

Magnetic Resonance Imaging zur Erfassung von Blutflussprofilen in Gefäßen des menschlichen Körpers

Boesiger P., Maier S.E., Scheidegger M.B., Botnar R., Meier D.

Institut für Biomedizinische Technik und Medizinische Informatik
Universität und ETH Zürich, Gloriastrasse 35, CH-8092 Zürich

EINLEITUNG:

Magnetic Resonance Imaging eröffnet neue Möglichkeiten für die räumlich hochaufgelöste Darstellung und die nichtinvasive Quantifizierung des Blutflusses in nahezu allen grösseren Gefässen des menschlichen Körpers. Da der Blutfluss auf verschiedene Arten die Amplitude und die Phase von Kernresonanzsignalen beeinflusst, sind mehrere Methoden bekannt, bei welchen die Flussinformation entweder aus der Signalamplitude oder aus der Signalphase abgeleitet wird.

Für quantitative Messungen des Blutflusses bieten Techniken, welche auf der Kodierung der Flussinformation in die Signalphase basieren, wesentliche Vorteile. Im Prinzip können Flussmessungen mit herkömmlichen Gradienten-Echo-Abbildungsverfahren durchgeführt werden (6,7). Doch treten damit in der Praxis vor allem bei komplizierteren Flussverhältnissen und in Herznähe schwerwiegende Bildartefakte auf, die eine genaue Quantifizierung verunmöglichen. Diese Artefakte werden durch Bewegungen senkrecht zu der zu messenden Flusskomponente und durch Terme höherer Ordnung der Bewegung (Pulsatilität des Blutflusses) im Zusammenwirken mit entsprechenden Momenten der für die Bilderzeugung verwendeten Gradienten induziert (1).

METHODE:

Die neue speziell für Flussmessungen entwickelte FAcE- (Free Induction Decay Acquired Echo)-Technik (1,10) ermöglicht eine extreme Verkürzung der

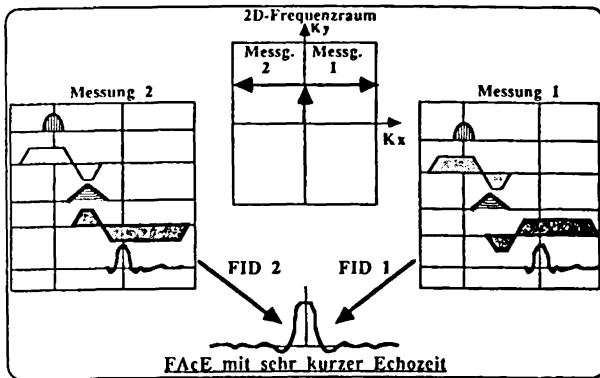


Abb.1: Prinzip der FAcE-Technik

Echozeit, wodurch die Terme höherer Ordnung stark reduziert werden. Dadurch verschwinden die entsprechenden Artefakte praktisch vollständig. Die extreme Verkürzung der Echozeit auf 2-4ms wird dadurch erreicht (Abb. 1), dass nicht ein volles, sondern nur ein halbes Gradientenechosignal gemessen wird. Die durch diese Halbecho-Abtastung entstehenden Nachteile in der Bildqualität werden kompensiert, indem in einem zweiten Experiment durch Inversion des Auslesegradienten gleichsam die andere Hälfte des Echosignals gemessen wird. Die beiden Hälften werden anschliessend zusammengefügt und wie normale Echosignale zu Bildern rekonstruiert. Durch Zuschalten von Gradienten, welche die ersten Momente ausgewählter Gradientenkomponenten vergrössern oder verschwinden lassen, wird die Messung jeder beliebigen Vektorkomponente der Blutflussgeschwindigkeit möglich.

ERGEBNISSE:

Nach sorgfältiger Überprüfung der Messtechnik an Modellen mit bekannten Strömungsverhältnissen und durch Vergleich der MR-Messergebnisse mit entsprechenden Daten von Ultraschall-Doppler-Messungen an der menschlichen Aorta (6) wurden eine grössere Rei-

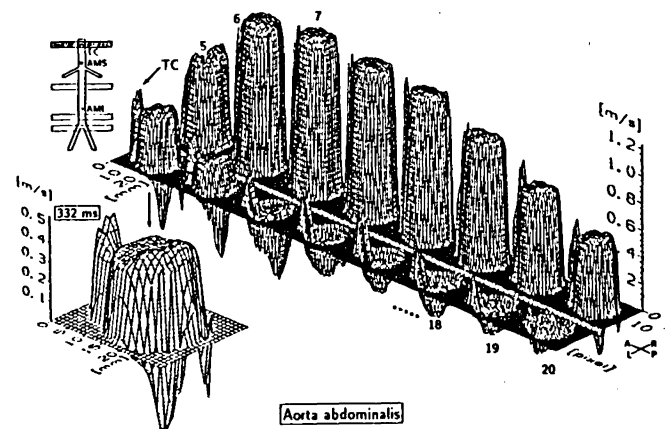


Abb.2: Flussgeschwindigkeitsprofile der abdominalen Aorta eines gesunden 27-jährigen Probanden auf der Höhe der Abzweigung des Truncus coeliacus

he von Messungen an verschiedenen Gefässen von gesunden Probanden und von Patienten mit Erkrankungen am Kreislaufsystem durchgeführt (5). Für die Diskussion einiger mit dieser Technik erzielter Ergebnisse beschränken wir uns im Folgenden auf die Geschwindigkeitskomponenten in Richtung der Gefässachsen. Abb. 2 zeigt die Blutflussgeschwindigkeitsverteilung im oberen Teil der abdominalen Aorta eines gesunden jungen Probanden auf der Höhe des Truncus coeliacus. Die Profile wurden zu 16 verschiedenen Zeitpunkten des Herzzyklus in Abständen von 26 ms nacheinander aufgenommen. Deutlich sind die Profile in der Aorta und im Truncus coeliacus zu erkennen. Die maximale Flussgeschwindigkeit während der Herzkontraktion beträgt in beiden Gefässen etwa 1.2 m/s. Interessant ist die endsystolisch durch die Reflexion des Flusspulses an der Peripherie auftretende abrupte Strömungsumkehr, die sogenannte dichrotische Welle, welche -wie dies im separat hervorgehobenen Profil deutlich erkennbar ist- vorerst im posterolateralen Bereich der Aorta auftritt und sich dann über den gesamten Gefässquerschnitt ausbreitet.

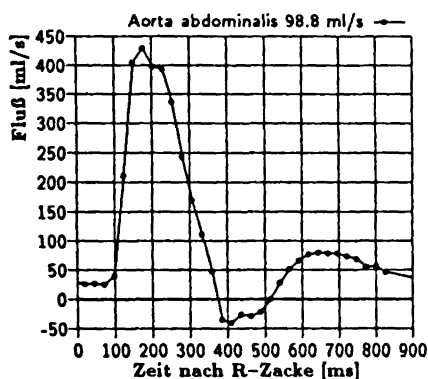


Abb. 3: Instantaner Blutfluss über den Herzzyklus

Abb. 3 zeigt den instantanen Fluss durch die Aorta, welcher sich durch Integration der Geschwindigkeitsprofile von Abb. 2 über den Gefässquerschnitt berechnet. Der maximale systolische Vorwärtsfluss mit einer instantanen Flussrate von etwa 400 ml/s tritt rund 180 ms nach der R-Zacke des Elektrokardiogramms auf. Er ist gefolgt von einem an dieser Messstelle bescheidenen Rückfluss, wonach ein Übergang zu einem kleinen, über den gesamten restlichen Herzzyklus anhaltenden Vorwärtsfluss stattfindet. Der Nettofluss in Richtung der Peripherie beträgt an dieser Stelle rund 100 ml/s.

Messungen unmittelbar in der Verzweigung der Aorta in die rechte und linke Iliaca zeigen die zwei Geschwindigkeitsverteilungen in den beiden verzweigten Gefässen, die sehr ähnlich aussehen (Abb. 4). Wegen der unmittelbaren Nähe der Verzweigung

sind sie aber schief und sehr kompliziert, wie dies aus Messungen an Modellen von Verzweigungen (2,3) und aus Modellrechnungen bekannt ist (8,9). Die Flussrate an dieser Stelle beträgt mit 28.6 ml/s noch etwas mehr als ein Viertel des Flusses im oberen Teil der Aorta. Deutlich ist auch die wesentlich höhere Amplitude der dichrotischen Welle erkennbar, welche offensichtlich durch die Viskoelastizität der Wand in Richtung des Herzens stark gedämpft wird.

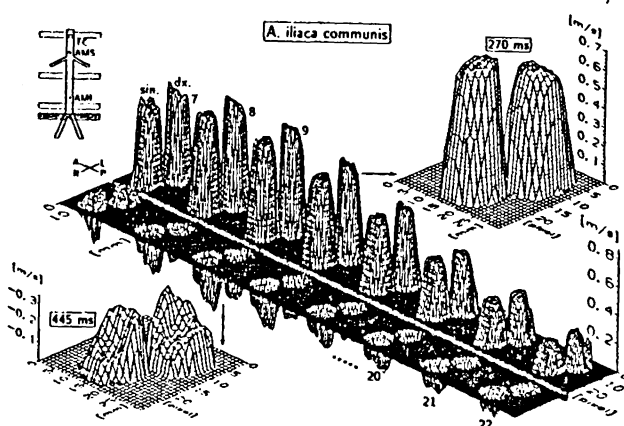


Abb. 4: Flussgeschwindigkeitsprofile der Arteriae iliaca communes hinter der Verzweigung der Aorta des 27-jährigen gesunden Probanden.

Ähnliche Messungen sind an verschiedenen weiteren arteriellen und venösen Gefässen durchgeführt und dokumentiert worden, so etwa an den Becken-, den Nieren- und den Mesenterialarterien, der Vena cava sowie an verschiedenen Gefässen des Kopfes und von Extremitäten. Dabei ist festzuhalten, dass vor allem bei kleineren Gefässen grosse interindividuelle Unterschiede oder bei symmetrisch liegenden Gefässstrukturen, wie beispielsweise bei den Nierenarterien, erhebliche Unterschiede in den Flussraten auftreten können.

LITERATUR:

- 1.) Boesiger P., Maier S.E., Liu K., Scheidegger M.B., Meier D.: J Biomechanics 25(1), 55, 1992.
- 2.) Ku D.N., Giddens D.P.: J Biomech 4, 407, 1987.
- 3.) Liepsch D., Poll A., Strigberger J., Sabbah N.H., Stein P.D.: J Biomech Eng 111, 222, 1989.
- 4.) Liu K.: Diss. ETH Zürich, 1992.
- 5.) Maier S.E.: Diss. ETH Zürich, 1992.
- 6.) Maier S.E., Meier D., Boesiger P., Moser U.T., Vieli A.: Radiology 171, 487, 1989.
- 7.) Meier D., Maier S., Boesiger P.: Magn. Reson. Med. 8, 25, 1988.
- 8.) Perktold K., Kenner T., Hilbert D., Spork B., Florian, H.: Basic Res Cardiol 83, 24, 1988.
- 9.) Perktold K., Resch M.: J Biomed Eng 12, 111, 1990.
- 10.) Scheidegger M.B., Maier S.E., Boesiger P.: Magn Reson Imaging 9(4), 517, 1991.