

## **BAZELE FIZICE ŞI HEMODINAMICE ALE ULTRASONOGRAFIEI VASCULARE**

I. Pascu, C. Şipoş

### **1. BAZE FIZICE**

#### *1.1. Comportarea ultrasunetelor în ţesuturi*

Ultrasunetele (US) pot fi produse într-un ţesut prin plasarea unei surse vibratorii în contact cu acesta. Undele rezultate se propagă, se atenuază, se împrăştie şi se reflectă în raport de proprietăţile ţesutului şi de caracteristicile US. În ultrasonografia medicală forma sursei vibratorii este astfel aleasă încît unda sonoră să aibă o direcţie bine definită. Recepţia semnalelor împrăştiate şi reflectate furnizează informaţii asupra proprietăţilor acustice ale mediului şi face posibilă, atît reproducerea imaginilor ultrasonice, cît şi detectarea mişcărilor structurilor din mediul cercetat (20).

### 1.1.1. *Atenuarea*

O dată cu propagarea US într-un țesut, intensitatea lor scade paralel cu creșterea distanței parcurse. Această scădere a intensității este denumită atenuare. Sursele atenuării includ reflectarea și împrăștierea US la nivelul granițelor dintre două structuri cu densități diferite și absorbția energiei ultrasonice de către țesuturi. Atenuarea US este determinată atât de frecvența lor, cât și de caracterele țesuturilor. Pentru cele mai multe țesuturi moi atenuarea se mărește proporțional cu creșterea frecvenței US. Pe de altă parte, ritmul de atenuare este mai mare pentru piele și mușchi și mult mai mic pentru conținutul fluid al vaselor.

### 1.1.2. *Reflectarea*

În momentul în care US ating o interfață formată de două țesuturi care au proprietăți sonice diferite, o parte dintre ele sînt reflectate și o parte transmise. Intensitatea US reflectate este determinată de diferența dintre impedanțele acustice ale mediilor care delimitează interfața. Impedanța este egală cu viteza US multiplicată prin densitatea mediului străbătut. Interfețele se numesc reflectori. În cazul interfețelor mari, US sînt reflectate înapoi spre sursă numai cînd incidența acestora este perpendiculară sau aproape perpendiculară pe reflector.

### 1.1.3. *Împrăștierea* (dispersarea)

La nivelul interferențelor acustice cu dimensiuni mici (particule) are loc împrăștierea US. Intensitatea energiei dispersate de la astfel de particule depinde de: a) dimensiunile particulelor (intensitatea se mărește proporțional cu creșterea dimensiunii particulelor); b) numărul particulelor existente de-a lungul US [ex.: *Shung și Reid* (18) au demonstrat că în condițiile în care hematocritul este mic, împrăștierea US de către globulele roșii este proporțională cu acesta]; c) mărimea diferenței de densitate dintre particule și mediul înconjurător; d) frecvența US (pentru particule foarte mici intensitatea de împrăștiere este proporțională cu frecvența la puterea a patra).

## 1.2. *Ultrasunetele cu unde pulsate*

Traductorul unui aparat ultrasonografic emite scurte salve (pulsatii) de US într-un ritm de repetiție fix. După transmiterea fiecărei salve de US, traductorul devine detector al ecourilor provenite de la interfețe. Semnalul ecou este captat de traductor, amplificat și prelucrat într-o formă favorabilă expunerii.

În practică se folosesc două tehnici de expunere a ecourilor (1, 7, 11, 16).

- *Modul de expunere în raport de amplitudine* (amplitude-mode; A-mode, modul A) se referă la prezentarea amplitudinii semnalului ecoului în comparație cu timpul de întârziere al acestuia după transmiterea pulsațiilor.

— Modul de expunere în raport de strălucire (brightness-mode, B-mode, modul B) se referă la convertirea semnalului reflectat într-o serie de puncte luminoase pe ecran. Cele mai moderne sisteme în modul B utilizează „scara cenușie” („gray scale”), în care intensitatea punctului expus este proporțională cu puterea semnalului ecoului. Mișcarea rapidă a traductorului de-a lungul obiectivului cercetat permite reîntoarcerea informației ”echo”, astfel încât să fie percepută ca o imagine continuă („real-time B-scan imaging”). În modul B de expunere lumenul vascular este reprezentat prin arii întunecate, iar pereții vasculari prin imagini luminoase.

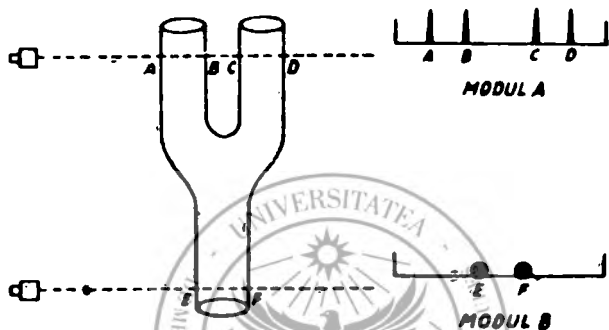


Fig. nr. 1: Porțiunea A-B și C-D a vaselor: modul de expunere a ecourilor. Porțiunea E-F a vasului: modul de expunere B a ecourilor

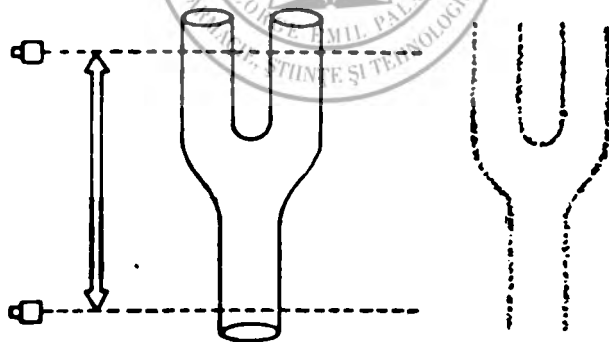


Fig. nr. 2: Imagine ultrasonografică a vaselor în modul B de expunere

### 1.3. Efectul Doppler

Prin efectul Doppler înțelegem schimbarea (variația) frecvenței ecourilor US atunci când există o mișcare relativă între traductor și reflector (globulele roșii).

Luându-se în considerare unghiului ( $\theta$ ) dintre direcția de mișcare a reflectorului și direcția US, atunci diferența de frecvență ( $\Delta f$ ) între unda incidentă ( $f_0$ ) și unda reflectată ( $f_r$ ) este dată de expresia

$$\Delta f = 2f_0 \frac{v}{c} \cos \theta$$

în care „v” este viteza de deplasare a reflectorului, iar „c” este viteza US în mediul de propagare.

Dacă mișcarea reflectorului se face către sursa de US, atunci „ $f_r$ ” va fi mai mare ca „ $f_0$ ”, iar în cazul în care reflectorul se depărtează de sursa ultrasunetului, atunci „ $f_r$ ” va fi mai mică decât „ $f_0$ ”.

De notat că: a) în condițiile în care US se propagă de-a lungul direcției debitului sangvin (deci  $\theta = 0$ , iar  $\cos$  de  $\theta$  va fi 1), deviația Doppler ( $\Delta f$ ) se reduce la formula:

$$\Delta f = 2f_0 \frac{v}{c}$$

b) pentru incidența unghiului alta decât  $\theta = 0$ , diferența de frecvență se reduce cu valoarea lui  $\cos$  de  $\theta$ ; c) pentru cazul în care înclinația US ( $\theta$ ) este de  $90^\circ$  și  $\cos$  de  $\theta = 0$  nu se detectează deviația Doppler.

În practică US se orientează astfel încît  $\theta$  să fie de  $30^\circ$ — $60^\circ$  față de lumenul arterial.

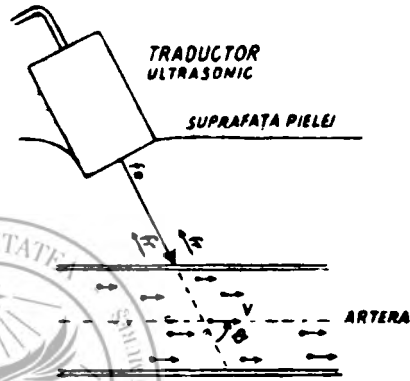


Fig. nr. 3: Schema obținerii semnalelor Doppler din interiorul unui vas

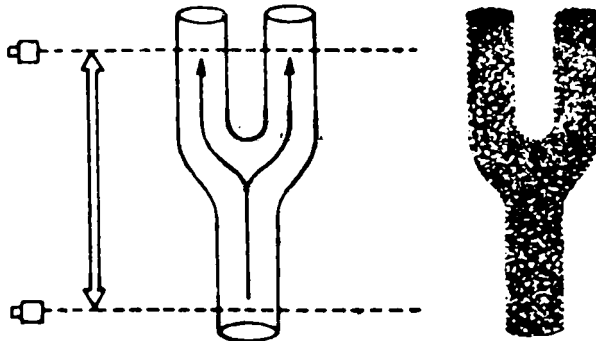


Fig. nr. 4: Imagine ultrasonografică Doppler a vaselor

### 1.3.1. Ultrasonografia Doppler cu undă continuă

Intr-un aparat Doppler cu undă continuă traductorul ultrasonic converteste un semnal electric sinusoidal cu o anumită frecvență în energie ultrasonică care se propagă în mediu. Semnalele ecourilor rezultate din reflectare și împrăștiere se întorc la traductor și produc noi semnale electrice care ajung apoi la un amplificator. În amplificator semnalele sînt întărite, apoi transmise detectorului și trecute printr-un filtru, de unde rezultă numai semnale Doppler cu frecvență joasă. Filtre suplimentare sînt adăugate pentru reducerea efectelor mișcărilor pereților vaselor studiate și pentru eliminarea zgomotelor electrice de fond. Semnalele Doppler obținute sînt transmise unui megafon, pot fi înregistrate sau supuse unei analize spectrale (14, 17).

### 1.3.2. Ultrasonografia Doppler cu undă pulsată

Instrumentele Doppler cu undă pulsată permit discriminarea ecourilor de la diferite adîncimi și detectarea mișcărilor interfețelor dintr-un volum bine definit. Acest volum poate fi poziționat oriunde în lungul axului US.

Intr-un aparat Doppler cu undă pulsată, traductorul ultrasonic este excitat în rafale de scurtă durată de la un oscilator pulsator. Ritmul de repetiție al rafalelor este determinat de un ceas intern. Cu cît durata unei rafale este mai scurtă cu atît volumul ocupat de o undă pulsată va fi mai mic și totodată va fi mai bună întinderea de rezoluție. Semnalele ecourilor reflectate sînt captate de același traductor, apoi amplificate și transmise la detector (2, 10).

### 1.4. Proprietățile traductorului ultrasonic

Tructoarele ultrasonice medicale folosesc materiale ceramice piezoelectrice. Deoarece materialele piezoelectrice pot converti semnalele electrice și vibratorii în dublu sens, ele pot fi folosite în același timp ca detectori și generatori de US. Grosimea elementului ceramic determină frecvența de rezonanță a traductorului.

Pentru ultrasonografia Doppler alegerea frecvenței de lucru este dictată de nevoia obținerii unor intensități adecvate pentru interpretarea corectă a semnalelor obținute. Așa cum s-a menționat anterior, intensitatea undelor reflectate de pe particulele mici, crește cu frecvența la puterea a patra. Astfel, apare rezonabil să se folosească frecvențe ultrasonice înalte. Totuși, o dată cu creșterea frecvenței se mărește și atenuarea undelor. În selectarea frecvenței optime pentru detectarea debitului sanguin se impune luarea în considerare, atît fenomenul mai sus amintit, cît și profunzimea la care se găsește vasul de cercetat. Pentru vasele mici și superficiale aparatele Doppler operează cu frecvențe de 8—10 MHz, iar pentru cele profunde se folosesc frecvențe de 2 MHz. Arterele carotide la nivel cervical se cercetează cu frecvențe de 4—5 MHz.

În ideea detectării celor mai clare semnale Doppler cu undă pulsată și de o anumită frecvență, ritmul de repetiție al pulsațiilor trebuie să

### PROFILUL VITEZEI

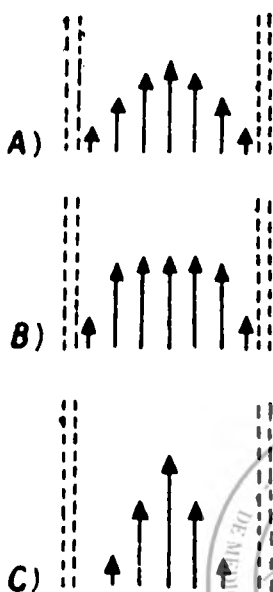


Fig. nr. 5: Spectrul de frecvență al semnalelor Doppler în raport cu profilul vitezei debitului sangvin: A): profil parabolic; B): profil bont; C): profil jet.

aibă cel puțin de două ori valoarea frecvenței. Cu cât însă structura este mai profundă, cu atât se folosesc frecvențe repetitive de pulsații mai mici.

Cu toate îmbunătățirile aduse tehnicilor actuale de înregistrare, totuși folosirea separată a ultrasonografiei sau a celor două metode Doppler nu a putut evita complet erorile fals-pozitive și fals-negative. Aceste erori au putut fi înlăturate în cea mai mare parte prin realizarea unor aparate care folosesc metoda Doppler cu undă pulsată combinată cu ultrasonografia în modul B (4). În afara tehnicii ascultătorii de interpretare a semnalelor Doppler, au fost adoptate metode de analiză spectrală a frecvențelor US, care au permis surprinderea celor mai mici modificări ale profilului vitezei debitului sangvin (5, 6, 9, 12). În acest context s-au descris trei tipuri de profile: „parabolic“, „bont“ și „jet“.

## 2. BAZE HEMODINAMICE

Sistemul circulator este extrem de complex, atât structural, cât și funcțional, iar debitul sangvin este influențat de un număr mare de factori, dintre care amintim: funcția cardiacă, elasticitatea pereților vaselor, tonusul mușchilor arteriali (8).

### 2.1. Energia și presiunea în sistemul circulator

Pentru ca debitul sangvin (DS) să apară între două puncte ale sistemului circulator este necesar să existe diferențe între nivelele de energie ale celor două puncte. De obicei, diferența nivelelor de energie este reflectată de diferența dintre presiunea mare a rezervorului arterial și presiunea mică a rezervorului venos.

În timpul DS se produce o pierdere continuă a energiei din sânge din cauza frecării particulelor sangvine de pereții vaselor și astfel se realizează scăderea nivelurilor de presiune de la sistemul arterial la cel venos. Energia necesară DS este în permanență restabilită prin acțiunea de pompă a inimii.

Nivelul înalt al energiei arteriale este determinat de volumul mare de sânge din rezervorul arterial. Funcționarea inimii și a vaselor sangvine se desfășoară astfel încât mențin volumul și presiunea în limitele unei bune activități. Aceasta este obținută prin menținerea balanței dintre cantitatea de sânge care intră și care părăsește rezervorul arterial. Cantitatea de sânge care intră în artere este determinată de randamentul

cardiac, iar cea care părăsește sistemul arterial depinde de presiunea arterială și de rezistența periferică. În condiții normale DS este ajustat în acord cu necesitățile tisulare particulare într-un timp dat. Această ajustare este controlată de tonicitatea arteriolelor organului irigat. Menținerea unui volum și a unei presiuni normale în artere se realizează atit prin ajustarea DS în toate părțile corpului, cit și prin reglarea randamentului (volumului) cardiac.

Forma principală de energie prezentă în singele circulant este energia de presiune (o formă a energiei potențiale) și este determinată de funcția de pompă a inimii. O parte din energia potențială este de mișcare, care permite singelui să desfășoare activități în virtutea vitezei sale. De obicei, energia de mișcare este mică în comparație cu energia de presiune, iar în condiții de repaus este echivalentă cu numai cîteva mm de Hg. Energia de mișcare este proporțională cu densitatea (care este constantă în condiții normale) și cu pătratul vitezei singelui. Prin urmare, o importantă creștere în energia de mișcare apare în circulația sistemică atunci cînd DS este mare. Energia de mișcare este convertită înapoi în energie de presiune cînd viteza scade, așa cum se întîmplă în segmentul arterial normal, distal de stenoză.

În majoritatea vaselor, singele se mișcă în straturi concentrice (laminare), de unde denumirea de DS laminar. Fiecare strat subțire curge cu viteză diferită. Teoretic se admite să primul strat subțire de singe este menținut staționar lîngă peretele vascular (la o viteză egală cu 0), din cauza forței adezive dintre singele și suprafața internă a vasului. Al doilea strat curge cu o anumită viteză, însă este întîrziat de stratul staționar din cauza proprietăților viscoase ale fluidului și frecării dintre straturi. Următorul strat este întîrziat de cel din afara lui, însă are o viteză mai mare ca a acestuia și așa mai departe. Straturile din mijlocul vasului curg cu viteza cea mai mare, iar viteza medie a întregului debit este jumătate din viteza maximă. Deoarece ritmul de schimbare a vitezei este mai mare lîngă pereți și scade spre centrul vasului, în condiții normale profilul de viteză este de tip parabolic.

Pierderea energiei în timpul DS se produce din cauza frecării și este influențată de dimensiunile vaselor. În vasele mici, în special în microcirculație, chiar straturile din mijlocul lumenului sînt relativ aproape de perete și astfel sînt întîrziate considerabil. În vasele mari, din contra, un miez central mare de singe este departe de pereți, iar pierderile de energie prin frecare sînt mici. Frecarea și pierderile de energie sînt crescute dacă DS laminar este tulburat (19).

## 2.2. *Legea lui Poiseuille*

Într-un tub cilindric model, viteza lineară medie a debitului laminar este direct proporțională cu diferența de energie între capetele tubului și cu puterea a doua a razei și este invers proporțională cu lungimea tubului și viscozitatea fluidului. Într-un sistem circulator volumul debitului este de mai mare interes decît viteza sa. În acest context, se notează faptul că volumul debitului este proporțional cu puterea a patra a razei

vasului din moment ce este egal cu produsul dintre viteza lineară și suprafața de secțiune a lumenului. Legea lui Poiseuille poate fi exprimată prin următoarea formulă:

$$Q = (P_1 - P_2) \left( \frac{1}{\eta} \right) \left( \frac{r^4}{L} \right) \left( \frac{\pi}{8} \right)$$

unde  $Q$  = volumul debitului,  $P_1$  și  $P_2$  = presiunile la capătul proximal și distal al tubului,  $r$  = raza tubului,  $L$  = lungimea tubului,  $\eta$  = viscozitatea fluidului.

Din moment ce debitul este proporțional cu raza la puterea a patra, modificările acesteia induc mari schimbări ale debitului. Ex.: scăderea razei cu 10% va determina o diminuare de 35%, iar stăderea cu 50% va duce la o micșorare cu 95% a debitului.

Știut fiind faptul că lungimea și viscozitatea nu se schimbă mult în sistemul vascular, alterările DS apar cu deosebire ca rezultat al modificărilor razei vaselor și presiunii disponibile pentru debit. În aceste condiții ecuația lui Poiseuille poate fi scrisă și astfel:

$$\frac{8L\eta}{\pi r^4} = \frac{P_1 - P_2}{Q}, \text{ însă } \frac{8L\eta}{\pi r^4} = R, \text{ unde } R = \text{rezistența, deci } R = \frac{P_1 - P_2}{Q}$$

Din moment ce diferența de presiune ( $P_1 - P_2$ ) și DS ( $Q$ ) pot fi măsurate, atunci  $R$  poate fi calculată.

Legea lui Poiseuille se aplică cu precizie numai la debitul laminar constant al unui fluid simplu ca apa dintr-un tub rigid cu calibrul uniform. În circulația sangvină aceste condiții nu se întînesc. Astfel, rezistența este influențată de prezența numeroaselor vase interconectate cu efecte combinate (8).

### 2.3. Dispersia energiei în debitul nelaminar

În condiții normale sau patologice apar grade diferite de deviații de la debitul laminar. Factorii responsabili pentru aceste deviații includ: a) viteza debitului care se modifică în timpul ciclului cardiac ca rezultat al accelerației în sistolă și decelerației în diastolă; b) alterarea scurgerii debitului care apare cînd un vas își schimbă dimensiunea, inclusiv variațiile în diametru asociate cu fiecare puls; c) alterarea debitului la nivelul curbelor, bifurcațiilor și în ramuri care iau naștere sub anumite unghiuri. De exemplu, profilul parabolic al debitului este adesea nerestabil în ramurile unei artere pe o anumită distanță de la originea lor. În aceste condiții parabola este aplatizată și o mare cantitate centrală de sînge curge cu viteză relativ uniformă (apare turbulența).

Elementele care influențează dezvoltarea turbulenței sînt exprimate prin numărul lui Reynolds ( $Re$ ).

$$Re = \frac{vq^2r}{\eta}$$

unde  $v$  = viteza,  $q$  = densitatea fluidului,  $r$  = raza tubului,  $\eta$  = viscozitatea fluidului. Deoarece densitatea și viscozitatea sîngelui sînt relativ constante, dezvoltarea turbulenței depinde în primul rînd de mărirea vaselor și viteza debitului.



Intr-un model tubular, debitul laminar tinde să fie perturbat dacă numărul lui Reynolds depășește 2000, însă în sistemul circulator diferențele grade de turbulență pot apare la valori mai mici, din cauza mișcărilor corpului, naturii pulsatile a DS, modificărilor în dimensiunile vasului, rugozității suprafeței endoteliale etc. Turbulența se dezvoltă mai rapid în vasele largi în condiții de DS mare și poate fi detectată clinic prin depistarea suflurilor. Modificarea profilelor de viteză ale debitului laminar poate fi evidențiată folosind detectori ultrasonici. De exemplu, în arterele cu stenoze severe, turbulența pronunțată este un element de diagnostic important observat în zona poststenotică, unde viteza mare și jetul de înaltă energie întilnesc brusc un diametru normal.

#### 2.4. Presiunea pulsatilă

Cu fiecare contracție a inimii singele este ejectat și se transformă în unde de presiune care traversează integral arborele arterial. Viteza de propagare, amplitudinea și forma acestei unde se modifică pe măsură ce traversează arborele arterial. Aceste alterații sînt influențate în primul rînd de proprietățile elastice ale arterei străbătute. Viteza și, în unele părți ale sistemului circulator, direcția debitului variază cu fiecare bătaie cardiacă (3).

Așa cum s-a arătat, acțiunea de pompă a inimii menține un volum mare de sînge în sistemul arterial și asigură astfel o diferență de presiune între terminalele arteriale și venoase. Din cauza acțiunii intermitente a inimii, presiunea și debitul variază de o manieră pulsatilă. În timpul fazei rapide a ejecției ventriculare volumul singelui la terminalul arterial crește, mărind presiunea pînă la un vîrf sistolic. În faza următoare a sistolei, cînd ejecția cardiacă scade, se produce o diminuare a presiunii în arterele periferice. Această scădere se continuă în diastolă, în timp ce singele trece din artere în microcirculație. Parte din munca inimii se răsfrînge direct asupra înaintării debitului, însă o importantă parte a energiei fiecărei contracții cardiace este utilizată în distensia arterelor, element ce servește ca rezervor pentru stocarea, atît a volumului sangvin, cît și a energiei necesare funcționării sistemului. Acest stocaj de energie și de volum sangvin asigură debitul continuu în timpul diastolei.

Variația pulsatilă și energia care apare în fiecare ciclu cardiac se manifestă ca o undă de presiune ce poate fi detectată de-a lungul sistemului arterial. Amplitudinea și aspectul undei de presiune arterială depind de un complex interconectat de factori, care includ, printre alții, volumul contracției inimii în timpul ejecției ventriculare, rezistența periferică și gradul de elasticitate al pereților arteriali. În general, creșterea oricărui factor amintit duce la creșterea amplitudinii pulsului (diferența dintre presiunea sistolică și diastolică).

Unda de presiune arterială se propagă de-a lungul arborelui arterial, distal de inimă. Viteza de propagare sau viteza undei-puls crește cu rigiditatea pereților și cu raportul dintre grosimea peretelui și diametrul arterial.

În arterele mari și în cele de distribuție există o mică rezistență față de debit și o mică pierdere a energiei de presiune determinată de frecare, astfel încît presiunea medie scade puțin între aortă și arterele mici. Amplitudinea undei de presiune sistolică crește totuși pe măsură ce unda se deplasează distal (amplificare sistolică), din cauza rigidității

peretilor către periferie și prezența undelor reflectate. Aceste unde reflectate apar la nivelul la care arterele își schimbă diametrul sau elasticitatea, se divide sau se ramifică și se supraadaugă unde pulsului primar care se apropie. Undele reflectate, cel puțin la extremități, sînt puternic accentuate de creșterea rezistenței periferice. În cele mai mici artere (ex.: digitale), totuși amplitudinea pulsului și presiunea sistolică scad (13, 15).

Modificările pulsatile ale presiunii sînt asociate cu accelerarea corespunzătoare a DS în sistolă și decelerarea sa în diastolă. Deși energia immagazinată în pereții arteriali menține un gradient de presiune arterio-venos și asigură înaintarea debitului în microcirculație în timpul sistolei, apar totuși opriri temporale ale acestuia sau chiar inversări diastolice în unele porțiuni ale sistemului arterial uman. Inversarea debitului poate fi observată în artera carotidă externă din cauză că rezistența arterială extracraniană este relativ mare și este absentă în artera carotidă internă unde rezistența cerebrovasculară este mică (3).

### Bibliografie

1. Anderson R. D. și colab.: Am. J. Roent. Radium Ther. Nucl. Med. (1975), 124, 292; 2. Atkinson P., Wells P. N. T.: Yale J. Biol. Med. (1977), 50, 367; 3. Attinger E. O.: Pulsatile Blood Flow, Mc.Graw-Hill Co., New York, 1964; 4. Barber F. E. și colab.: IEEE Trans. Biomed. Eng. (1974), 21, 109; 5. Barnes R. W. și colab.: Surgery (1976), 80, 328; 6. Blackshear W. M. Jr. și colab.: Surgery (1979), 86, 698; 7. Blue S. K. și colab.: Neurology (1972), 22, 1079; 8. Carter S. A.: in: Zwiebel W. J.: Introduction to vascular ultrasonography, Grune and Stratton Inc., New York, 1982, 23; 9. Gill R. W.: Ultrasound. Med. Biol. (1979), 5, 237; 10. Hokanson D. E. și colab.: Biomed. Eng. (1971), 6, 420; 11. Kristensen J. K. și colab.: J. Neurosurg. (1971), 35, 40; 12. Lewis R. R. și colab.: Stroke (1978), 9, 465; 13. Lezack J. D., Carter S. A.: Can. J. Physiol. Pharmacol. (1970), 48, 469; 14. Lunt M. J.: Ultrasound. Med. Biol. (1975), 2, 1; 15. Nielsen D. A. și colab.: Scand. Lab. Invest. (1974), 33, 371; 16. Olinger C. P.: Am. J. Roent. Radium Ther. Nucl. Med. (1969), 106, 282; 17. Reid J. M., Spencer M. P.: Science (1972), 176, 1235; 18. Shung K., Reid J.: IEEE Trans. Biomed. Eng. (1976), 23, 460; 19. Strandness D. E. Jr., Sumner D. S.: Hemodynamics for Surgeons, Grune and Stratton Inc., New York, 1975; 20. Zagzebski J. A., Madsen E. L.: in: Zwiebel W. J.: Introduction to vascular ultrasonography, Grune and Stratton Inc., New York, 1982, 1.