

ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER ÎN DIAGNOSTICUL CARDIOPATIILOR VALVULARE. DESCRIERE TEHNICĂ — REZULTATE PRELIMINARII

A. Incze, S. Cotoi, I. Benedek, I. Jancsó*

Pentru prima dată în medicină metoda Doppler cu ultrasunete a fost aplicată de *Satomura* în 1957 (12). Utilizarea metodei pentru diagnosticul bolilor arteriale și venoase a cunoscut o răspîndire după 1966 prin lucrările lui *Strandness* (13). Înregistrarea unor fluxuri sanguine în diferite puncte din interiorul cutiei toracice a fost posibilă după apariția lucrărilor lui *Johnson* 1973, respectiv *Burbakk* și *Angelsen* 1976 (2).

În cadrul Clinicii medicale nr. 1 din Tirgu Mureș s-a construit după o concepție originală un fluxmetru ultrasonic cu efect Doppler, acceptat ca inovație. Aparatul este utilizat de 2 ani pentru diagnosticul bolilor arteriale și venoase (7, 8). În lucrarea de față dorim să prezentăm posibilitățile de utilizare a acestei tehnici în detectarea unor cardiopatii valvulare.

Material și metodă

Fluxmetrul ultrasonic cu efect Doppler utilizat funcționează pe principiul emisie continue de unde. Cristalul emițător, de titanat de bariu, este excitat de un oscilator la frecvența de 2 Mhz realizînd o putere a unei ultrasunete de 100 mW². Oscilațiile sint conduse la piele prin intermediul unei pelicule gelatinoase (de metilceluloză), aerul fiind rău conducător de ultrasunete. Lingă cristalul emițător se află un al doilea cristal avînd rol de receptor. Etajul receptor amplifică și detectează variația în frecvență a undelor reflectate, adică frecvența Doppler, care variază între 500—3000 Hz, fiind auzibil în difuzor ca sunet Doppler. În continuare, printr-un etaj de transformare frecvență-tensiune poate fi introdus într-un inscriptor (de ex. Cardior), obținîndu-se înscrierea sub formă de curbe.

Pentru calculul exact al vitezei maxime, aparatul a fost dotat cu un oscilator cu frecvență fixă de 500 Hz. Acest semnal aplicat la intrarea etajului de transformare frecvență-tensiune printr-un întrerupător, în mod intermitent, permite obținerea curbelor de etalonare.

* Asistența tehnică a fost asigurată de asist. Etelka Urr și asist. Piroška Lázár.

Aparatul a fost utilizat pentru înregistrarea vitezei de scurgere a sîngelui în cavitățile inimii în condiții normale și patologice.

S-au efectuat înregistrările la 7 bolnavi cu cardiopatii valvulare cu diagnosticul stabilit prin cateterism cardiac și cineangiocardiografie, dintre care 2 cu stenoză aortică, 2 cu stenoză și insuficiență aortică și 3 bolnavi cu stenoză mitrală.

Înregistrările s-au făcut în poziție de decubit dorsal sau semișezîndă concomitent cu ECG și fonocardiograma, respectiv în unele cazuri cu pulsul carotidian.

Pentru detectarea fluxului în aortă, traductorul cu cele 2 cristale este plasat în fosa suprasternală (fig. nr. 1) după ce în prealabil pe piele s-a aplicat un strat de pastă conductoare de ultrasunete. În continuare i se imprimă o direcție înspre înapoi pînă ce se recepționează în difuzor sunetul Doppler caracteristic al jetului sanguin aortic. După ce s-a găsit poziția în care sunetul este cel mai puternic, se înregistrează pe hîrtie termosensibilă (4, 6, 10, 11). În fig. nr. 3 se prezintă curbele obținute la un sînătos (A) și în caz de stenoză aortică (B).

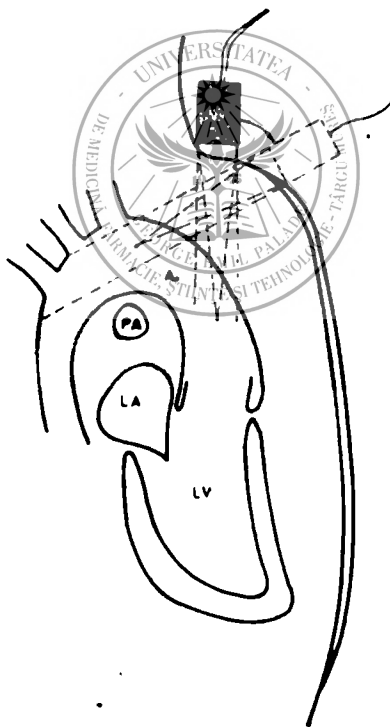


Fig. nr. 1: Schemă prezentînd poziționarea traductorului și direcția fascicului ultrasonor în detectarea fluxului aortic. LV = ventriculul stîng, A = aorta.

Pentru localizarea valvei mitrale traductorul este plasat în spațiul intercostal IV parasternal stîng sau în regiunea apexului, cu o direcție pe cît posibil paralelă cu axul inimii (fig. nr. 2) pînă ce se aude sunetul ca-

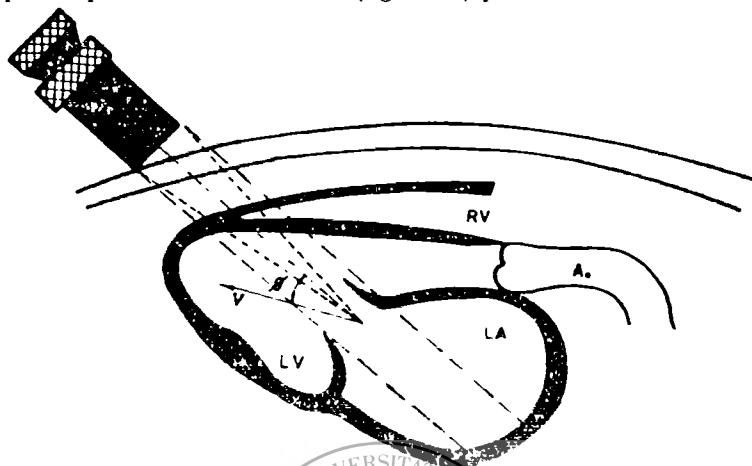


Fig. nr. 2: Schemă prezentînd poziționarea traductorului și direcția fascicului ultrasonor în detectarea fluxului mitral. LV = ventricul stîng, LA = atriu stîng, Θ unghiul dintre jetul sanguin și fascicului ultrasonor.

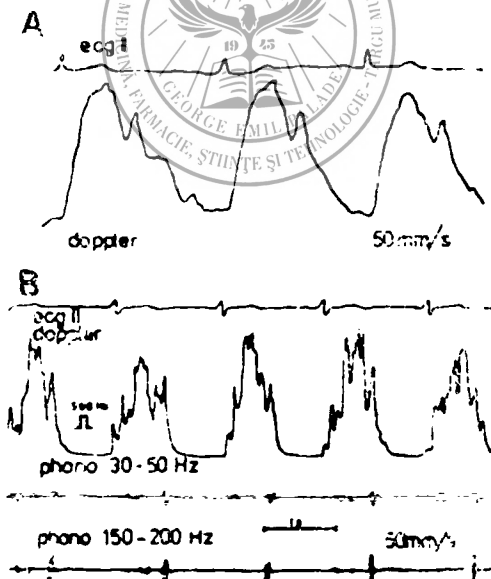


Fig. nr. 3: A = Înregistrarea simultană ECG II și curba fluxului aortic la un sănătos. B = Înregistrarea simultană ECG, curba fluxului aortic și fonocardiograma la un bolnav cu stenoză aortică. Etalon 5 mm. Viteza de derulare a hîrtiei 50 mm s.

racteristic al jetului sanguin mitral și pe osciloscop apare aspectul tipic al curbei. În fig. nr. 4 se prezintă curba fluxului mitral la un sănătos (A) și în cazul unei stenoze mitrale severe (B).

La bolnavii cu rotații ale cordului, cu hipertrofii ventriculare, mai ales drepte este necesară căutarea unor puncte de înregistrare mult mai laterale sau cu 1—2 spații intercostale situate mai jos (5, 9).

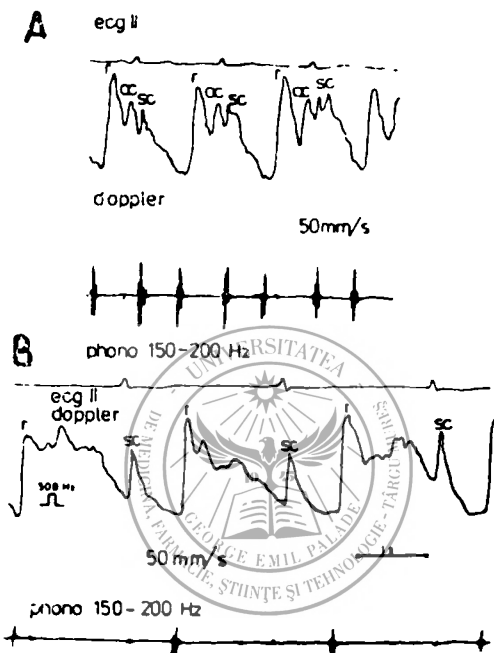


Fig. nr. 4: A = Înregistrarea simultană ECG II, curba fluxului mitral și fonocardiograma la un sănătos. r = jetul de umplere rapidă, ac = contracția atrială, sc = contracția sistolică a ventriculului sting. B = Înregistrarea simultană ECG II, curba fluxului mitral și fonocardiograma în caz de stenoză mitrală severă. Etalon 5 mm. Viteza de derulare a hirtiei 50 mm s.

Discuții

Pină la dezvoltarea metodei Doppler cu ultrasunete, înregistrarea neinvazivă a fluxului sanguin din interiorul inimii nu a fost posibilă. Metoda se deosebește de ecocardiografia convențională prin faptul că nu furnizează imagini ale vaselor sau ale inimii, ci curbe care reflectă viteza de scurgere a singelui, de unde și denumirea de velocimetrie-fluxmetrie (7, 8, 14).

Efectul Doppler constă în variația frecvenței unei ultrasunore reflectate de o suprafață aflată în mișcare și anume, dacă se apropie de sursa de emisie frecvența crește, dacă se depărtează frecvența scade. Variația este direct proporțională cu viteza de deplasare a suprafeței reflec-

tate. Ecurile ce sosesc de pe suprafețe staționare au frecvența identică cu a emițătorului. În cazul curentului sanguin rolul de suprafață reflectantă îl joacă eritrocitele (14). Viteza fluxului sanguin este proporțională cu frecvența unei ultrasunore reflectate conform formulei:

$$V = \frac{(f-f') V_0}{2 \cdot f \cos \Theta}$$

unde V -viteza fluxului sanguin, f -frecvența emisă, f' -frecvența reflectată, V_0 -viteza ultrasunetului în țesuturi ($1,54 \times 10^5$ cm/s) Θ unghiul dintre fasciculul ultrasonor și curentul sanguin. Pe baza acestei formule se poate calcula viteza ce corespunde frecvenței etalon; înlocuind în formulă ($f-f' = 500$ Hz) se obține $V = 19,25$ cm/s. Pentru ușurarea calculelor, în mod convențional amplificarea inductorului a fost reglată ca semnalul etalon să fie de 5 sau 10 mm amplitudine, corespunzând unei viteze de 19,25 cm. Viteza maximă corespunzătoare curbei înregistrate se calculează după formula $V_{\max} = \frac{19,25 \times A \text{ semnal}}{A \text{ etalon}}$ unde A semnal este amplitudinea în mm a curbei înregistrate, iar A etalon este amplitudinea în mm a etalonului.

După determinările lui *Burbakk* și *Angelsen* valorile maxime ale vitezei fluxului mitral ce pot fi obținute în mod normal sînt cuprinse între 60—80 cm/s (2,5). Valorile ce depășesc această limită indică obstrucție-stenoză, rezultate ce au fost confirmate și de cercetările noastre. În fig. nr. 4 (B), viteza maximă a fluxului calculată pe baza formulei de mai sus depășește 90 cm/s, de asemenea și aspectul morfologic al curbei este patologic, cu unda r cu pantă descendentă lină neregulată, corespunzând unui flux rapid și neregulat datorită orificiului mitral stenozat. Unda ac a contracției atriale lipsește, bolnavul fiind în fibrilație atrială.

În stenoza aortică, sunetul Doppler obținut are vibrații neregulate de intensitate mare, date de fluxul turbulent, caracter care se deosebește net de cel al sunetului aortic normal. Acest aspect apare și pe înregistrarea din fig. nr. 3 (B) sub forma unei curbe neregulate, crenelate (1, 3, 6).

În cazul valvelor aortice, determinarea valorilor absolute a vitezei jetului sanguin are o importanță mai redusă. În schimb, determinări repetate în timp la același bolnav permit urmărirea agravării stenozei și în consecință stabilirea atitudinii terapeutice și în funcție de evoluția hemodinamică.

Prezenta lucrare a avut scopul să prezinte aparatul construit de noi și să semnaleze posibilitățile de investigație pe care le oferă. Urmează ca în continuare să efectuăm un studiu pe un număr mai mare de cazuri, astfel încît datele obținute să poată avea o semnificație clinică confirmată.

Bibliografie

1. Baker D. W.: Progress in cardiovascular diagnosis (1978), 21, 2;
2. Burbakk A. O., Angelsen B.A.J., Hatle L.: Cardiovascular research. (1977), 21,5;
3. Cserhalmi Livia, Kali A.: Magyar Belorv. Arch. (1976), 29, 261;
4. Feigenbaum H.: Progress in cardiovascular disease (1972), 14, 531;
5. Hatle L., Burbakk A., Tromsdal A., Angelsen B.: British Heart J. (1978), 40, 2;
6. Hatle L., Nagelsen A., Tromsdal A.: British Heart J. (1980), 43,3;
7. Incze A., Cotoi S., Kovács E., Jancsó I.: Sesiunea de comunicări a Cen-

trului de cercetări medicale din Tîrgu Mureş, 1979, 38; 8. *Incze A., Cotoi S., Jancsó I., Kalakatroni Maria*: Sesiunea de comunicări a centrului de cercetări medicale Tîrgu Mureş, 1980, 29; 9. *Kalmanson D., Veyrat Colette, Bouchariene E., Degrote A.*: British Heart J. (1977), 39,5; 10. *Kalmanson D., Veyrat Colette*: Echo-Doppler velocimetry in N.H.C. Hwang, D. R. Gross and D. J. Patel eds. Quantitative cardiovascular studies clinical and research applications of engineering principles. University Park Press. Baltimore, 1979; 11. *Lorsch S., Rubinstein S., Baker D., Dooley T., Dodge H.*: Circulation (1977), 56,4; 12. *Satomura S.*: J. Acoust. Soc. Am. (1957), 290, 1181; 13. *Strandness D. E., Schultz R. D., Summer D. S.*: Am. J. Surg. (1967), 113, 311; 14. *Wells P.N.T.*: British Journal of Clinical Equipment (1977), 11, 520; 15. *Incze A., Cotoi S., Kovács E., Jancsó I.*: Fluxmetru ultrasonic cu efect Doppler tip 002. Certificat de inovator nr. 2/1981.

Sosit la redacție: 15 ianuarie 1981

A. Incze, S. Cotoi, I. Benedek, I. Jancsó

DOPPLER'S ECHOCARDIOGRAPHY IN THE DIAGNOSIS OF VALVULAR HEART DISEASES. TECHNICAL DESCRIPTIONS — PRELIMINARY RESULTS

An ultrasonic apparatus is presented, based on Doppler's effect, conceived and constructed in an original manner, used to record the rate of blood-flow in the heart cavities under normal and pathological conditions. The technique of localizing the mitral and aortic valves based on the characteristic blood-flow curves, as well as on their relation to the chest wall has been described and exemplified. The echogrammes recorded reflect the maximal rates of the blood-flow, showing a good correlation with the data obtained through heart catheterism and kineangiocardio-graphy.
