

Erfassung und Quantifizierung der Herzbewegung mittels bildgebender Magnetresonanz

M. Stuber, M.B. Scheidegger, E. Nagel, P. Boesiger

Institut für Biomedizinische Technik und Medizinische Informatik, Universität und ETH Zürich, Schweiz

HINTERGRUND

Bei funktionellen Untersuchungen des Herz-Kreislauf Systems stehen Analysen der Kontraktions- und der Dilatationsbewegung des Myokards im Vordergrund. Mittels herkömmlicher bildgebender Magnetresonanzt-Techniken (MR) können unter Verwendung einer EKG-Triggerung Schichtbilder des Herzens zu unterschiedlichen Zeitpunkten des Herzzyklus' aufgenommen werden. Daraus lassen sich Parameter wie Herzmasse oder Herz wanddicke aber auch dynamische Grössen wie systolische Wandverdickung und Auswurf rate gewinnen. Der Herzmuskel erscheint auf solchen Bildern jedoch homo-

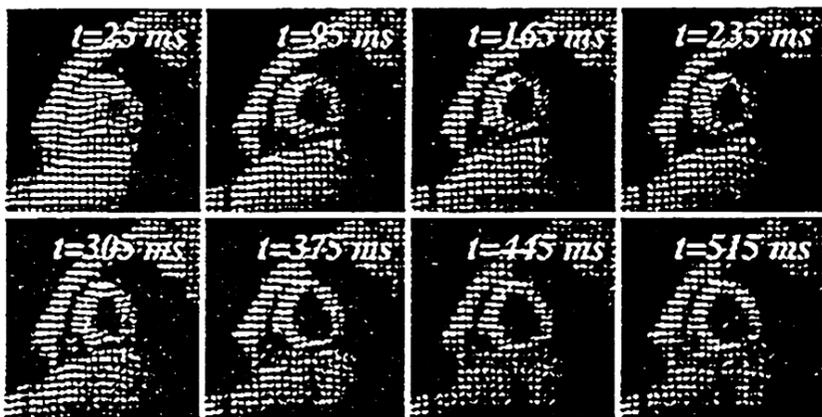


Fig. 1 8 Herzphasen aus einer Seite von 16. Zeitliche Auflösung: 35 ms, räumliche Auflösung: 1.6 x 1.6 x 6.0 mm (t=Zeit nach der R-Zacke des EKG's).

gen, was eine Quantifizierung der Bewegung einzelner Punkte auf dem Myokard verunmöglicht. Die lokale Herzwandbewegung beinhaltet aber sehr sensitive Parameter zur Beurteilung des Zustands des Herzens. Dadurch ist die Kenntnis der genauen *lokalen* Bewegung des Herzmuskels von zunehmendem medizinischen Interesse und verstärkt den Wunsch nach einem nichtinvasiven Verfahren zur Messung der Herzwandbewegung. Zu diesem Zweck wurde 1989 [1] ein Verfahren ("Myocardial Tagging") entwickelt, welches erlaubt Markierungen in Form einer Linien- oder Gitterstruktur auf die Magnetisierung des Herzmuskels zu modulieren (Fig. 1). Diese Markierungen können auf Magnetresonanzbildern, welche von verschiedenen Zeitpunkten des Herzintervalls stammen, sehr genau beobachtet und verfolgt werden. Die Trajektorien beliebiger Punkte auf dem Herzmuskel können somit mit einer eigens entwickelten halbautomatischen Auswertungssoftware ermittelt werden (Fig. 2). Aus diesen Bewegungsdaten lassen sich dann lokale Kenngrössen wie z.B. Rotation oder zirkumferentielle Verkürzung bestimmen.

EINLEITUNG

Bisherige Tagging Methoden leiden unter dem Nachteil, dass die Gitterinformation lediglich während der Systole sichtbar ist. Das heisst, dass man damit keine

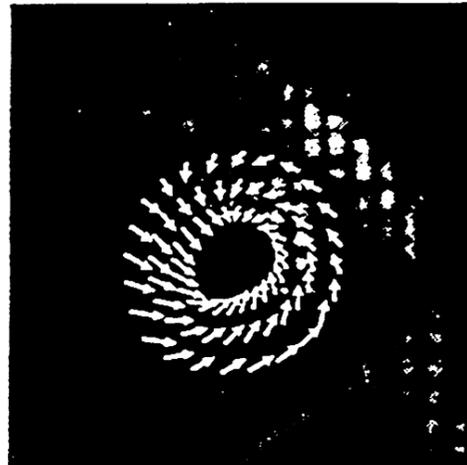


Fig. 2 End systolische Aufnahme der Herzspitze überlagert mit den lokalen Trajektorien. Deutlich zu sehen ist die Rotation im Gegenuhrzeigersinn.

Bewegungsdaten der Diastole erhält. Es hat sich aber gezeigt, dass gerade die Diastolische Bewegung sehr sensitive Parameter beinhaltet [2]. Weiter erfassen solche Verfahren [1] lediglich eine ortsfeste Schicht, welche aber der dreidimensionalen Bewegung des Herzens keine Rechnung tragen. Somit wird zu den verschiedenen Zeitpunkten innerhalb des Herzintervalls nicht immer dasselbe Gewebe abgebildet. Das hat zur Folge, dass wichtige funktionelle Parameter fehlbeurteilt werden können. Mittels eines am IBT entwickelten Verfahrens [3] gelingt es, sowohl die systolische als auch die diastolische Bewegung mit einer hohen zeitlichen Auflösung (35 ms) abzubilden. Dabei wird mit einem speziellen Schichtverfolgungsverfahren eine reale zweidimensionale Projektion der 3D-Bewegung eines beliebigen Punktes auf dem Herzmuskel erfasst. Kombiniert mit modernen Bildgebungssequenzen wurde diese Tagging-Methode an Herzgesunden, und an Patienten angewendet. Eine eigens geschriebene Software erlaubt die Quantifizierung von Bewegungsgrössen auf solchen zeitaufgelösten Bildern.

METHODEN

Messmethodik:

Unmittelbar nach der Detektion der R-Zacke des EKG's wird typischerweise die Magnetisierung einer 6 mm dünnen Schicht sinusförmig moduliert. Mittels modernen, bildgebenden Sequenzen (EPI) wird dann alle 35 ms eine dickere Schicht abgebildet, welche die bewegte und verformte vorgängig modulierte Schicht einschliesst. Durch Subtraktion einer zweiten Messung mit im Vergleich zur ersten Messung inverser Modulation der Magnetisierung entsteht ein Bild, welches ausschliesslich vom Signal des Gewebes der dünnen, getaggtten Schicht induziert ist. Typischerweise werden 16-20 Herzphasen mit einer zeitlichen Auflösung von 25-35 ms und einer räumlichen Auflösung von 1.6 x 1.6 mm aufgenommen. D.h. dass sowohl die systolische als auch die diastolische Bewegung erfasst werden kann. Zur Reduktion der Messzeit werden jeweils zwei Messungen mit orthogonalem Streifenmuster ausgeführt. Die nachträgliche Multiplikation dieser Streifenbilder ergibt dann Bilder mit gitterförmiger Struktur. Fig. 3 zeigt eine solche Sequenz, die aus einem Tagging-Teil, der die Magnetisierung des Gewebes moduliert, und

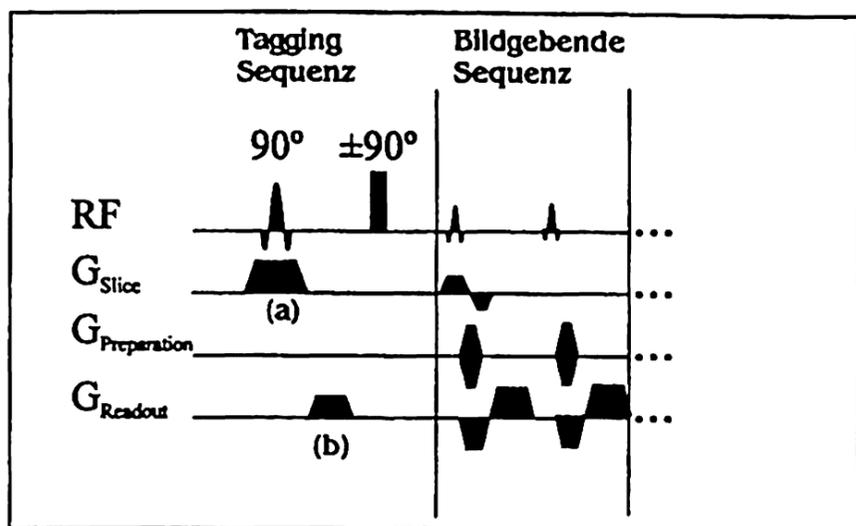


Fig. 3 MR-Tagging Pulssequenz die einen verbesserten Tagging-Kontrast liefert und schichtverfolgung einschliesst.

einem Bildgebenden Teil besteht. In einer dünnen Schicht wird die Magnetisierung mittels eines RF-Pulses und des schichtselektiven Gradienten (a) um 90° in die transversale Ebene geklappt. Anschliessend erfolgt die Modulation des Streifenmusters mit Gradient (b). Diese modulierte Magnetisierung in der transversalen Ebene wird durch den $\pm 90^\circ$ RF-Puls in longitudinale Richtung zurückgeklappt. Das Vorzeichen dieses $\pm 90^\circ$ Pulses ändert für jede zweite Messung. Damit wird die vorgängig beschriebene inverse Modulation erreicht. Unmittelbar nach der Tagging-Prozedur folgt der bildgebende Teil der Sequenz, wo mehrere Herzphasen abgebildet werden.

Patienten & Probandenstudie:

Gemessen wurde ein Kollektiv, das aus 12 Aortenstenosen Patienten besteht. Diese Patienten haben aufgrund des erhöhten Druckes im linken Ventrikel (212 ± 29 mmHg) einen verdickten Herzmuskel. Als Kontrollkollektive dienten 12 Herzgesunde und 12 Ruderer, welche physiologisch verdickte Herzmuskel aufweisen. Mit einer halbautomatischen Auswertungssoftware wurden dann die zeitaufgelösten Verschiebungen der Gitterpunkte bestimmt. Aufgrund dieser Bewegungsdaten können die Trajektorien beliebiger Punkte auf dem Myokard errechnet werden (Fig. 2). Mit Hilfe dieser lokalen Trajektorien wurde für alle 3 Kollektive (Gesunde, Aortenstenosen, Ruderer) die Rotation an der Herzspitze (Apex) zeitaufgelöst sowohl für die Systole als auch für die Diastole quantifiziert. Damit gleiche Zeitpunkte in den Herzzyklen von individueller Dauer verglichen werden können, wurden die Rotationsdaten auf den end-systolischen Zeitpunkt des Herzzyklusses normiert (= 100% auf der Zeitachse von Fig. 4).

ERGEBNISSE

Qualitativ betrachtet kann für die Herzgesunden während den ersten 25 - 30% der Systole eine schnelle Rotation im Gegenuhrzeigersinn (ansteigende Kurve, Fig. 4) beobachtet werden. Betrachtet man parallel die Flächenänderung des inneren Lumens des linken Ventrikels (hier nicht dargestellt), sieht man, dass diese schnelle Rotation während der isovolumetrischen Kontraktion erfolgt. Anschliessend (30 - 100%) folgt eine in der Geschwindigkeit reduzierte Rotation während der Auswurfphase. Die Auswurfphase ist gefolgt von der isovolumetrischen Relaxation, wo ein schnelles Zurückdrehen (Uhrzeigersinn, abfallende Kurve) stattfindet. Diese schnelle Rückrotation ist zu

Beginn der Füllphase (130% - 210%) abgeschlossen. Bei den pathologischen Fällen, den Aorten Stenosen, zeigt sich ein deutlich verändertes Rotationsmuster: Nach der isovolumetrischen Kontraktion erfolgt praktisch keine Reduktion der Rotationsgeschwindigkeit im Gegenuhrzeigersinn (30% - 100%), was zu einem deutlich höheren end-

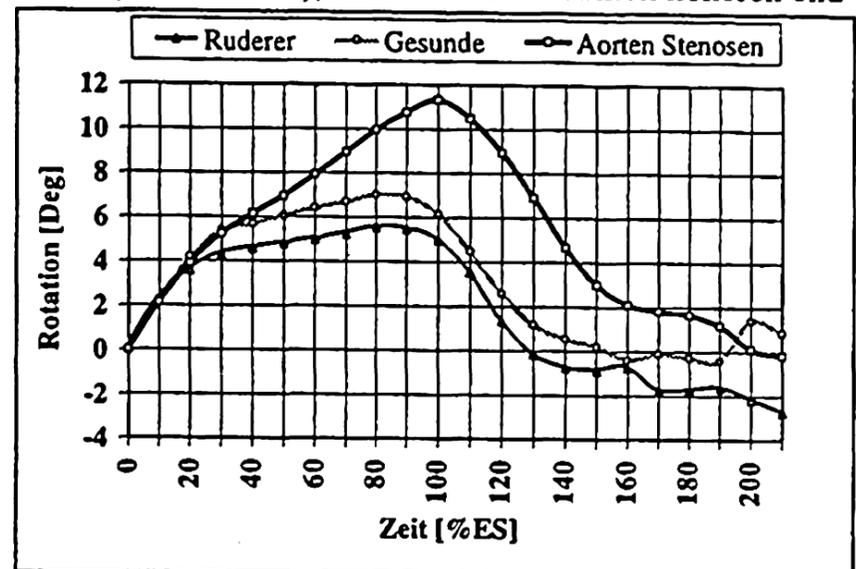


Fig. 4 Apikaler Rotationswinkel von Sportlern, Herzgesunden und Aorten-Stenosen Patienten in Funktion der Zeit (100% entspricht dem end-systolischen Zeitpunkt).

systolischen Rotationswinkel führt. Im Folgenden ist während der Diastole auch keine Separation in isovolumetrische Relaxation und Füllphase der Ventrikel zu beobachten. Die Rückrotation ist verlängert und verzögert. Interessanterweise zeigen die Ruderer, welche einen identischen Hypertrophie-Grad wie die Patienten aufweisen, praktisch keinen Unterschied im Vergleich zu den Herzgesunden. Sowohl die Systole, wie auch die Diastole zeigt eine deutliche Separation der isovolumetrischen Phasen. Der qualitative wie auch der quantitative Verlauf der apikalen Rotation ist praktisch identisch für diese beiden Kollektive.

DISKUSSION & SCHLUSSFOLGERUNGEN

Verbesserte Tagging-Sequenzen ermöglichen das Erfassen der Herzbewegung während Systole und Diastole mit einer hohen zeitlichen und räumlichen Auflösung. Im Gesunden Herz erfolgt die apikale Rotation hauptsächlich während den isovolumetrischen Phasen des Herzzyklusses. Für pathologisch hypertrophe Herzen aufgrund von Aortenstenosen ist die Rotation nicht nur während der isovolumetrischen Phasen zu beobachten. Dieser Parameter wird zeitgleich mit der Ejektion und der Füllung der Ventrikel beobachtet. Zudem ist die Rotationsamplitude im pathologischen Fall erhöht. Da die Ruderer dieselben Rotationseigenschaften aufweisen wie die Gesunden, scheint eine veränderte Rotationsmechanik an der Herzspitze nicht eine Funktion der Hypertrophie, sondern des veränderten Druckes im linken Ventrikel zu sein.

LITERATUR

- [1] L Axel and L. Dougherty, MR Imaging of Motion with Spatial Modulation of Magnetization, Radiol. 171, 841 (1989).
- [2] K.L. Yun et. al., Alterations in Left Ventricular Twist Mechanics during Acute Human Allograft Rejection, Circ., 83, 962 (1991).
- [3] S.E. Fischer et. al., Improved Myocardial Tagging Contrast, Magn. Reson. Med. 30, 191 (1993).