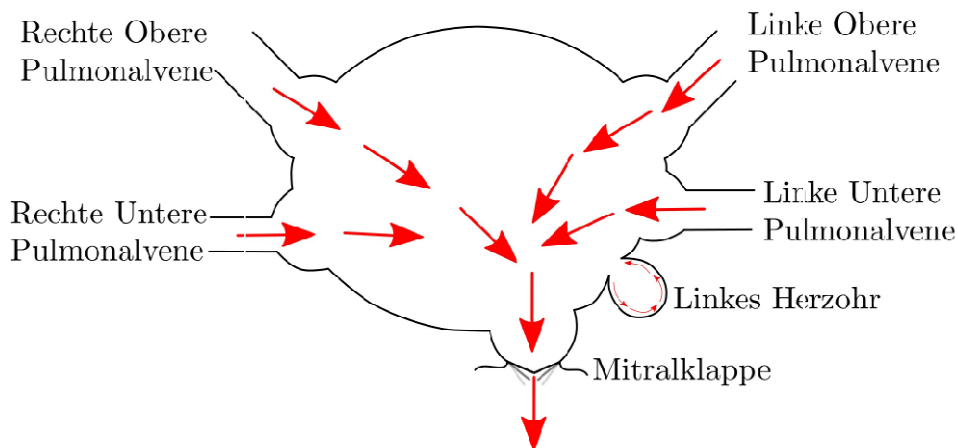


Abb. 1: Schematische Darstellung des linken Atriums mit angedeutetem Blutfluss. Über die Pulmonalvenen wird das Blut aus den Lungenflügeln zurück in das Herz geführt. Der linke Vorhof pumpt das Blut in den linken Ventrikel, der es anschließend in den Körperkreislauf zurückführt.

Etwa ein Drittel aller Schlaganfälle wird auf Vorhofflimmern zurückgeführt [2]. Die ersten Symptome, die dazu führen, dass Patienten einen Arzt aufsuchen, sind unter anderem Müdigkeit, Kurzatmigkeit und Probleme bei körperlicher Betätigung. Derartige Anzeichen deuten nicht sofort auf eine Herzrhythmusstörung hin. Die Diagnose erfolgt mittels Langzeit-EKG, da Vorhofflimmern in Episoden auftritt. Je nach Art der Rhythmusstörung variiert die Länge dieser Episoden. Wenn eine medikamentöse Therapie von Herzrhythmusstörungen nicht ausreicht, bietet die minimalinvasive Herzkatheterablation eine ausgezeichnete Behandlungsmöglichkeit [1, 27]. Hierfür werden Katheter über die rechte Femoralvene in den rechten Vorhof des Herzens eingeführt, um dann mittels einer trans-septalen Punktion in den linken Vorhof gebracht zu werden. Dort werden störende Erregungsleitungen entweder durch Hitze- oder Kälteverödung korrigiert.

Ein solcher Eingriff wird in einem Herzkatheter- oder Elektrophysiologischen-Untersuchungs-Labor durchgeführt. Derartige Interventionsräume sind mit modernen C-Bogenröntgengeräten ausgestattet. Bei einem solchen System sind die Röntgenquelle und der Detektor an den Enden eines Halbbogens montiert. Diese mechanische Anordnung der Röntgenkomponenten ist namensgebend für den C-Bogen [3]. Durch derartige Systeme kann der Arzt aus unterschiedlichen Blickwinkeln Röntgenbilder aufnehmen, ohne dass der Patient bewegt werden muss. Unterschiedliche C-Bogensysteme sind kommerziell verfügbar. Generell unterscheidet man zwischen monoplanaren und biplanaren Systemen. Ein sogenanntes Monoplan-System besteht aus nur einem C-Bogen. Dieser kann entweder auf dem Boden oder an der Decke befestigt sein. Ein Biplan-System hingegen besteht aus zwei C-Bögen, einem bodenmontierten und einem decken-gehängten. Ein Beispiel hierfür ist in Abbildung 2

gegeben. Ein Biplan-System ermöglicht dem Arzt, seine Katheterbewegungen aus zwei unterschiedlichen Blickwinkeln unabhängig voneinander zu verfolgen. Durch ein solches System können Methoden, die aus dem Stereosehen bekannt sind, verwendet werden, um die Katheter dreidimensional darzustellen [12, 13]. Eine solche Visualisierung kann dem Arzt helfen, sich die Position seiner Katheter genauer vorzustellen.



Abb. 2: Beispiel eines C-Bogenbiplansystems (Artis **zee** biplane system, Siemens AG, Healthcare Sector, Forchheim, Deutschland).

Für ein Monoplan-System gibt es aufgrund der fehlenden zweiten Bildebene Einschränkungen, da hier keine stereoskopische Aufnahme möglich ist. Genaue Lokalisierungen in einer virtuellen dreidimensionalen Umgebung lassen sich beim aktuellen Stand der Technik derzeit also nur mit einem Biplan-System realisieren, weshalb die im Folgenden vorgestellten Methoden nur dafür verfügbar sind.

Neben den röntgenbasierten Bildgebungsverfahren stehen auch elektroanatomische Mappingsysteme zur Verfügung. Diese Systeme benötigen spezielle Katheter, die mit Elektroden ausgestattet sind und in einem elektromagnetischen Feld geortet werden können. Alternativ können auch leitfähige Kontakte (Patches), eine Art von Klebeelektroden, am Patienten angebracht werden. Sie erzeugen ein Impedanzfeld, das von den vorhandenen Katheterelektroden empfangen wird. Die an einem Katheter gemessene Abschwächung des Impedanzfeldes lässt einen Rückschluss auf dessen Position zu. In beiden Fällen kann ein Arzt seine Prozedur prinzipiell fast ohne Röntgenstrahlung durchführen. Lediglich für die Registrierung des Systems und das Einbringen der Katheter in den linken Vorhof wird Strahlung benötigt. Allerdings

reagieren diese Systeme sensitiv auf Patientenbewegung und führen durch das besondere Zubehör und der Messsysteme zu höheren Kosten. Im klinischen Einsatz wird von den behandelnden Ärzten aus Sicherheitsgründen in der Regel nicht völlig auf Röntgenbildgebung verzichtet, um zusätzliches visuelles Feedback zu erhalten [15].

Während der Ablationsbehandlung verwendet der Arzt fluoroskopische Bilder, um die Bewegung der Katheter im Herzen zu visualisieren. Das Herz ist auf fluoroskopischen Bildern aufgrund seiner geringen Dichte kaum sichtbar. Moderne Methoden der Bildfusion ermöglichen die Überlagerung einer volumetrischen Aufnahme des Herzens um die Katheternavigation zu erleichtern. Solche Aufnahmen liefern zum Beispiel eine Computer-Tomographie (CT), Magnetresonanztomographie (MRT) oder eine Kegelstrahl-Computer-Tomographie (Cone-Beam CT) [14, 24]. Segmentierungsalgorithmen erlauben es, aus den erzeugten Volumendatensätzen den linken Vorhof zu extrahieren und diesen als dreidimensionales Modell darzustellen (vgl. Abb. 3).

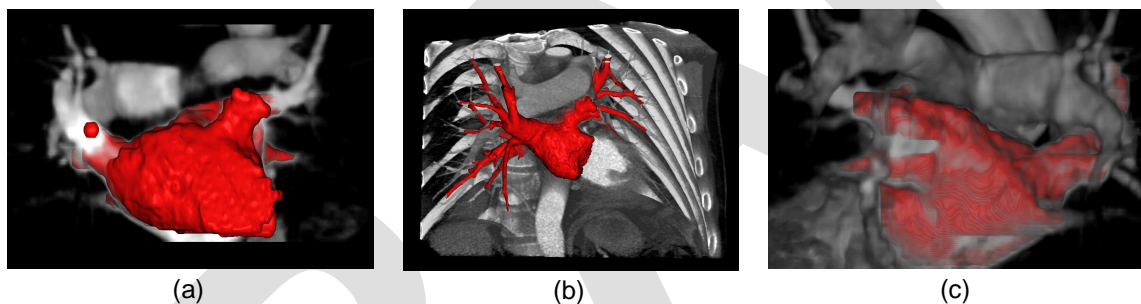


Abb 3: Volumetrische Aufnahmen des linken Vorhofs . Neben den dreidimensionalen Daten wird der segmentierte linke Vorhof als Oberflächenmodell in rot dargestellt. In (a) ist ein Beispiel für eine Magnetresonanztomographie, in (b) für eine Computed-Tomographie und in (c) für eine Kegelstrahl-Computed-Tomographie, die mit *syngo DynaCT* (Siemens AG, Healthcare Sector, Forchheim, Deutschland) errechnet wurde.

Die während der Prozedur aufgenommenen Röntgenbilder können nun mit diesem Modell überlagert werden, wodurch die Orientierung und Navigation der Katheter erheblich erleichtert wird. Ein Beispiel für eine solche Überlagerung ist in Abbildung 4 dargestellt. Die Verbesserung der Überlagerungsmethoden ist ebenfalls Gegenstand der aktuellen Forschung [23].

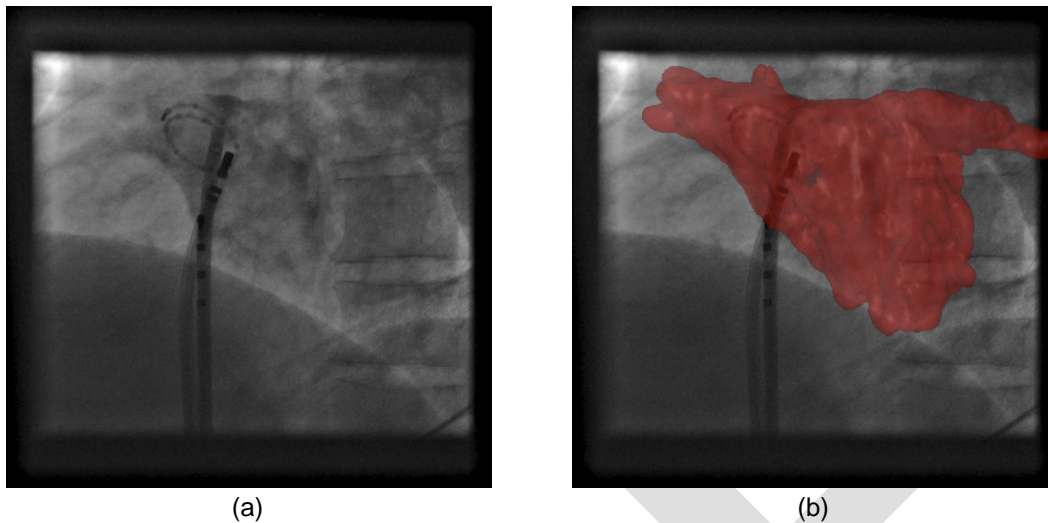


Abb 4: Beispiel einer dreidimensionalen Überlagerung auf ein fluoroskopisches Bild. In (a) ist die Fluoroskopieaufnahme zu sehen. In (b) wird das Modell des linken Atriums zusätzlich auf dem Röntgenbild überlagert.

Um die Korrektheit einer solchen Überlagerung sicherzustellen, kann eine Kontrastmittelinjektion verwendet werden. Die initiale Ausrichtung der Überlagerung kann dabei auf Basis der verwendeten Katheter erfolgen. Hierfür bietet sich beispielsweise der Katheter in der Koronar-Sinus-Vene an [20, 21, 25].

Die Ablationsstrategie sieht vor, dass das Gewebe um die Ostien der Pulmonalvenen thermisch zerstört wird. Dies führt zur Narbenbildung und somit zu einem höheren Leitungswiderstand im Gewebe. Gelingt es sämtliche Signalwege zu unterbrechen, die mit den Pulmonalvenen in Verbindung stehen, dann erreicht man deren elektrische Isolation. Dadurch wird verhindert, dass elektrische Störsignale aus den Pulmonalvenen den Herzschlag weiterhin ungünstig beeinflussen. Im linken Vorhof werden dafür in der Regel zwei Katheter verwendet: ein Ablationskatheter (vgl. Abb. 5) und ein meist zirkulärer Mappingkatheter (vgl. Abb. 6).



Abb. 5: Beispiel eines Ablationskatheters.

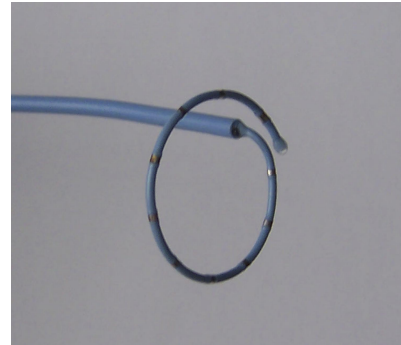


Abb. 6: Beispiel eines zirkulären Mappingkatheters.

Der Mappingkatheter kann elektrisch aktives Gewebe identifizieren und wird daher sowohl für die Durchführung als auch für die Überprüfung der Pulmonalvenenisolation verwendet.

Darüber hinaus liegt noch ein Katheter außerhalb des linken Vorhofs in der Koronar-Sinus-Vene. Er dient dazu, die Herzfrequenz des Patienten mit Hilfe elektrischer Signale zu beeinflussen, dieser Vorgang wird als Pacing bezeichnet. Die Simulation verschiedener Belastungszustände während der Operation stellt sicher, dass der Patient nach der Operation auch unter körperlicher Belastung frei von Vorhofflimmern bleibt.

Bei der Behandlung wird das Gewebe mit einem Ablationskatheter punktuell verödet, um die elektrische Leitfähigkeit zu zerstören. Um eine komplette Isolation der Pulmonalvenen zu erreichen, werden Ablationspunkte ringförmig um die Ostien der Pulmonalvenen platziert. Dabei ist insbesondere darauf zu achten, dass keine Lücken zwischen den Läsionen entstehen und das Gewebe durchgehend (transmural) verödet wird. Diese Faktoren spielen eine wichtige Rolle für eine erfolgreiche Behandlung. Da eine visuelle Kontrolle des Kontakts zwischen Katheter und Ostium nicht möglich ist, muss sich der Arzt auf sein haptisches Gefühl verlassen. Um den Gewebekontakt des Ablationskatheters genauer bestimmen zu können, bieten neue Kathetertypen die Möglichkeit, die Anpresskraft zu messen. Damit kann der Arzt besser nachvollziehen, wie stark der Katheter gegen die Herzwand drückt [17].

Bei vorhandenen präprozeduralen 3D Datensätzen ist eine vorherige Planung der Ablation möglich. Bei Verwendung eines präprozeduralen Datensatzes können Ablationslinien eingezeichnet werden, die dem Arzt später während der Prozedur zur Verfügung stehen (s. Abb. 9) [18]. Es gibt bereits Ansätze, um diese Planung automatisch durchzuführen [28].

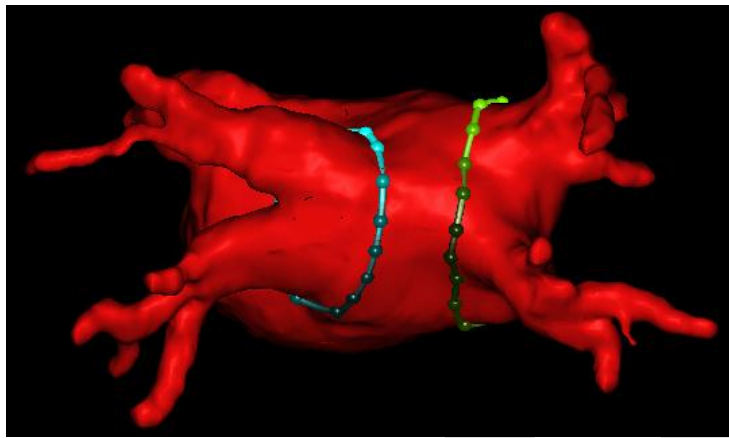


Abb. 9: Beispiel für geplante Ablationslinien.

Neben dem normalen Ablationskatheter, der das Gewebe mittels Hochfrequenzenergie modifiziert, werden auch kryothermale Ballonkatheter eingesetzt. Diese Katheter können an ihrer Spitze zu einem Ballon aufgeblasen werden. Zum Entfalten des Ballons wird jedoch keine Luft, sondern flüssiger Stickstoff verwendet, mit dem der Ballon im Inneren in weniger als einer Minute auf eine Temperatur von circa -75°C gebracht wird (s. Abb. 10).



Abb. 10: Beispiel für einen kryothermalen Ablationskatheter.

Für eine effektive Therapie muss dieser Katheter so positioniert werden, dass er eine Pulmonalvene am Ostium komplett verschließt. Um den Verschluss zu bestätigen, kann über den Katheter direkt Kontrastmittel injiziert werden. Fließt beispielsweise nach einer Injektion ein Teil des Kontrastmittels zurück in den linken Vorhof, besteht kein kompletter Verschluss und es wird empfohlen, den Katheter neu zu positionieren. Durch

die Gefriertemperaturen im Aussenbereich des Ballonkatheters wird das Gewebe modifiziert und eine elektrische Isolation erreicht [2]. Für diese Art von Katheter ist es sehr wichtig, dass der Durchmesser des Ballons entsprechend der anatomischen Voraussetzungen gewählt wird. Derzeit sind kryothermale Ballon-Katheter nur in zwei Durchmessern erhältlich, in 23 mm und 28 mm. Um die Auswahl der Ballongröße visuell zu unterstützen, wurde das *Atrial Fibrillation Ablation Planning Tool* (AFiT) entwickelt. Damit ist es möglich, vor einer Prozedur bereits zu untersuchen, ob und welche Ballonkatheter am besten für einen Patienten geeignet sind (vgl. Abb. 11) [9, 19].

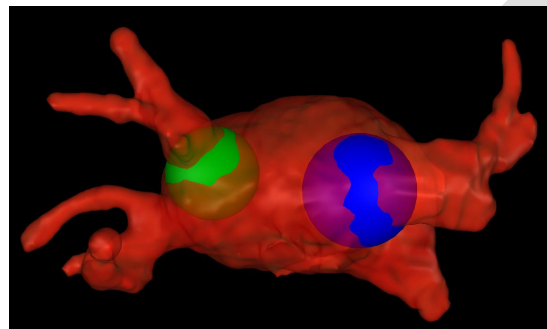


Abb. 11: Planung einer Kryo-Katheter-Ablation mittels AFiT. Die grüne Kugel stellt einen kryothermalen Ablationskatheter mit einem Durchmesser von 23 mm dar. Die blaue Kugel repräsentiert einen Durchmesser von 28 mm.

Die Behandlung mit Kryoballonkathetern bietet im direkten Vergleich mit traditionell eingesetzten Hochfrequenzkathetern den Vorteil einer geringeren Komplikationsrate. Bei entsprechenden anatomischen Gegebenheiten kann eine Pulmonalvenenisolation mittels Ballonkatheter sogar schneller durchgeführt werden. Man spricht hier auch von einem sogenannten „Single-Shot-Katheter“, da dieser im Idealfall pro Pulmonalvene nur einmal angesetzt werden muss, um eine lückenlose Vernarbung zu erhalten. Bei der Verwendung von Radiofrequenz-Kathetern kann das Gewebe nur punktuell behandelt werden, weshalb eine komplette Isolierung der Pulmonalvenen aufwändiger ist. Nachteilig ist, dass Ballonkatheter nicht für jeden Patienten geeignet sind. Ebenso werden diese Katheter nicht von den zuvor erwähnten elektroanatomischen Mappingsystemen unterstützt, da sie nicht mit Elektroden ausgestattet sind. Daher ist der Arzt hier vollkommen auf die Röntgenbildgebung angewiesen [10]. Die moderne Bildverarbeitung macht es jedoch möglich, dass dieser Katheter automatisch detektiert und verfolgt werden kann. Ein Beispiel für die Detektion des Ballonkatheters in der A- und B-Ebene ist in Abb. 12 zu sehen. Bei der Verwendung von einem entsprechenden bipanen C-Bogensystem kann dieser Katheter auch in einer dreidimensionalen Visualisierung zusammen mit präprozeduralen Aufnahmen dargestellt werden [11].

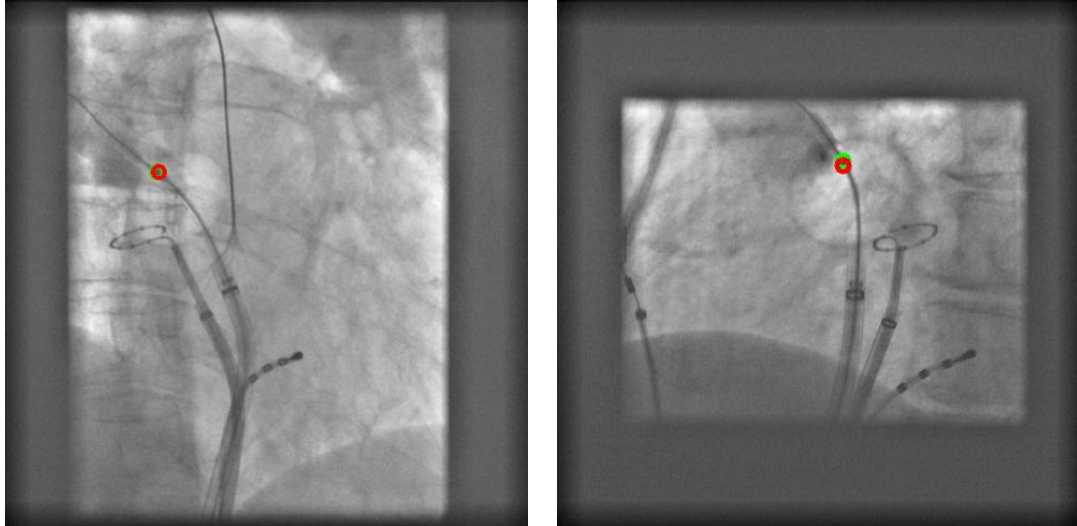


Abb 12: Beispiel für den detektierten Röntgenmarker eines Kryoballoons in der A- und B-Ebene eines Biplan-Röntgensystems.

Um den Arzt bei der Behandlung weiterhin zu unterstützen, wird in der Forschung aktuell an Methoden gearbeitet, um die Navigation während der Prozedur zu verbessern. Diese Methoden beinhalten die Katheterdetektion und Katheternachverfolgung. Da die Röntgendosis ein kontrovers diskutiertes Thema ist, kann sie mittels moderner Bildverarbeitung weiter reduziert und die Katheter mittels Nachverfolgungsmethoden aussagekräftiger visualisiert werden (vgl. Abb. 13) [4, 5, 16].

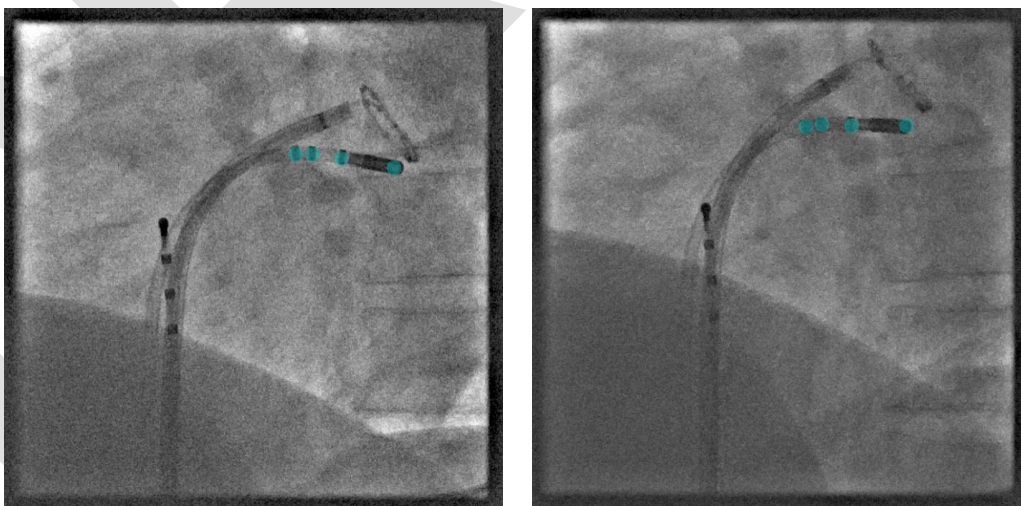


Abb. 13: Beispiel für Katheternachverfolgung während einer Ablationsprozedur. Die hellblauen Punkte zeigen die Position des Ablationskatheters in zwei aufeinanderfolgenden Röntgenbildern.

Eine weitere Anwendung der Katheternachverfolgung ist die Bewegungskompensation der Überlagerung des präoperativen Datensatzes. Da dieser gegenüber dem Röntgenbild üblicherweise statisch dargestellt wird, entsteht insbesondere bei starker Atembewegung eine Diskrepanz zwischen der Überlagerung und dem eigentlichen Röntgenbild. Eine Nachverfolgung des zirkulären Mappingkatheters kann verwendet werden, um Bewegungen aufgrund von Herzschlag und Atmung auszugleichen [6, 7, 8]. Ein Beispiel für Bewegungskompensation ist in Abbildung 14 dargestellt.

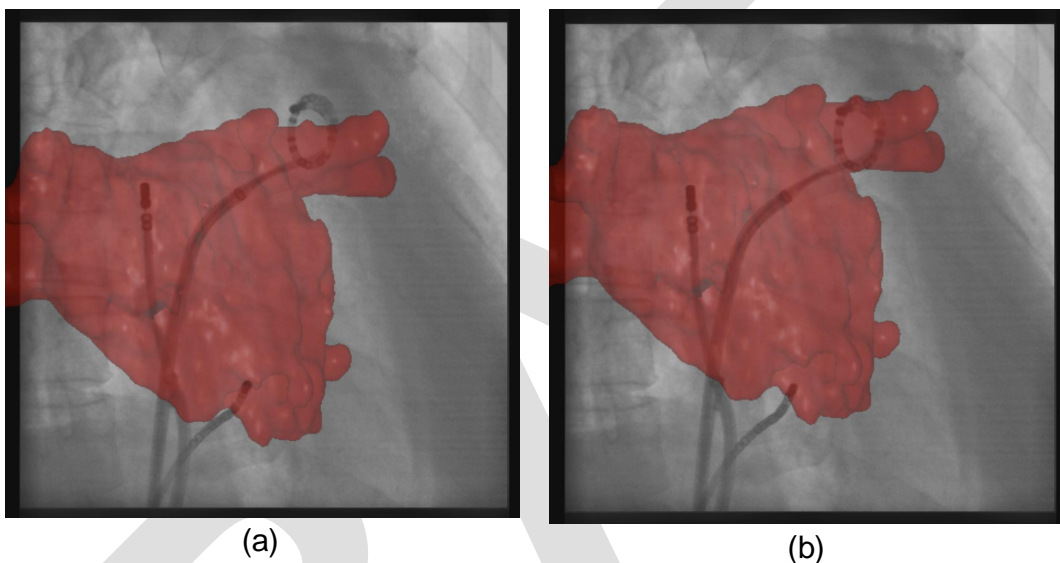


Abb. 14: Beispiel für Bewegungskompensation. In (a) wurde keine Bewegungskompensation angewandt. In (b) ist das gleiche Bild mit Bewegungskompensation zu sehen.

Bei Verwendung eines Biplan-Systems können Katheter aus zwei Ansichten rekonstruiert und in einer dreidimensionalen virtuellen Umgebung dargestellt werden. Derzeit wird an automatischen Verfahren gearbeitet, um solche Darstellungen zu ermöglichen (vgl. Abb. 15).

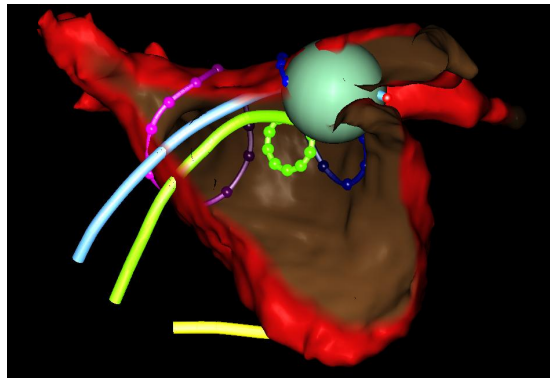


Abb. 15: Dreidimensionale Darstellung der Katheter in einer virtuellen Umgebung mit einem Modell des linken Atriums. In (a) für eine RF-Ablation und in (b) für eine Ablation mit Kryoballonkatheter.

Um ein genaueres Bild für die Genauigkeit der dreidimensionalen Rekonstruktionen der Katheter zu bekommen, sind in Abbildung 16 zwei Beispiele dargestellt.

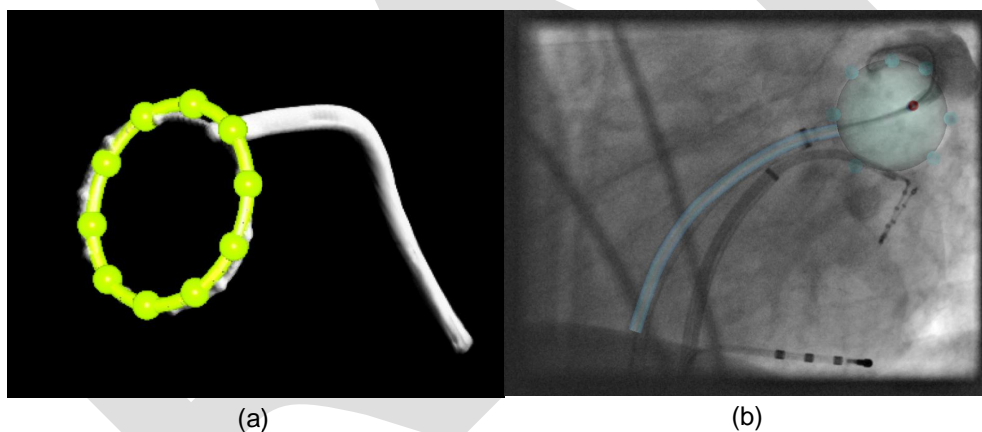


Abb. 16: Beispiel für die Genauigkeit der dreidimensionalen Modelle, die man mit einem Biplansystem aus zwei Ansichten rekonstruieren kann. In (a) ist der elliptische Teil des zirkulären Mappingkatheters im Vergleich zu einer Kegelstrahl-Computed-Tomographie zu sehen. In (b) wird das dreidimensionale Modell des Kryoballonkatheters auf dem Fluoroskopiebild überlagert.

Abschließend ist zu sagen, dass die hier vorgestellten Methoden dem Arzt in mehreren Bereichen Unterstützung bieten können. Die Segmentierung des linken Atriums bereits vor der Prozedur erlauben einen Überblick über die Anatomie und eine vorbereitende Planung der Prozedur, z. B. mit AFiT. Während der Intervention können die vorgestellte 3-D Überlagerung von Anatomie und Kathetern auf dem Röntgenbild dem Arzt die Orientierung erleichtern. Katheter-Detektions- und Nachverfolgungsmethoden ermöglichen darüber hinaus auch eine mögliche Einsparung der Röntgendosis. Diese

Verfahren könnten in naher Zukunft einen Beitrag dazu leisten, dass Erfolg und Sicherheit für Herzkatheterablationen deutlich verbessert werden.

Danksagung

Die Autoren danken Heike Hofgräff für die Durchsicht dieses Artikels. Des Weiteren danken die Autoren Carolin Jakob, Wen Wu, Terrence Chen, Dorin Comaniciu, Atilla Kirally, Christophe Chefd'hotel und Martin Ostermeier für ihre Unterstützung. Die vorliegende Arbeit wurde vom Bundesministerium für Bildung und Wissenschaft (BMBF) im Rahmen des Spitzenclusterprojektes Medical Valley - Europäische Metropolregion Nürnberg (Projektnummern 13EX1012A, 13EX1012E) gefördert. Weitere Unterstützung wurde von der Siemens AG, Healthcare Sector, zur Verfügung gestellt. Die hier präsentierten Konzepte und Informationen, wie sie z.B. in den Abb. 9, 11, 12, 13, 14, 15, 16 gezeigt werden, basieren auf Forschungsergebnissen und sind nicht käuflich zu erwerben.

Literatur

- [1] A. Camm, P. Kirchhof, G. Lip, U. Schotten, I. Savelieva, S. Ernst, I. van Gelder, N. Al-Attar, G. Hindricks, B. Prendergast, H. Heidbüchel, O. Alfieri, A. Angelini, D. Atar, P. Colonna, R. de Caterina, J. de Sutter, A. Goette, B. Gorenek, M. Heldal, S. Hohloser, P. Kolh, J. Le Heuzey, P. Ponikowski, and F. Rutten. *Guidelines for the management of atrial fibrillation: The Task Force for the Management of Atrial Fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC)*. European Heart Journal. October 2010; 31(19): 2369–2429.
- [2] A. Brost. *Image Processing for Fluoroscopy Guided Atrial Fibrillation Ablation Procedures*. PhD thesis, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, June 2012.
- [3] A. Brost, N. Strobel, L. Yatziv, W. Gilson, B. Meyer, J. Hornegger, J. Lewin, and F. Wacker. *Geometric Accuracy of 3-D X-Ray Image-Based Localization from Two C-Arm Views*. Workshop on Geometric Accuracy in Image Guided Interventions (MICCAI 2009), London, UK. September 2009; September 20, pages 1–8.
- [4] A. Brost, A. Wimmer, R. Liao, J. Hornegger, and N. Strobel. *Catheter Tracking: Filter-Based vs. Learning-Based*. Lecture Notes in Computer Science (Proceedings of 32nd DAGM Symposium, Darmstadt, Germany, September 22–24). September 2010; volume 6376, pages 293–302.

- [5] T. Kurzendorfer, A. Brost, F. Bourier, M. Koch, K. Kurzidim, J. Hornegger, and N. Strobel. *Cryo-Balloon Catheter Tracking in Atrial Fibrillation Ablation Procedures*. Bildverarbeitung für die Medizin (BVM 2012), Berlin, Germany. 2012; March 18–20, pp. 386–391.
- [6] S. Kaeppler, A. Brost, W. Wu, M. Koch, F. Bourier, T. Chen, M. Ostermeier, K. Kurzidim, J. Hornegger, and N. Strobel. *Motion Estimation Model for Cardiac and Respiratory Motion Compensation*. In 3rd International Conference on Information Processing in Computer-Assisted Interventions (IPCAI 2012), Pisa, Italy. June 2012; June 27, pages 94–104.
- [7] A. Brost, R. Liao, N. Strobel, and J. Hornegger. *Respiratory motion compensation by model-based catheter tracking during EP procedures*. Medical Image Analysis. October 2010; Vol. 14, No. 5, pp. 695–706.
- [8] A. Brost, R. Liao, J. Hornegger, and N. Strobel. *3-D Respiratory Motion Compensation during EP Procedures by Image-Based 3-D Lasso Catheter Model Generation and Tracking*. Lecture Notes in Computer Science (12th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI 2009), London, UK. September 2009; September 20–24, Vol. 5761, pp. 394–401.
- [9] A. Kleinoeder, A. Brost, F. Bourier, M. Koch, K. Kurzidim, J. Hornegger, and N. Strobel. *Cryo-balloon catheter position planning using AFIT*. Proceedings of SPIE Medical Imaging 2012: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling, San Diego, CA, USA. 2012; February 4–9, p. 83162R.
- [10] F. Bourier, A. Brost, A. Kleinoeder, T. Kurzendorfer, M. Koch, A. Kiraly, H.-J. Schneider, J. Hornegger, N. Strobel, and K. Kurzidim. *Navigation for Fluoroscopy-Guided Cryo-Balloon Ablation Procedures of Atrial Fibrillation*. Proceedings of SPIE Medical Imaging 2012: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling, San Diego, CA, USA. 2012; February 4–9, p. 831627.
- [11] T. Kurzendorfer, A. Brost, C. Jakob, P. Mewes, F. Bourier, M. Koch, K. Kurzidim, J. Hornegger and N. Strobel. *Cryo-balloon catheter localization in fluoroscopic images*. Proceedings of SPIE Medical Imaging 2013: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling, Orlando, FL, USA. 2013; Paper 8671–12 February 9–14.

- [12] M. Hoffmann, A. Brost, C. Jakob, F. Bourier, M. Koch, K. Kurzidim, J. Hornegger and N. Strobel. *Semi-automatic Catheter Reconstruction from Two Views*. Lecture Notes in Computer Science (15th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2012), 7511, 584–591
- [13] A. Kleinoeder, A. Brost, F. Bourier, M. Koch, K. Kurzidim, J. Hornegger and N. Strobel. *Cryo-Balloon Reconstruction from Two Views*. Proceedings of IEEE International Conference on Image Processing. 2011; 989–992.
- [14] M. Prümmer, J. Hornegger, G. Lauritsch, L. Wigström, E. Girard-Hughes, and R. Fahrig. *Cardiac C-arm CT: a unified framework for motion estimation and dynamic CT*. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2009; vol. 28, no. 11, pp. 1836–49.
- [15] L. Haegeli, F. Duru and T. Lüscher. *Moderne Technologien in der Ablation des Vorhofflimmerns*. Cardiovascular Medicine. 2010; vol. 13, pp. 272–280.
- [16] W. Wu, T. Chen, A. Barbu, P. Wang, N. Strobel, S. Zhou, and D. Comaniciu. *Learning-based hypothesis fusion for robust catheter tracking in 2D X-ray fluoroscopy*. In: 24th IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. Colorado Springs, CO, USA. June 2011; June 20–25, pp. 1097–1104.
- [17] M. Koch, A. Brost, N. Strobel, and J. Hornegger. *Post-procedural evaluation of catheter contact force characteristics*. In: B. van Ginneken and C. Novak, Eds., Proceedings of SPIE Medical Imaging 2012: Computer-Aided Diagnosis, San Diego, CA, USA. 2012; February 4–9, p. 83152J.
- [18] F. Bourier, A. Brost, J. Hornegger, A. Kiraly, J. Barbot, N. Strobel, N. Zorger, H.-J. Schneider, F. Heissenhuber, and K. Kurzidim. *Augmented fluoroscopy-based navigation on a biplane angiography system for pulmonary vein isolation*. In: European Society of Cardiology, Ed., ESC Congress (ESC 2011), Paris, France. 2011; August 27–31.
- [19] F. Bourier, A. Brost, A. Kleinoeder, M. Koch, J. Hornegger, N. Strobel, H. Schneider, and K. Kurzidim. *3D-Visualisation of Cryo-balloon ablation catheters to evaluate their matching with left atrial anatomy to improve Pulmonary Vein Isolation*. In ESMRMB, editor, 28th Annual Scientific Meeting of the European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology, April 2011.

- [20] F. Bourier, A. Brost, L. Yatziv, J. Hornegger, N. Strobel, and K. Kurzidim. "Coronary Sinus Extraction for Multimodality Registration to guide Transseptal Puncture". In: T. Kahn, F. Jolesz, and J. Lewin, Eds., *8th Interventional MRI Symposium, Leipzig, Germany, September 24–25*, pp. 311–313, 2010.
- [21] A. Brost, F. Bourier, L. Yatziv, M. Koch, J. Hornegger, N. Strobel, K. Kurzidim. First steps towards initial registration for electrophysiology procedures. *Proceedings of SPIE Medical Imaging 2011*. 7964P, 2011.
- [22] F. Bourier, D. Vukajlovic, A. Brost, J. Hornegger, N. Strobel, and K. Kurzidim. Pulmonary vein isolation supported by MRI-derived 3D-augmented biplane fluoroscopy: A feasibility study and a quantitative analysis of the accuracy of the technique. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, September 2012 [Epub ahead of print].
- [23] J. Raab, H. Schäfer, A. Brost, M. Stamminger, M. Pfister. *Non Photorealistic Rendering for Minimally Invasive Procedures*. *Proceedings of SPIE Medical Imaging 2013*. 86710M, 2013.
- [24] A. Al-Ahmad, L. Wigström, D. Sandner-Porkristl, P. Wang, P. Zei, J. Boese, G. Lauritsch, T. Moore, F. Chan, and R. Fahrig. *Time-resolved three-dimensional imaging of the left atrium and pulmonary veins in the interventional suite: A comparison between multi-sweep gated rotational three-dimensional reconstructed fluoroscopy and multislice computed tomography*. *Heart Rhythm*. April 2008; Vol. 5, No. 4, pp. 513–519.
- [25] F. Bourier, H.-J. Schneider, F. Heissenhuber, P. Ganslmeier, R. Fischer, A. Brost, M. Koch, N. Strobel, J. Hornegger, and K. Kurzidim. *Frühzeitige Registrierung eines 3D-Overlays des linken Atriums während linksatrialen Ablationen mittels Koronarsinuskatheter*. In: D. G. für Kardiologie, Ed., *77. Jahrestagung (Frühjahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie), Mannheim, Deutschland, April 27–30*, 2011.
- [26] A. Brost, A. Wimmer, F. Bourier, M. Koch, R. Liao, K. Kurzidim, N. Strobel, and J. Hornegger. *Constrained Registration for Motion Compensation in Atrial Fibrillation Ablation Procedures*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. [Epub ahead of print], p. [n/a], December 2011.

- [27] H. Calkins, J. Brugada, D. Packer, R. Cappato, S.-A. Chen, H. Cri-jns, J. R. Damiano, D. Davies, D. Haines, M. Haïssaguerre, Y. Iesaka, W. Jackman, P. Jaïs, H. Kottkamp, K. Kuck, B. Lindsay, F. March-linski, P. McCarthy, J. Mont, F. Moradi, K. Nademanee, A. Natale, C. Pappone, E. Prystowsky, A. Raviele, J. Ruskin, and R. Shemin. *HRS/EHRA/ECAS Expert Consensus Statement on Catheter and Surgical Ablation of Atrial Fibrillation: Recommendations for Personnel, Policy, Procedures and Follow-Up*. *Europace*. June 2007; Vol. 9, No. 6, pp. 335–379.
- [28] J. Keustermans, S. D. Buck, H. Heidbüchel, and P. Suetens. *Automated planning of ablation targets in atrial fibrillation treatment*. In: B. M. Dawant and D. R. Haynor, Eds., *Proceedings of SPIE Medical Imaging 2011: Image Processing*, Lake Buena Vista, FL, USA. 2011; February 12–17, p. 796207.