

Ultraschallmässige Erfassung der Geschwindigkeitsprofile in der menschlichen Aorta

A. Vieli**, R. Jenni*, U. Moser, S. Maler

Institut für Biomedizinische Technik und Medizinische Informatik der Universität und ETH Zürich

*Medizinische Poliklinik, Universitätsspital Zürich

**Firma A. Schiller, Baar/Schweiz

Mehrkanalige Ultraschall-Doppler-Geräte erlauben die Visualisierung von Blutgeschwindigkeits-Profilen, welche Aufschluss geben können über die Hämodynamik im Bereich der Mess-Stelle. Im Rahmen einer Reihe von Studien wurden die Realitätstreue dieser Profilerfassung und die Variabilität der Ergebnisse in Funktion des Messortes und in Abhängigkeit verschiedener Krankheitsbilder untersucht.

1. Mess-Methodik

Die Dopplermessungen wurden mit zwei verschiedenen Geräten durchgeführt. Für die experimentelle Überprüfung der Realitätstreue der Profilformen wurde ein neuentwickeltes Prototypengerät verwendet, während für die klinischen Patientenmessungen ein Duplex-Scanner eingesetzt wurde (s.technische Daten in Tab 1). Beim Duplex-

Prototyp	Diasonics CV-3400R	
4.1 MHz	Sendefrequenz	2.25 MHz
2 mm	Strahldurchmesser	5 - 10 mm
1 mm	Torlänge	2 mm
20 ms	Beobachtungszeit	16 ms
3 cm/sek	Wandfilter	15 cm/sek
1 Herzzyklus	Mittelung	8 Herzzyklen
Korrelationsdetektor	Detektion	Nullstellendetektor

Tab. 1 Technische Daten der verwendeten Ultraschallgeräte

Scanner waren infolge des schlechteren Signal/Rausch-Verhältnisses vor allem die Profile im Bereich des systolischen Fluss-Maximums aussagekräftig. Beide Geräte liefern ein Geschwindigkeitsprofil, welches sich aufgrund von Dopplermessungen entlang eines das Gefäss zentral schneidenden Ultraschall-Strahls ergibt (Fig. 1). Die je 10 Probanden oder Patienten pro Gruppe wurden jeweils in Rückenlage untersucht, wobei der Ultraschall-Transducer für die Messungen in der aufsteigenden Aorta in der Manubriumgrube und für die Erfassung der Abdominal-Aorta im Bereich des Nabels aufgesetzt wurde. Zur visuellen Beurteilung der Resultate wurden vergleichbare Profile übereinandergeplottet.

* aktuelle Adresse: SCHILLER AG, Altgasse 68, CH-6340 Baar

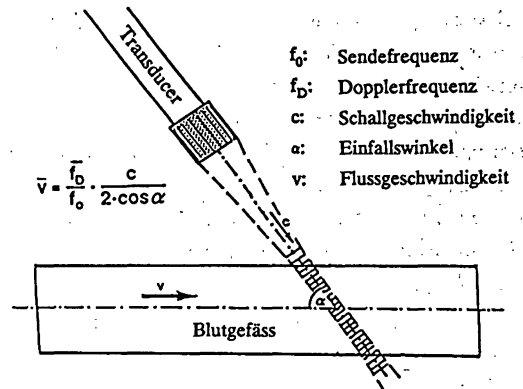


Fig. 1: Prinzip der mehrkanaligen Ultraschall-Dopplermessung

Aus einzelnen Abtastvolumina, welche durch den Strahlquerschnitt, die Tor-Dauer und die Empfangsverzögerung definiert sind, werden entlang der Strahlachse die $\cos \alpha$ -gewichteten Geschwindigkeiten erfasst.

2. Klinische Normalprofile an verschiedenen Messtellen

Obwohl individuelle Profilvariationen auftreten, kann doch visuell sowohl für die aufsteigende als auch für die Abdominalaorta je ein typisches Bild erkannt werden (Fig. 2). Zum Zeitpunkt des maximalen Vorwärtsflusses tritt in

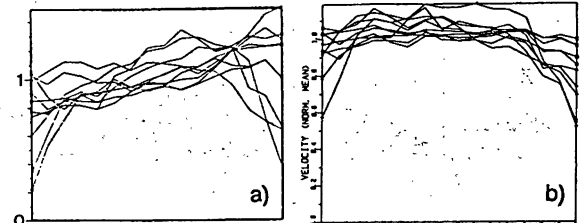


Fig. 2: Normale Profilformen a) aufsteigende Aorta, b) Abdominalaorta

Horizontal ist der Gefässdurchmesser aufgetragen, wobei links die transducernähere Gefässwand liegt. Vertikal sind die lokalen Geschwindigkeiten dargestellt, welche auf den momentanen Mittelwert normiert sind. Die Profile wurden bei 30% Austreibzeit registriert.

der Abdominalaorta eine näherungsweise uniforme Geschwindigkeitsverteilung auf während in der aufsteigenden Aorta zwar auch ein recht ebenes, jedoch geneigtes Profil zu beobachten ist, dessen Spitzengeschwindigkeiten weiter vom Transducer entfernt sind als die Gefässachse.

3. Profilformen von Herzpatienten

Als Beispiele von hämodynamisch relevanten Herzkrankungen sind Profile bei schwerer Aorteninsuffizienz (AI) und bei hypertropher obstruktiver Kardiomyopathie (HOCM) dokumentiert. Wie aus Fig. 3 im Vergleich zu Fig. 2 entnommen werden kann, tritt bei den AI-Patienten eine spürbar grössere individuelle Variabilität auf. Eine typische Kurvenform kann kaum noch beschrieben werden. Etwas anders verhält es sich mit den HOCM-Messungen. Hier kann trotz gewisser individueller Unterschiede ten-

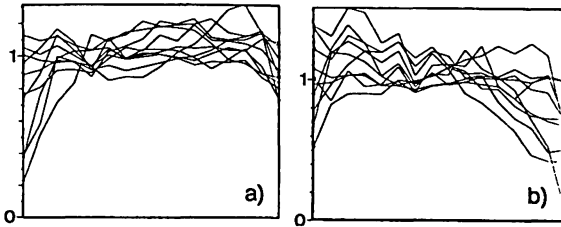


Fig. 3: Profile von Herzpatienten a) HOCM, b) AI

Darstellung wie in Fig. 2. Messort: aufsteigende Aorta, Messzeitpunkt: 30% Austreibzeit.

denziell eine Abnahme der im Normalfall gefundenen Schiefe der Profile beobachtet werden. Noch deutlicher tritt ein krankheitsspezifisches Charakteristikum zutage wenn man die zweidimensionalen Profilletpiche (Fig. 4) vergleicht, indem bei den HOCM-Fällen der Zeitpunkt des endstolischen Nulldurchgangs der Geschwindigkeit über den Gefässdurchmesser stark variiert [3].

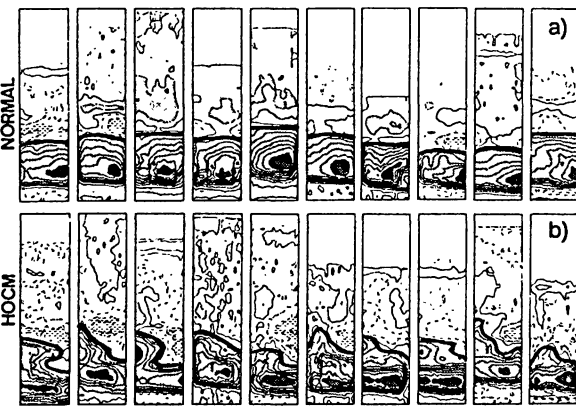


Fig. 4: 2-dimensionale Profilletpiche a) normal, b) HOCM

Horizontal ist der Gefäss-Durchmesser, vertikal die Zeit innerhalb des Herzzyklus aufgetragen. Als Höhenkurven sind die entsprechenden Geschwindigkeiten dargestellt. Die ausgezogene Kurve entspricht dem endstolischen Nulldurchgang.

4. Realitätstreue der in vivo Profile

Die erst kürzlich entwickelten Magnetresonanz-Methoden [1] bieten heute die Möglichkeit, durch die Verwendung zweier unabhängiger Methoden gegenseitig deren Realitätstreue zu verifizieren. Dies wurde für einen Ver-

gleich der sagittalen Profile durch die Abdominal-Aorta von 10 gesunden Probanden ausgenützt. Um auch im Bereich kleiner Geschwindigkeiten zuverlässige Ultraschall-Resultate zu erhalten wurde diese Studie mit einem neuen rauschunempfindlichen Prototypengerät [2] anstelle des klinischen Duplex-Systems durchgeführt.

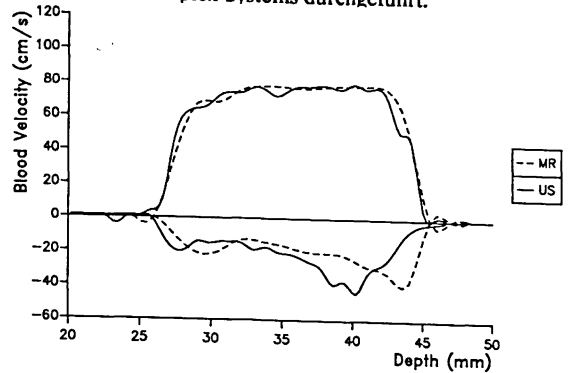


Fig. 5: Profil-Vergleich Ultraschall/Magnetresonanz

Darstellung analog zu Fig. 2. Hier ist jedoch für einen typischen Probanden sowohl das maximale systolische Vorwärtsprofil als auch das maximale diastolische Rückwärtsprofil geplottet. —: Ultraschall, ----: Magnetresonanz.

Ein graphisches Beispiel (Fig. 5) soll die gute Übereinstimmung unterstreichen, welche sich in Korrelationskoeffizienten von $r = 0.95 \pm 0.02$ für räumlich und zeitlich korrespondierende Geschwindigkeiten der 10 Versuchspersonen niederschlägt. Um eine Übereinstimmung der verglichenen Messwerte zu erhalten, wurden die MR-Daten in Intervallen von zeitlich 20 ms und räumlich 1 mm interpoliert.

5. Diskussion und Schlussfolgerungen

Die durchgeführten Studien dokumentieren, dass 1.) eine hohe Realitätstreue von Ultraschall-Doppler-Profilen erreicht werden kann, 2.) die Profilform vom Messort abhängig ist, 3.) individuelle und krankheitsspezifische Profil-Variationen auftreten können. Obwohl die Daten immer nur entlang eines Ultraschall-Strahls zur Verfügung standen, muss befürchtet werden, dass vor allem die Effekte infolge von Herzkrankheiten auch den nichterfassten Bereich des Gefässquerschnitts beeinträchtigen. Aus diesem Grunde scheint es angezeigt, zur vollständigen Evaluation der Geschwindigkeiten den gesamten Gefässquerschnitt miteinzubeziehen.

6. Literatur

- [1] Meier D., Maier S., Boesiger P. (1988) Quantitative Flow Measurements on Phantoms and on Blood Vessels with Magnetic Resonance Magn.Reson.Med. 7(3), to be published
- [2] Moser U. Inhärente Grenzen von Ultraschall-Blutmessverfahren Dissertation Nr. 8567 ETH Zürich (1988)
- [3] Vieli A., Jenni R., Moser U., Casty M., Anliker M. Dopplersonographische Erfassung der Blutgeschwindigkeit in der aufsteigenden Aorta: Problematik und mögliche Lösung Ultraschall in der Medizin 8:64-69 (1987)

Diese Arbeit wurde mit Unterstützung des schweizerischen Nationalfonds durchgeführt (NFP 18).