

**GIORNATE NAZIONALI DI STUDIO SULLE TECNICHE  
NEURORADIOLOGICHE**  
**“BERGAMO 2014”**

**NEURORADIOLOGIA VASCOLARE: TECNOLOGIE E TECNICHE DI STUDIO**  
**BERGAMO 28 FEBBRAIO – 1 MARZO 2014**

**Tecniche di studio neurovascolare extracranico con  
metodica ultrasonografica**

*(Sellitti Francesco Paolo – Dip. Neuroscienze-Neuroradiologia Università di Torino)*

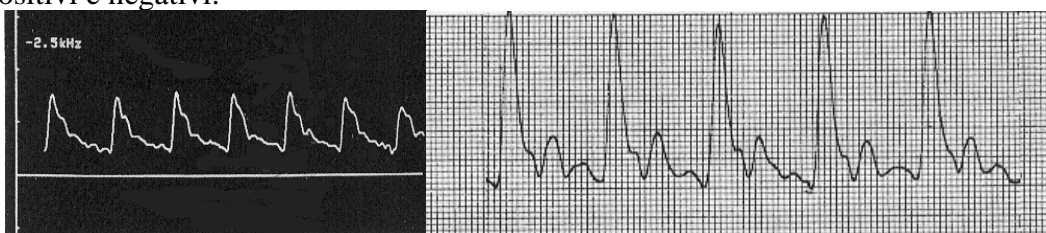
**Evoluzione della metodica**

**Johann Cristian DOPPLER** descrisse il fenomeno omonimo nel 1843, ma fu nel 1957 che **SATOMURA** lo applicò allo studio della circolazione sanguigna. In seguito **FRANKLIN** nel 1961, **Mac LEOD** e **POURCELOT** nel 1967 contribuirono al perfezionamento.

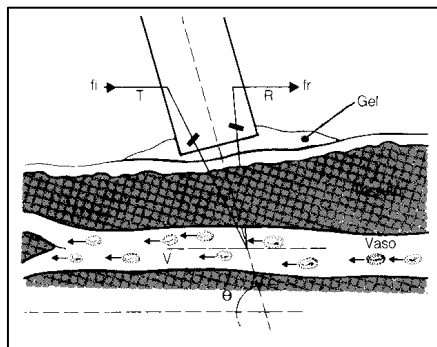
Gli ultrasuoni (con  $f > 16$  KHz), sono generati da trasduttori costituiti da un dischetto di ceramica piezoelettrica sulle cui superfici piane vengono posti due elettrodi con un procedimento di metallizzazione (**il fenomeno piezoelettrico fu scoperto nel 1880 in Francia dai fratelli Pierre e Jacques Curie**). La tensione elettrica alternata che viene applicata agli elettrodi produce la deformazione del cristallo (effetto piezoelettrico) e quindi le onde ultrasonore. Il procedimento inverso (forza esterna meccanica), genera una tensione elettrica che viene poi amplificata e convertita. Se l'onda us è uguale a quella di risonanza della piastrina, si otterrà il massimo di trasferimento di energia da meccanica ad elettrica e quindi la massima resa. Il cristallo piezoelettrico può essere alimentato con una tensione elettrica oscillante e continua (emissione continua: **C.W.**) o con pacchetti di alcuni cicli di sinusoidi (emissione pulsata: **P.W.**).

**Il Doppler C.W. (Onda Continua)**

Nella pratica clinica ciò che si valuta è quindi la  $df$  che per le frequenze usate (1-10 MHz) e le **velocità** circolatorie, rientra nello spettro delle frequenze dell'udibile. La tonalità del segnale è proporzionale alla velocità del flusso ematico (a **velocità alta** corrisponde una **tonalità alta** e viceversa), perciò la valutazione dell'esame, in principio era affidata essenzialmente all'udito. In seguito è stato possibile rappresentare graficamente il segnale Doppler per mezzo di una curva visualizzata o su oscilloscopio e/o registrata su carta termosensibile (**curva analogica**). In principio era possibile registrare solo la velocità media (curva lineare) del campione ematico esaminato, da ciò la denominazione di **VELOCIMETRO** rispetto a quella attuale di **FLUSSIMETRO**. Inizialmente era possibile rilevare solo flussi mono-direzionali, in seguito grazie a **Mac LEOD** e **KATO**, è stato possibile l'identificazione e la separazione dei flussi positivi e negativi.



La sonda utilizzata nel doppler CW impiega due cristalli: gli **u.s.** diffusi dai globuli rossi in movimento vengono ricevuti dal secondo cristallo (ricevente) presente sulla stessa sonda e adiacente al cristallo emittente. Le frequenze più usate sono quelle di 4 e 8 MHz, a seconda della profondità dei vasi esaminati: minore è la frequenza, maggiore sarà la capacità penetrativa. Infatti, la sonda da 4 MHz **penetra fino a circa 7.5 cm** ed è adatta allo studio dei vasi più profondi. Le alte frequenze (8 MHz), hanno una penetrazione minore a causa di un maggiore assorbimento da parte dei tessuti (**circa 3 cm di profondità**), ma sono più sensibili a rilevare basse velocità di flusso. L'uso sbagliato di una sonda rispetto alla profondità del vaso, fornirà valori di velocità falsati.

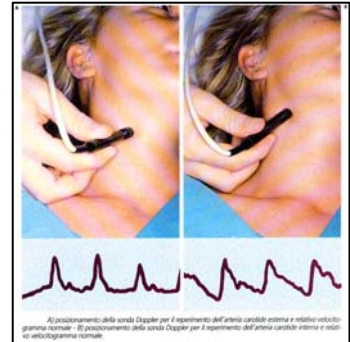


**Flussimetria doppler ad emissione continua:** il principio di funzionamento è descritto nella figura.

$f_i$  = Frequenza dell'ultrasuono emesso;

$f_r$  = Frequenza dell'ultrasuono ricevuto;

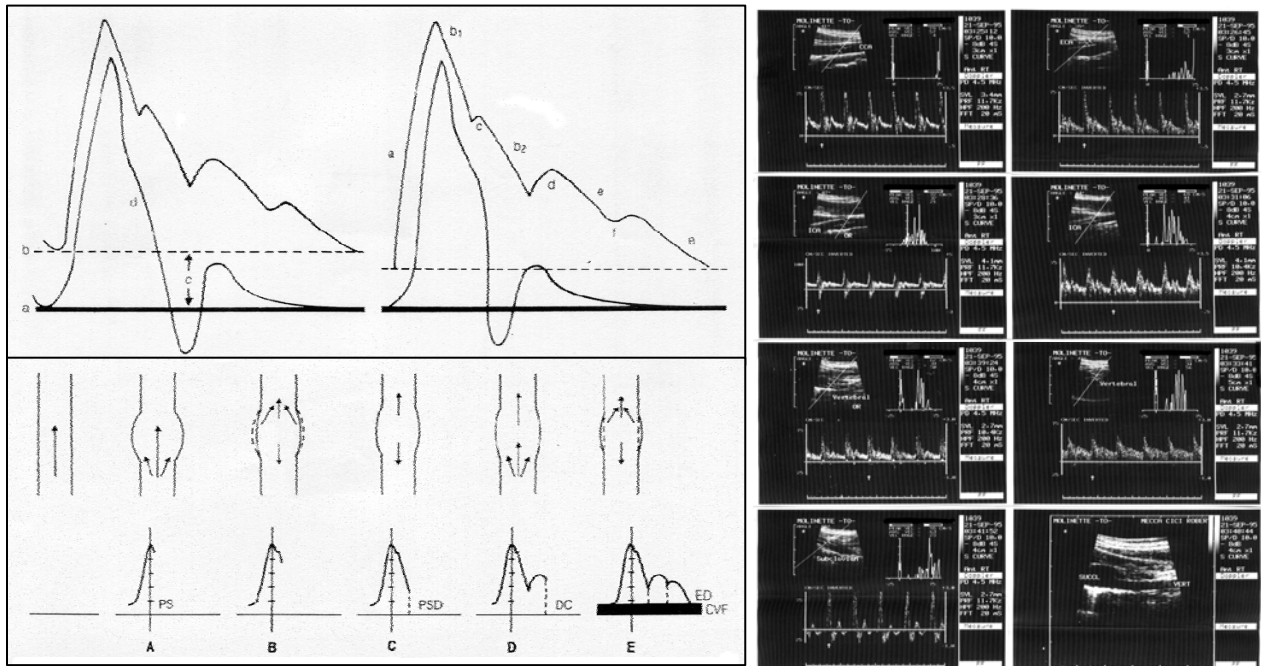
$V$  = Velocità del sangue.



Tradizionalmente, l'esame doppler iniziava ponendo la sonda a 45° sulla cute del paziente (supponendo l'arteria parallela al piano cutaneo), dopo di che si cercano i segnali estremi ( $\theta = 90^\circ$  e  $\theta = 0^\circ$ ), per poi posizionarsi con la sonda con l'angolo più favorevole. Durante l'esecuzione dell'esame, si deve tenere in considerazione la variabilità individuale di ogni paziente; alcune condizioni particolari devono infatti essere attentamente esaminate (il diverso assorbimento degli us negli obesi, presenza di cicatrici chirurgiche, masse muscolari ipertrofiche, profondità dei vasi, ecc...). L'esame Doppler arterioso, misura la velocità dei globuli rossi all'interno dei vasi. Il segnale rilevato è duplice: uno acustico, molto fine, di cui un orecchio ben allenato riesce a cogliere tutte le sfumature (frequenze dell'eco riflesse non evidenziate dalla curva lineare), ed uno analogico (curva di velocità) registrato su oscilloscopio o su carta termosensibile ed i cui valori sono la media dei segnali rilevati ed è definito "**complesso velocitometrico**" che viene riportato sulla linea dello "**0 flow**", coincidente con il valore di flusso zero (al di sopra valori positivi e al disotto valori negativi di velocità). L'andamento di una curva velocità tipo di un vaso arterioso, tiene conto delle diverse componenti della velocità del sangue in rapporto al ciclo cardiaco. In particolare possiamo riconoscere le seguenti fasi:

- **I Fase** di accelerazione rapida sistolica detta anche branca ascendente, dovuta all'eiezione sistolica; presenta l'apice arrotondato e comprende l'inizio della branca discendente espressione della fine della spinta a monte e della massima dilatazione della parete del vaso;
- **II Fase** di decelerazione molto rapida ed inizio del ritorno della parete vasale;
- **III Fase** dell'incisura dicrota corrispondente alla chiusura valvolare aortica;
- **IV Fase** della seconda branca ascendente, meno alta e ripida, con apice arrotondato, dovuta al rimbalzo della massa ematica sulla valvola semilunare aortica (questo fenomeno potrebbe ripetersi in presenza di buona elasticità delle pareti vasali e se la frequenza cardiaca è sufficientemente bassa).

Nelle arterie ad alta resistenza periferica, la fase che precede la seconda branca ascendente (III-IV Fase), è detta di **Wind Kessel** (si osserva un ritorno a zero o un'inversione di flusso).



- a) - Parametri di una curva velocità tipo;
- b) - Punti di riferimento della curva velocità rispetto al deflusso ed all'attività cardiaca:
- A) branca ascendente ripida determinata dall'aumento della velocità di flusso per l'eiezione sistolica cardiaca;
  - B) presenza dell'incisura immediatamente dopo l'inizio della branca discendente determinata dall'iniziale ritorno della parete arteriosa;
  - C) branca discendente determinata dal flusso attraverso i vasi periferici e dal ritorno progressivo della parete arteriosa;
  - D) seconda branca ascendente dovuta al rimbalzo sulle valvole semilunari aortiche delle particelle ematiche e ad una successiva distensione della parete arteriosa;
  - E) breve branca discendente interrotta da una nuova onda di minore entità.

Altri parametri che influenzano l'andamento di una curva velocità sono le alte resistenze periferiche che contribuiscono in modo determinante alla morfologia della stessa in particolare nella fase diastolica riducendo, là dove è presente, la componente continua del flusso. Questo dato molto importante dovrà sempre essere tenuto in considerazione tanto che fisiologicamente distingueremo vasi ad **alte, medie e basse resistenze**.

Altri fattori che modificano l'andamento del grafico di velocità, sono le diverse dimensioni del calibro vasale sia per dilatazioni (**ectasie**), in tal caso si osserva una decelerazione del flusso associato a turbolenza (perdita delle caratteristiche del flusso laminare), che per restringimenti (**stenosi**) dell'arteria caratterizzati da accelerazione del flusso.

A seconda dell'entità ed irregolarità della stenosi, il flusso laminare subisce delle alterazioni producendo delle turbolenze a monte e a valle di essa. Con un quadro di ateromasia diffusa, in assenza di stenosi, si assiste alla diminuzione della componente diastolica del flusso (riduzione della elasticità vasale). Un aumento del flusso sistolico si verifica nelle arterie a basse resistenze periferiche oltre che alla riduzione o scomparsa dell'effetto Wind Kessel.

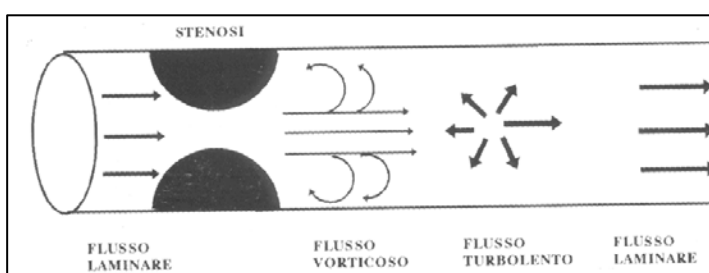
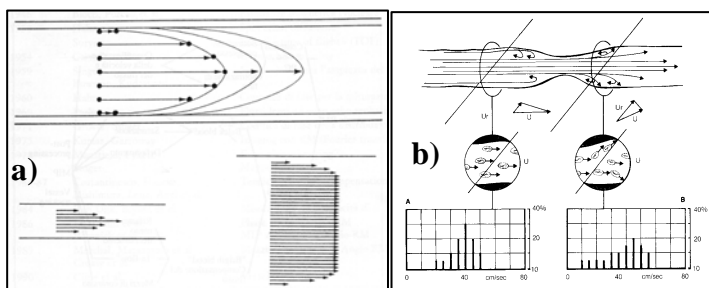
Le tortuosità delle arterie quali i **kinking, coiling, loop e le plicature** sono riconoscibili al doppler bidirezionale per l'improvvisa inversione del flusso che, di solito, mantiene la stessa morfologia nel velocitogramma. In altri casi è possibile verificare nel punto dove avviene il cambio di direzione, un'accelerazione del flusso dovuta ad un restringimento del lume vasale a causa della piega che l'arteria genera nel disporsi a gomito. L'uso dei test nell'esame Doppler sono di aiuto nella valutazione del circolo ematico nei distretti in esame; di questi, il test

oftalmico, è utile per ottenere informazioni su eventuali circoli di compenso e conferme su dubbi emersi in fase di studio. Esso consiste nel rilevare il flusso a livello dei rami terminali dell'arteria oftalmica ed in particolare la branca nasale con la sonda posizionata all'angolo interno dell'occhio. Si valuta il suo flusso base, la sua direzione e quindi l'eventuale aumento, riduzione, annullamento od inversione in seguito a manovra di compressione dei rami temporo-facciali dell'arteria carotide esterna. La riduzione o inversione del flusso è segno di una grave stenosi od ostruzione dell'arteria carotide interna con conseguente rivascolarizzazione retrograda dell'arteria oftalmica attraverso, generalmente, i rami temporale superficiale e facciale dell'ECA. Nello studio Doppler dei vasi epiaortici, particolare difficoltà presenta l'esame dell'arteria vertebrale che all'origine può essere confusa con altri rami che originano dall'arteria succlavia. Un punto di repere più comune è quello di "TILLAUX" nella fossetta retromastoidea dove l'arteria viene rilevata a livello della normale circonvoluzione (loop intorno alla cerniera atlante-occipitale) e per questo non è possibile riconoscere la direzione del flusso, né avere la certezza che si tratti dell'arteria vertebrale. Anche in questo caso è necessario ricorrere a tests di compressione (es. della CCA omolaterale).

Secondo **Pourcelot** occorrono almeno **600 esami** per acquisire autonomia operativa nell'esecuzione dell'esame e soprattutto volontà di confronto con gli altri operatori e le altre metodiche diagnostiche vascolari (angiografia in particolare).

### Doppler ad analisi spettrale

Un'evoluzione nello studio velocitometrico delle emazie all'interno di un vaso, è rappresentato dal passaggio da una curva lineare di velocità (costituita da valori medi di velocità), ad una elaborazione grafica del segnale doppler ad analisi spettrale delle frequenze che consente di visualizzare su monitor o su carta le diverse componenti del segnale, ciò che più empiricamente (ma più efficacemente) fa l'orecchio umano. In sostanza è questo il primo vero passaggio, nella valutazione del flusso ematico, da un metodo basato prevalentemente sull'ascultazione, ad uno in cui l'elemento visivo assume una pari importanza. Ciò è stato possibile grazie all'introduzione di apparecchiature che consentono una scomposizione delle frequenze doppler basata sulla trasformata rapida di Fourier (FFT) secondo il principio che ogni segnale periodico può essere scomposto in una serie di segnali sinusoidali (armoniche) di ampiezza e fase note. Il vantaggio della rappresentazione "spettrale" sta nella possibilità di ottenere un profilo della velocità di flusso più fedele alla realtà, in quanto la curva rappresenta le diverse velocità presenti all'interno di un vaso per effetto del flusso laminare, per turbolenza, etc....



Se si considera la dinamica del flusso in un vaso "anomalo" (stenotico) e si tracciano i filetti fluidi del sangue, quando i valori di velocità superano quello critico, per cui si passa dal regime di scorrimento laminare (a) ad un regime vorticoso o turbolento (b) e (c), in questo caso, gli eritrociti, non si muovono con traiettorie parallele ma si muovono in diverse direzioni. In b) e c) istogramma delle velocità: a monte di una stenosi (A); a valle di una stenosi (B);  $U_r$  = velocità media;  $C$  = curtosi;  $A$  = asimmetria;  $s^2$  = varianza.

La visualizzazione bidimensionale del fenomeno flussimetrico si manifesta con uno spettro che rappresenta le frequenze in ordinata (y) ed il tempo in ascissa (x): le variazioni di energia vengono espresse con punti di diversa intensità luminosa (scala di grigi o colori). Lo spettrogramma normale di un vaso con flusso laminare (velocità massima al centro e velocità progressivamente decrescente man mano che si avvicina alla parete), è caratterizzato da frequenze massimali a contorni netti che sottendono una **“finestra sistolica”** a brillantezza debole o nulla. Questo significa che gli eritrociti scorrono secondo una banda di velocità regolare, variabile dalla periferia al centro. Con l’aumentare della velocità di flusso in presenza di stenosi, l’immagine spettro-analitica subisce progressive variazioni classificate in cinque stadi da **Arbeille e Pourcelot** a secondo della morfologia della curva.

**1° Stadio - Stenosi del 40 %:**

allargamento dello spettro verso le alte frequenze sia in fase sistolica che diastolica con contorno superiore della curva meno netto e con aspetto sfilacciato, ma con finestra sistolica vuota. **VPS** (velocità di picco sistolico) < **80 cm/sec** (con frequenza doppler di 4.5 MHz a 50° di incidenza VPS < 3 KHz; con frequenza doppler di 3 MHz VPS < 2 KHz).

**2° Stadio - Stenosi fra 40-60 %:**

allargamento dello spettro verso le alte e basse frequenze con irregolarità di profilo ed iniziale riempimento della finestra sistolica. **VPS** compresa fra **80-120 cm/sec** (con frequenza doppler di 4.5 MHz a 50° di incidenza VPS = 3-4 KHz; con frequenza di 3 MHz VPS = 2-3 KHz).

**3° Stadio - Stenosi fra il 60 -75%:**

accentuazione dell’allargamento dello spettro verso le alte frequenze e possibile comparsa nel doppler pulsato **dell’effetto aliasing** (picchi sistolici del sonogramma al di sotto della linea zero flow). **VPS** compresa fra **120-175 cm/sec** (con frequenza doppler di 4.5 MHz a 50° di incidenza VPS = 4.5-6.5 KHz; con frequenza doppler di 3 Mhz VPS = 3-4.4 KHz).

**4° Stadio - Stenosi fra il 75- 90%:**

permangono elevate frequenze ed aggiunta massiccia di basse frequenze ad alta energia con iniziale comparsa di frequenze negative. **VPS I grado** > **175 cm/sec** (con frequenza doppler di 4.5 MHz a 50° di incidenza VPS > 6.5 KHz; con frequenza doppler di 3 MHz VPS > 4.4 KHz).

**5° Stadio - Stenosi superiore al 90%:**

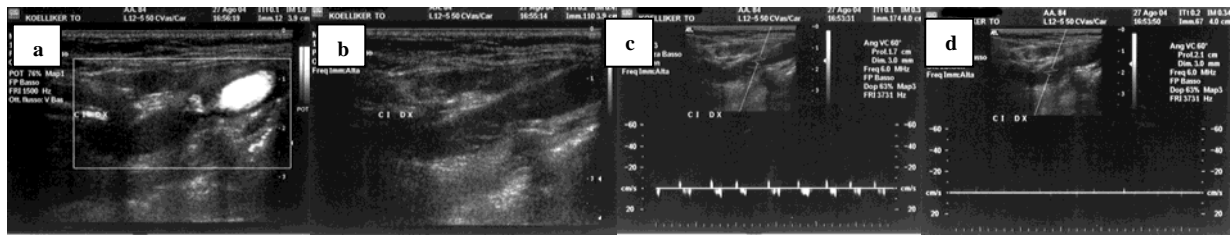
si assiste ad una dispersione totale delle frequenze con scomparsa della modulazione sistodiastolica. **VPS II grado** > **175 cm/sec** (con frequenza doppler di 4.5 Mhz a 50° di incidenza VPS > 6.5 KHz; con frequenza doppler di 3.0 MHz VPS > 4.4 KHz).

DOPPLER SPECTRUM ANALYSIS									
DIAMETER STENOSIS	GRAY-SCALE WAVEFORM (cm/sec)	PEAK SYSTOLIC VELOCITY	PEAK SYSTOLIC FREQUENCY (4.5MHz, 50°)	PEAK SYSTOLIC FREQUENCY (3.0MHz, 50°)	VELOCITY HISTOGRAM (cm/sec)	VELOCITY RANGE (50% amplitude)	FREQUENCY BANDWIDTH (50% amplitude)	VELOCITY RATIO <sup>1</sup>	SYSTO DIAST. RATIO <sup>2</sup>
0-40%		<80 cm/sec	<3kHz	<2kHz		<30 cm/sec	<1kHz	<1	>3
40-60%		80-120 cm/sec	3-4.5kHz	2-3kHz		<40 cm/sec	<1.5kHz	<1	>3
60-80%		120-175 cm/sec	4.5-6.5kHz	3-4.4kHz		>40 cm/sec	>1.5kHz	>1.5	>3
80-99% Grade I <sup>3</sup>		>175 cm/sec	>6.5kHz	>4.4kHz		>50 cm/sec	>2kHz	>1.8	<2
80-99% Grade II <sup>4</sup>		>175 cm/sec	>6.5kHz	>4.4kHz		>50 cm/sec	>2kHz	>1.8	<2

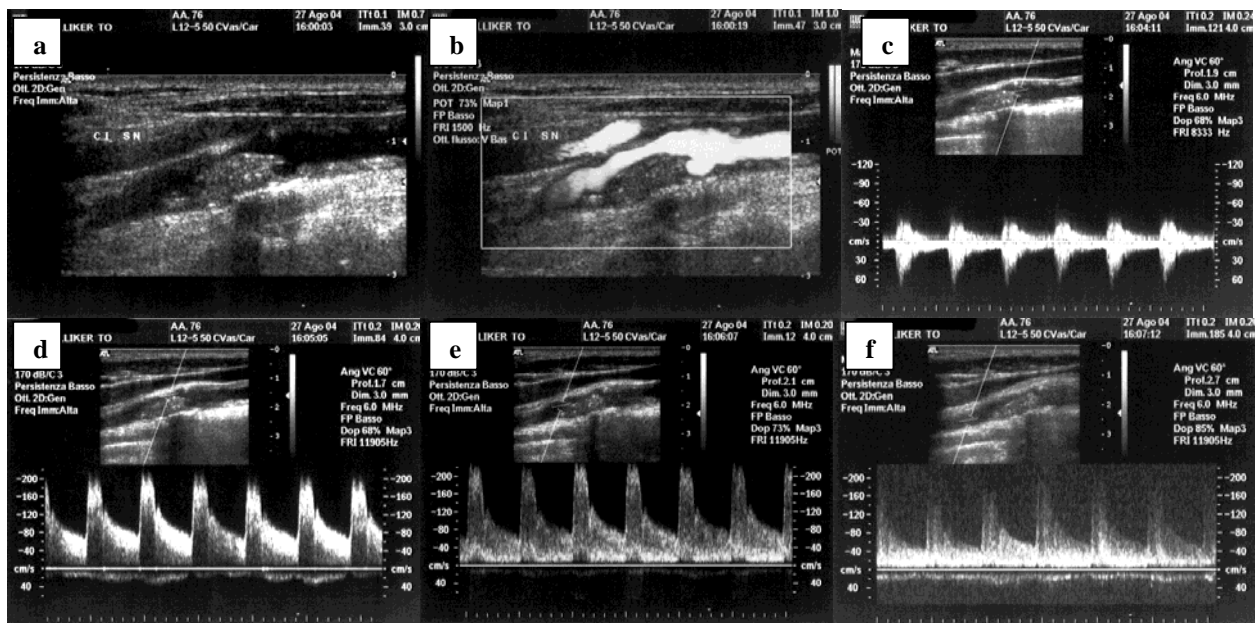
Analisi spettrale delle frequenze doppler. La linea curva rossa rappresenta la **“finestra sistolica”**.

<sup>1</sup> Velocity Ratio = peak systolic velocity (at stenosis) ÷ peak systolic velocity (normal CCA)  
<sup>2</sup> Systolic/Diastolic Ratio = peak systolic velocity ÷ end diastolic velocity  
<sup>3</sup> Grade I (Highly turbulent, pulsatile flow, may alias)  
<sup>4</sup> Grade II (High turbulence, loss of pulsatility indicates >95% stenosis)

L'analisi spettrale computerizzata ha consentito inoltre la possibilità di effettuare una serie di misurazioni ricorrendo all'uso di parametri numerici ed indici parametrici al fine di ottenere una migliore valutazione quantitativa delle lesioni stenosanti, una riduzione della variabilità legata alla manualità operativa dell'operatore ed una più facile standardizzazione della metodica. Lo studio più completo ed accurato si ottiene integrando le informazioni doppler con quelle morfologiche eco-tomografiche delle pareti vasali che possono presentare alterazioni di modesta entità non rilevabili col segnale doppler perchè prive di significato emodinamico ma non per questo a minor rischio emboligeno. L'innovazione tecnologica ha consentito la messa a punto di apparecchiature **duplex-scanner** (o **eco-doppler**) che contemporaneamente visualizzano ed insonorizzano i vasi esplorati sommando i vantaggi delle due metodiche (imaging e doppler con analizzatore di spettro) e riducendone reciprocamente gran parte dei limiti e difetti.



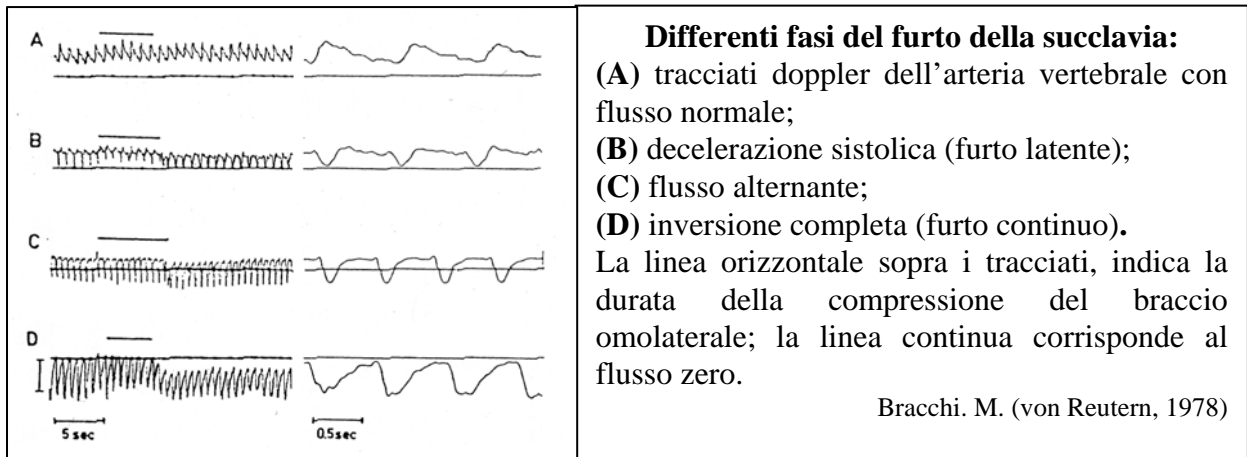
Studio ultrasonografico con CPA (a), B/N (b) ed Ecodoppler (c e d) della Carotide interna occlusa all'origine.



Stenosi grave della Carotide interna determinata da placca ateromastica a contenuto misto e superficie irregolare con ulcerazioni: (a) immagine ecografia B/N; (b) studio con CPA; (c) spettrogramma del flusso a monte della stenosi; (d) e (e) nelle regioni di massimo restringimento; (f) a valle del restringimento.

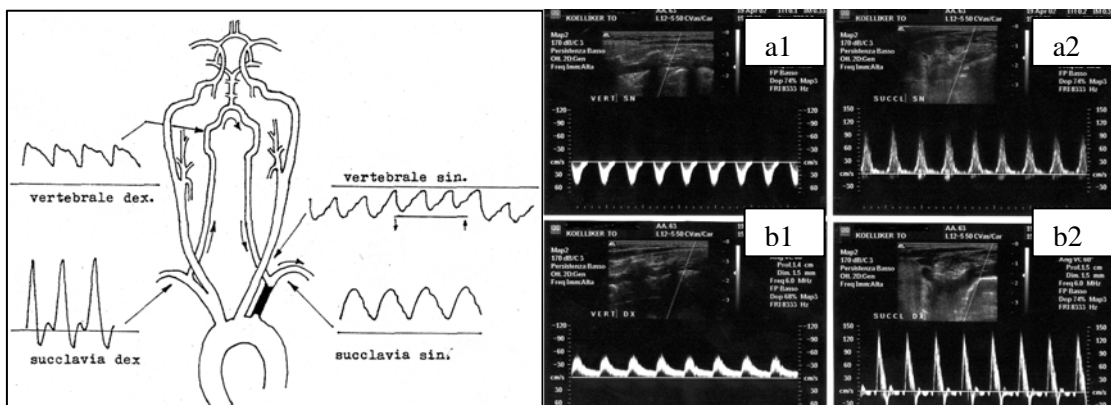
Per quanto riguarda lo studio della succlavia è essenziale precisare la sede della lesione se prima o dopo l'origine dell'arteria vertebrale, poiché la stenosi od occlusione dopo la sua origine sono pressoché prive di ripercussione sul circolo encefalico. Se la lesione è a monte, determina un ostacolo al flusso potendo così dare origine alla **sindrome di emostorno cerebrale** detto **"Furto della Succlavia"**. In questo caso l'arteria vertebrale funge da circolo collaterale di compenso nell'irrorazione dell'arto superiore omolaterale con conseguente sottrazione di sangue all'encefalo. La diagnosi di furto della succlavia può essere confermata attraverso il **test di iperemia post ischemica** prodotta nell'arto superiore omolaterale. Esso consiste nell'uso del

bracciale dello sfigmomanometro applicato e gonfiato al braccio ad una pressione sopra sistolica di **10-20 mmHg** per **1-2 minuti** poi, sgonfiato rapidamente il bracciale, si osserva la variazione di flusso nell'art. vertebrale omolaterale. A secondo del grado di stenosi o in presenza di occlusione della succlavia pre-vertebrale, possiamo distinguere tre principali situazioni funzionali: **INVERSIONE CONTINUA DI FLUSSO, FLUSSO ALTERNANTE** e **DECELERAZIONE SISTOLICA (Furto Latente)**.



**1. Inversione continua di flusso:**

- occlusione della succlavia;
- curva di velocità della succlavia arrotondata e flusso demodulato di tipo post-stenotico;
- ridotta pressione arteriosa omerale (differenza pressoria fra i due arti, maggiore di 30 mmHg);
- flusso vertebrale (omo e controlaterale) aumentato e generalmente invertito nell'omolaterale;
- al test dell'iperemia post-ischemica si verifica un aumento delle resistenze e riduzione del flusso nella fase di compressione del braccio e/o alla chiusura del pugno, col rilasciamento il flusso aumenterà progressivamente (iperemia post-ischemica) fino al ritorno delle condizioni normali.

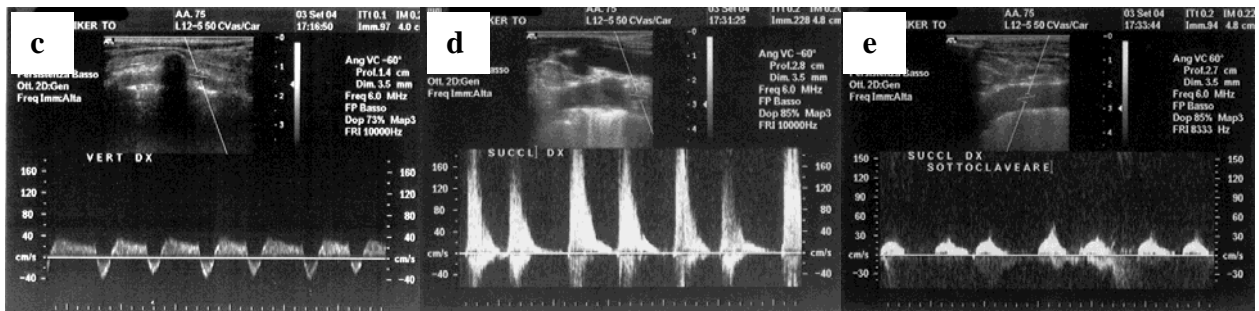
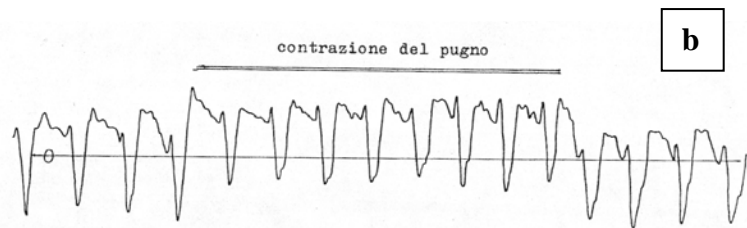
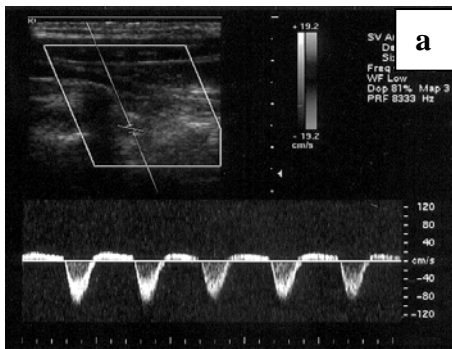


**– Furto completo della succlavia:**

**a1)** inversione continua di flusso arteria vertebrale di sinistra; **a2)** arteria succlavia omolaterale. **b1)** e **b2)** arteria vertebrale e arteria succlavia controlaterale.

## 2. Flusso alternante:

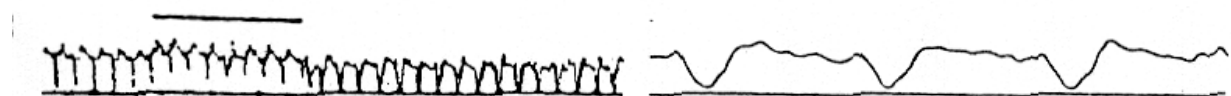
- si verifica in casi di stenosi serrata della succlavia pre-vertebrale;
- il flusso ematico nella arteria vertebrale omolaterale risulta accelerato in direzione normale all'inizio dell'onda sistolica e, subito dopo, compare una decelerazione ed infine un'inversione della curva;
- durante l'esecuzione del test si può verificare un'inversione completa del flusso nell'arteria vertebrale omolaterale dovuta all'iperemia post-ischemica.



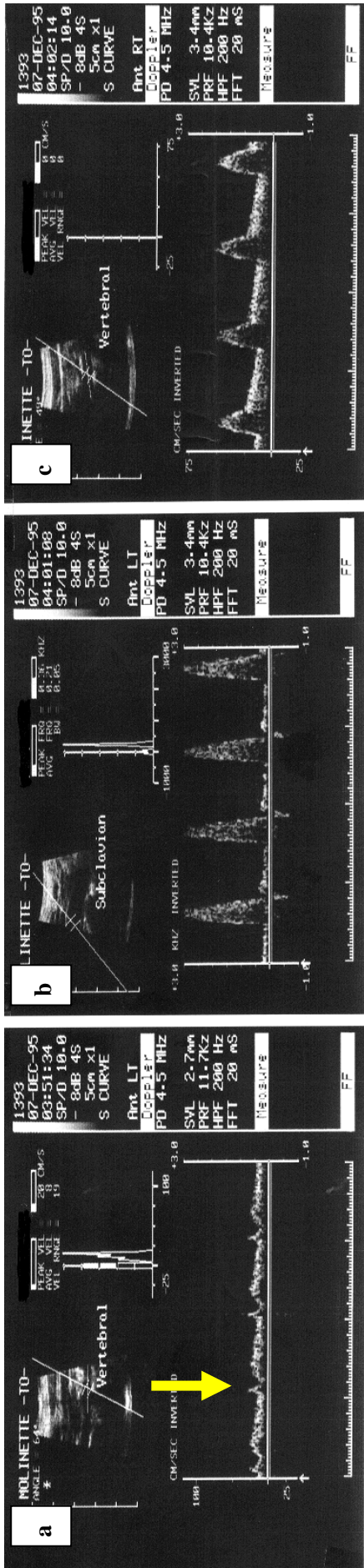
Flusso alternante (a) con schema di variazione del flusso durante il test di iperemia post ischemica (b); (c) altro esempio di flusso alternante, (d) succlavia pre-vertebrale omolaterale con flusso accelerato da stenosi grave, (e) la stessa succlavia con flusso tipico post-stenotico studiata in regione sottoclaveare.

## 3. Decelerazione sistolica:

- si può manifestare per stenosi medio-grave dell'arteria succlavia;
- la curva di velocità dell'arteria vertebrale omolaterale può presentare una piccola incisura nella fase sistolica;
- durante il test dell'iperemia si può osservare nell'arteria vertebrale omolaterale, in alcuni casi, una componente di flusso negativo nella fase post-ischemica reattiva;
- durante la compressione del braccio si verifica, al contrario, un netto aumento del flusso diastolico ed un calo nella fase di iperemia post-ischemica.





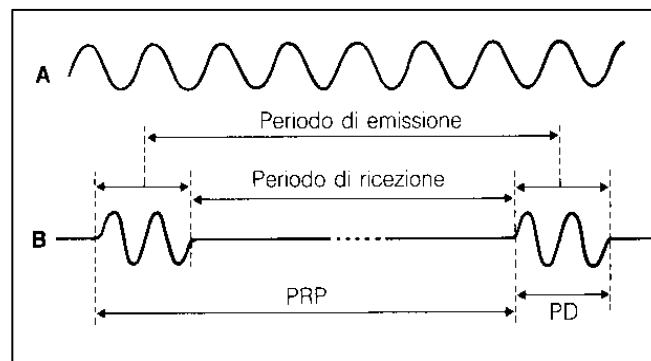


Decelerazione sistolica (**furto latente**): **a** l'art. vert. Sn presenta una decelerazione sistolica (freccia gialla); **b** art. succlavia omolaterale; **c** art. vertebrale Dx.  
**d**) Test di iperemia: durante la compressione del braccio si verifica un netto aumento del flusso diastolico (**freccia gialla con rombo**), ed un calo nella fase di iperemia post-ischemica (**freccia rossa con cerchio**).

## Il Doppler ad emissione pulsata (P.W.)

Il doppler ad emissione pulsata è una metodica che permette di ovviare all'inconveniente di non poter determinare le aree nelle quali trasmettere il segnale. Infatti i sistemi ad onda continua (C.W.), trasmettono e ricevono continuamente il segnale ultrasonoro da tutti i punti del fascio del trasduttore con il vantaggio di rilevare correttamente le alte velocità, ma con l'inconveniente di non poter determinare la profondità della loro provenienza.

I sistemi ad onda pulsata (Pulsatily Wave: P.W.) trasmettono e ricevono il segnale con un unico trasduttore: l'emissione di ultrasuoni avviene mediante impulsi di breve durata (dell'ordine dei micro secondi) e tradotta dal P.R.F. (Pulse Repetition Frequency) in numeri di impulsi/secondo e misurati in Hz. L'intervallo di ripetizione degli impulsi dipende dal tempo che gli ultrasuoni impiegano ad attraversare il tessuto per raggiungere la profondità desiderata e ritornare; nell'intervallo di tempo tra l'emissione ed eco di ritorno degli impulsi, il trasduttore funziona da ricevente, ma solo per un arco di tempo più breve dell'intervallo stesso detto finestra. La finestra può essere modificata dall'operatore sia nel suo inizio dopo l'emissione dell'impulso (determinando la scelta della profondità), che nella sua durata determinando la dimensione dell'area da studiare (una durata corta consente di ricevere segnali da una zona ristretta e viceversa), potendo così delimitare un **volume campione**.



Emissione ultrasonora della sonda: A) *Emissione continua (CW)*; B) *Emissione pulsata (PW)*.

Quindi il doppler pulsato ha come vantaggio la possibilità di una risoluzione spaziale, ma come limite, dovuta all'emissione pulsata, la registrazione di un numero limitato di spettri di frequenza, esponendosi al rischio di aliasing legato alla profondità del posizionamento del campione volume. Infatti la PRF si riduce man mano che aumenta la profondità ma quando il numero di impulsi al secondo diventa inferiore a due volte la frequenza riflessa del doppler, si produce il fenomeno dell'aliasing e cioè il segnale doppler viene rilevato come frequenza falsamente bassa e rappresentata nel grafico nel quadrante opposto manifestando una direzione opposta a quella che il flusso ematico ha in realtà.

La massima frequenza doppler registrabile con accuratezza è data dal limite di **NYQUIST**.

$$V_{\max} = \frac{c}{8 F_0 P}$$

$c$  = velocità di propagazione degli us nel mezzo,  $F_0$  = freq. nominale trasduttore,  $P$  = profondità.

Anche il segnale raccolto con il doppler pulsato può essere elaborato con l'analisi spettrale, e viene generalmente associato all'ecografo ottenendo insieme ed in contemporanea informazioni sia sul flusso ematico che immagini del vaso con informazioni morfologiche.

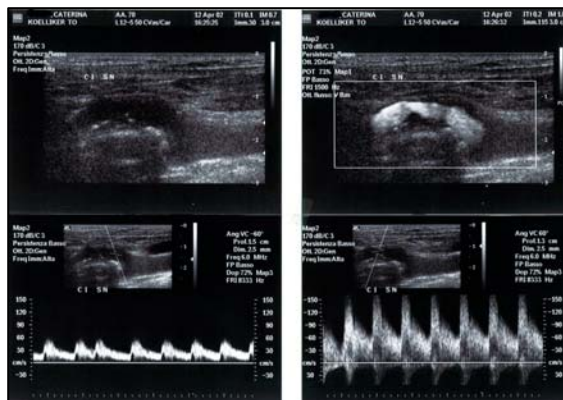
## Ecodoppler

L'apparecchiatura Eco-doppler utilizza un eco-tomografo *B mode* associato al doppler ad emissione pulsata; in tal modo l'esame dà informazioni sullo spessore della parete arteriosa e sulle sue modificazioni morfologiche poichè consente uno studio su diversi piani geometrici potendo altresì evidenziare eventuali compressioni estrinseche. Il doppler pulsato P.W. associato all'ecografo permette un'analisi dei flussi mediante il posizionamento del volume campione. Il vantaggio di questa metodica consiste nel rilevare stenosi lievi che il doppler C.W. e P.W. non consentono di valutare. L'esame eco-doppler dei vasi epiaortici non prevede alcuna preparazione né particolare rischio per il paziente il quale è supino e sveglio su un lettino. La posizione dell'operatore non è codificata sebbene generalmente si sistema dietro il paziente al fine di rendere più agevole lo spostamento della sonda ed eventuali manovre di compressione con una mano, e con l'altra poter operare sulla consolle dei comandi per modificare i parametri disponibili sull'apparecchio (guadagni, filtri, cursore doppler pulsato, freeze, stampa etc.).

Si usano, generalmente, sonde con frequenze variabili, a secondo della profondità della struttura vascolare indagata, da 5 - 10 MHz e l'immagine si visualizza su un monitor ad alta definizione. La riproduzione dell'immagine può avvenire su stampante multi spot o laser, fotocamera Polaroid, videoregistratore, stampante termosensibile etc.. L'esame va condotto esaminando e confrontando prima un lato e poi l'altro e le immagini dei vasi devono essere rappresentate su due o più piani poichè essendo la rappresentazione di un tomo (fetta), possono sfuggire alterazioni di parete poste su piani diversi da quello evidenziato.

Di ogni vaso bisogna studiare, nei limiti della metodica, tutto il decorso sia in B-mode che con segnale doppler; con particolare attenzione alle origini ed alle biforcazioni dei vasi poichè sono sedi prevalenti di alterazioni sia morfologiche che flussimetriche.

Giova ricordare che l'eco emesso da una struttura corporea riflettente viene rappresentato con un punto luminoso di intensità direttamente proporzionale a quella dell'onda, l'osso è un tessuto che riflette completamente in superficie le onde incidenti, quindi sul monitor si avrà un'immagine estremamente luminosa della superficie ossea interagente ed un cono d'ombra al di sotto. Al contrario una struttura contenente liquido, rifletterà molto poco e l'immagine corrispondente sarà oscura.



I distretti indagati devono essere studiati lungo tutto il loro decorso esplorabile sia con tecnica B/N e CPA sia con tecniche doppler (ecocolordoppler e curva ad analisi spettrale).

In condizioni normali un vaso arterioso viene rappresentato da un lume ana-ecogeno delimitato da due zone iper-ecogene: le pareti vasali (strato intimale, medio e avventizio).

La metodica eco-doppler prevede una valutazione delle immagini in termini di:

- buona o cattiva esplorabilità ed ecogenicità dei tessuti;
- decorso del vaso ed eventuali anomalie anatomiche;
- diametro del vaso (normale, aumentato o ridotto);
- caratteristiche della parete vasale.

Tra i reperti patologici quali varianti anatomiche, aneurismi, fistole atero-venose, displasie, arteriti, traumi, chemodectoma quelli più frequenti sono le **lesioni arteriosclerotiche**, le **megadolicoarterie** (tortuosità, coiling, kinking), le **dissecazioni** e le **lesioni a distanza nel paziente operato**.

**Le lesioni arteriosclerotiche** individuabili ecograficamente sono quelle in fase avanzata di evoluzione: in questo stadio esse sono costituite da due componenti entrambe localizzate al di sotto della parete intima del vaso e sono la **capsula fibrosa** ed il **nucleo lipidico**.

Essi differiscono nei vari tipi di placca in base alla quantità di tessuto fibroso, fibrocellule muscolari lisce e di materiale lipidico contenuto, ed in base alla presenza di depositi di calcio.

Le placche ateromasiche possono subire alterazioni strutturali quali:

. **Emorragia intraplacca** - La rottura dei capillari intorno al nucleo lipidico può determinare sia ulcerazione endoteliale od innalzamento del cappuccio fibroso che protudendo nel lume può aggravare il grado di stenosi fino a provocare la trombosi del lume.

. **Ulcerazioni intimali** - La placca esposta al flusso ematico può, in particolari condizioni di aumento di pressione arteriosa da un lato, ed indebolimento della parete superficiale dall'altra, rompersi creando un focus di partenza di microemboli quali detriti lipidici, fibrina e piastrine.

. **Trombosi endoluminare** - E' dovuta alla formazione di trombo, non endotelizzato, sulla placca che determina un aumento della stenosi sino alla completa occlusione del lume vasale da parte di un coagulo fresco che in poche settimane si evolve in un trombo fortemente organizzato.

**- Componenti della placca arteriosclerotica:**

**1** = endotelio; **2** = capillari a parete sottile; **3** = capsula fibrosa;  
**4** = parete media; **5** = nucleo lipidico e frazioni di colesterolo;  
**6** = parete avventizia.

**- Complicanze della placca arteriosclerotica:**

A) emorragia intraplacca:

**1**= rottura capillari; **2**= emorragia intraplacca.

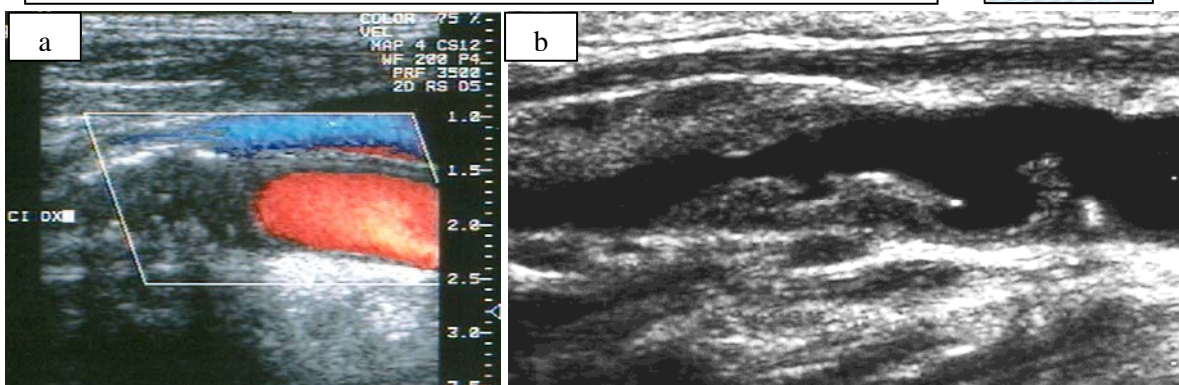
B) ulcerazione della placca:

**1**= microemboli di fibrina lipidici e piastrinici liberati dall'ulcerazione.

C) trombosi della placca:

**1**= coagulo rosso; **2**= trombo grigio; **3**= placca fibrosa ulcerata.

(A cura di Coppi G: *La Diagnostica Strumentale nella Insufficienza Cerebro Vascolare*. Ed. Mediolanum Farmaceutici - Airon Communication, Milano).



**a)** L'ecocolordoppler evidenzia la trombosi della carotide interna; **b)** immagine ecografica ad alta definizione che evidenzia la lesione arteriosclerotica a superficie irregolare ed ulcerata.

Le anomalie di parete vengono inoltre differenziate in base ad alcune caratteristiche che sono: **l'ecogenicità, la superficie e l'entità della stenosi.**

A) **L'ecogenicità** si distingue in base al tipo di materiale costituente la placca:

- **anaecogeno o ipoecogeno** (trombo recente o emorragia intrapacca recente);
- **iperecogeno senza cono d'ombra acustico** (ad alto contenuto di collagene);
- **iperecogeno con cono d'ombra acustico** (tipico della placca calcifica).

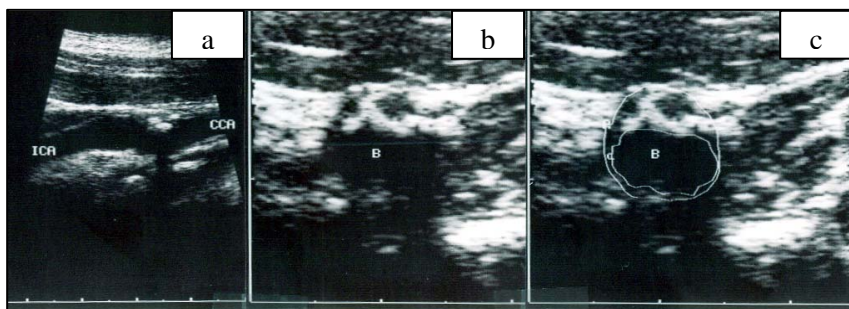
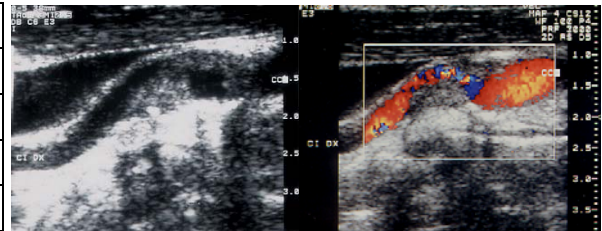
Le placche possono inoltre essere omogenee (reperti ecogenici univoci) e disomogenee (a contenuto misto).

B) **La superficie** si distingue in :

- **liscia** (con regolare contorno endoluminare);
- **irregolare** (tipico di placche estese e disomogenee a maggior rischio di frammentazione);
- **ulcerata** (la superficie presenta una o più escavazioni sul profilo endoluminare la cui evidenziazione è maggiore con eco-colordoppler e CPA);

C) **L'entità della stenosi** è determinata dal rapporto tra il diametro del vaso e lo spessore massimo della placca. Si distinguono:

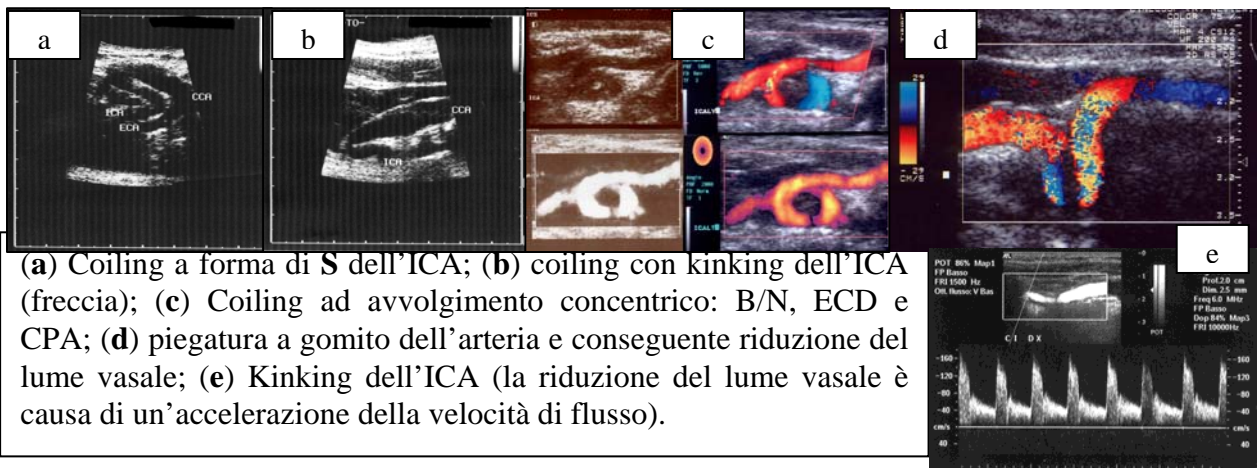
<b>Stenosi lieve</b>	minore del	<b>40%</b>
<b>Stenosi media</b>		<b>40-75%</b>
<b>Stenosi serrata</b>		<b>75-90%</b>
<b>Stenosi iperserrata</b>	maggiore del	<b>90%</b>
<b>Trombosi</b>		



Placca aterosclerotica a contenuto misto: lungo l'asse maggiore **a)**; e in sezione trasversa **b)** e **c)**.

### Megadolico arterie

Sono tortuosità vasali accentuate quali **coiling** (curvatura dell'arteria a forma di S o ad avvolgimento concentrico) e **Kinking** (piegature a gomito dell'arteria), queste tortuosità possono determinare delle pinzature con conseguente riduzione del lume e quindi una stenosi vasale.



(a) Coiling a forma di S dell'ICA; (b) coiling con kinking dell'ICA (freccia); (c) Coiling ad avvolgimento concentrico: B/N, ECD e CPA; (d) piegatura a gomito dell'arteria e conseguente riduzione del lume vasale; (e) Kinking dell'ICA (la riduzione del lume vasale è causa di un'accelerazione della velocità di flusso).

**Dissecazione:** Consiste nella fissurazione e distacco della parete intima (da trauma o spontanea) producendo una riduzione vasale od occlusione che può risolversi spontaneamente con ricanalizzazione del vaso.

**Lesioni a distanza** nel paziente operato: l'ecodoppler nel follow-up del paziente operato per lesioni steno-ostruttive dei T.S.A. consente di evidenziare restenosi od ectasie nella zona di T.E.A. Le Restenosi post T.E.A. possono essere precoci (entro i primi 18 mesi) ed in questo caso sono dovute ad iperplasia intimale, o tardive per recidiva arteriosclerotica. Perciò è indicato eseguire il primo controllo **entro sei mesi** dall'intervento e successivamente con periodicità annuale se non giustificato prima.

### **Eco-color-doppler**

E' una delle più recenti metodiche ultrasonografiche e fornisce informazioni immediate e dirette sia sull'emodinamica che sulla morfologia vascolare: permette in tempo reale di visualizzare un'immagine monocromatica dei tessuti circostanti ed una a colori dei fenomeni emodinamici. La **mappa colorimetrica** è ottenuta utilizzando un sistema doppler pulsato "**multigate**" che permette una simultanea e continua campionatura a diverse profondità e su più linee di scansioni ottenute dallo spostamento meccanico di un unico trasduttore o dalla commutazione elettronica di più trasduttori. Anche questo sistema si basa sull'effetto doppler e perciò legge e misura le variazioni di frequenza prodotte dal movimento del sangue per valutare sia la velocità che la direzione dello stesso.

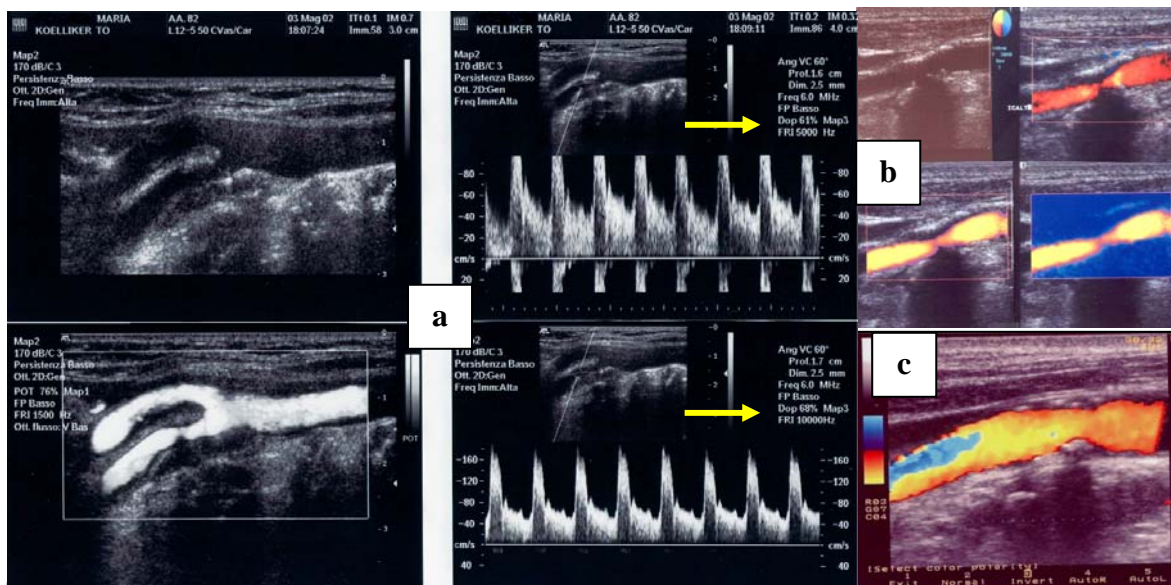
L'immagine color doppler è il risultato del calcolo del valore medio delle diverse velocità presenti all'interno di ogni singolo volume campione. L'assegnazione del colore è arbitraria e può essere modificata a discrezione dall'operatore: convenzionalmente si è comunque assegnato il colore rosso alle emazie in avvicinamento al trasduttore e blu quello in allontanamento. Le diverse velocità vengono differenziate dalle gradazioni di tonalità del colore (rosso verso l'arancione ed il giallo o il bianco, il blu verso il celeste chiaro per rappresentare le alte velocità). Inoltre il range delle velocità mostrate sullo schermo può ulteriormente essere modificato variando il PRF (Pulse Repetition Frequency : frequenza di ripetizione del segnale). Per visualizzare flussi elevati è opportuno usare scale di velocità alte e viceversa per flussi bassi, operando sulla finestra delle scale di velocità. Il color-doppler rappresenta molto bene il flusso laminare infatti, in un vaso normale si possono apprezzare colori più chiari (espressione di maggiore velocità) al centro, e più oscuro in prossimità delle pareti. È inoltre anch'esso soggetto al fenomeno dell'aliasing (quando la velocità supera il limite di NYQUIST o i suoi multipli, si inverte la codifica del colore dal rosso al blu e viceversa). Il flusso turbolento al livello delle biforcazioni (in particolare quelle ad ampio angolo) o post-stenotiche, presentano diverse tonalità di colore a seconda della direzione e della velocità del flusso in quel punto.

L'eco-color doppler dovendo integrare sia l'immagine B-mode in scala di grigi (ottimale con incidenza a 90°: effetto riflessione) che la codifica a colori (basandosi sull'effetto doppler è ottimale con angoli all'intorno dei 45°), presenta perciò alcuni inconvenienti che vengono ovviati con due modalità di elaborazione del segnale: **asincronica e sincronica**.

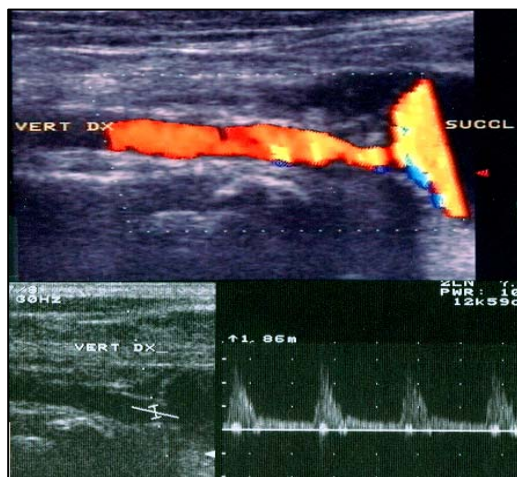
Nel primo caso l'apparecchio eco-color doppler sovrappone la mappa colorimetrica su quella monocromatica B-mode in quanto il trasduttore esegue prima scansioni perpendicolari ricavando l'immagine in scala di grigi, in seguito emette segnali con un angolo che va da 0° a  $\pm 45^\circ$  ottenendo l'immagine a colori e, per sovrapposizione delle due, fornisce quella completa.

Questo metodo di acquisizione richiede un lungo tempo di esplorazione per ovviare al quale, si riduce la risoluzione spaziale o temporale del colore rispetto all'immagine dei grigi. Nel caso dell'elaborazione sincrona l'apparecchio ottiene le due immagini simultaneamente e per poter emettere al contempo un fascio di ultrasuoni con angolo di incidenza favorevole ai due fenomeni, la sonda viene munita di una zeppa triangolare trasparente agli ultrasuoni (uso effetto rifrazione). Questa modalità consente un'alta risoluzione spaziale identica per i grigi e per il

colore, un'alta risoluzione temporale delle immagini di flusso ma una scarsa risoluzione dell'immagine tissutale in quanto l'angolo di incidenza non corrispondendo a 90° non è ottimale. La frequenza delle sonde usate sono le stesse che per l'eco-doppler così come la tecnica di esecuzione dell'esame. L'eco-color-doppler offre una maggiore accuratezza diagnostica nel valutare il grado di stenosi (95 - 99 %) perciò presenta alta specificità per lesioni serrate e pseudo-occlusive. Sono inoltre più facilmente individuabili tortuosità ed anomalie di decorso (kinking, coiling e loop) del vaso. Grazie al colore la presenza o meno di flusso all'interno di un vaso diventa immediata con una migliore discriminazione tra parete del vaso ed il lume, facilitando così l'individuazione di quelle placche morbide che essendo ipocogene o anaecogene e non emodinamicamente significative possono sfuggire ai sistemi duplex-scanner, così come anche nei casi di dissecazione della parete intimale e delle lesioni a superficie irregolare o a superficie ulcerata.



**a)** Stenosi della ICA emodinamicamente significativa: per meglio valutare la velocità di picco sistolico è necessario modificare il rapporto di scala modificando la PRF (freccie), in tal modo si elimina l'effetto aliasing; **b)** stenosi dell'arteria carotide interna all'origine determinata da ateroma a contenuto misto con cono d'ombra acustico (immagini acquisite in B/N, ecocolordoppler e CPA); **c)** stenosi dell'arteria carotide interna all'origine evidenziata con ecocolordoppler.



Lo studio del distretto succlavo-vertebrale è stato notevolmente agevolato poichè il colore permette d'identificare con estrema facilità l'arteria vertebrale nel suo decorso consentendo il posizionamento del campione volume ed effettuare così una valutazione con il doppler pulsato dei fenomeni di flusso.

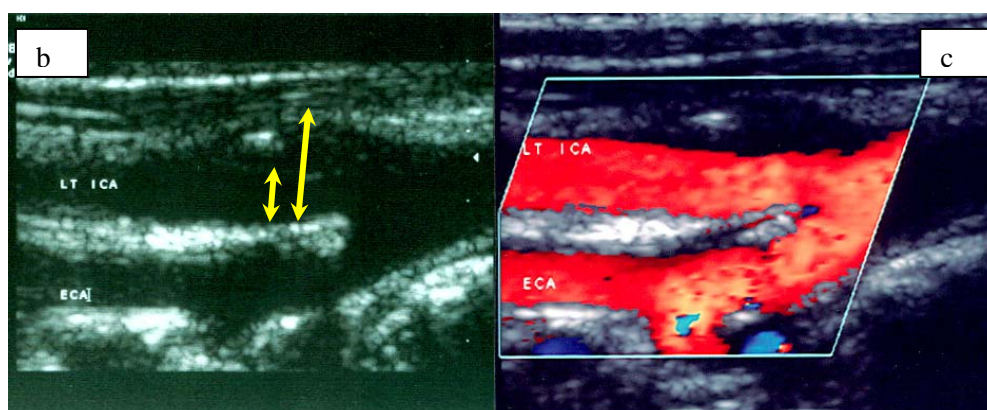
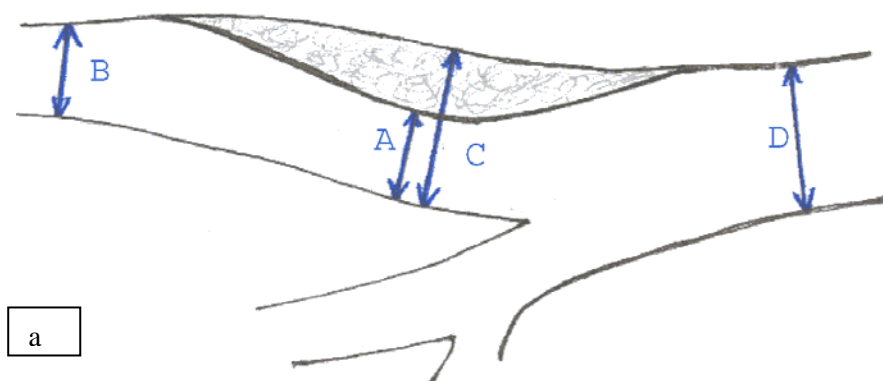
## CODIFICA DEI CRITERI OPERATIVI:

Come per numerosi altri esami diagnostici, anche per lo studio ecodoppler dei vasi epiaortici si è resa necessaria la codifica di criteri operativi internazionalmente riconosciuti:

1. **quantificazione emodinamica** del grado di stenosi mediante il doppler pulsato, con correzione dell'angolo d'incidenza degli ultrasuoni e misurazione della velocità di picco sistolico in cm/sec;
2. **quantificazione anatomica** della stenosi con misurazione del lume residuo secondo i criteri ECST (European Carotid Surgery Trial) e/o NASCET (North American Syntomatic Carotid Endarterectomy Trial) mediante l'impiego del color-doppler o, meglio, dell'angio-color-power (CPA);
3. **studio morfologico** della struttura della placca mediante ecografia ad alta risoluzione;
4. **studio del profilo endoluminale** della placca con l'utilizzo dell'angio-color-power che meglio mette in evidenza le alterazioni di parete.

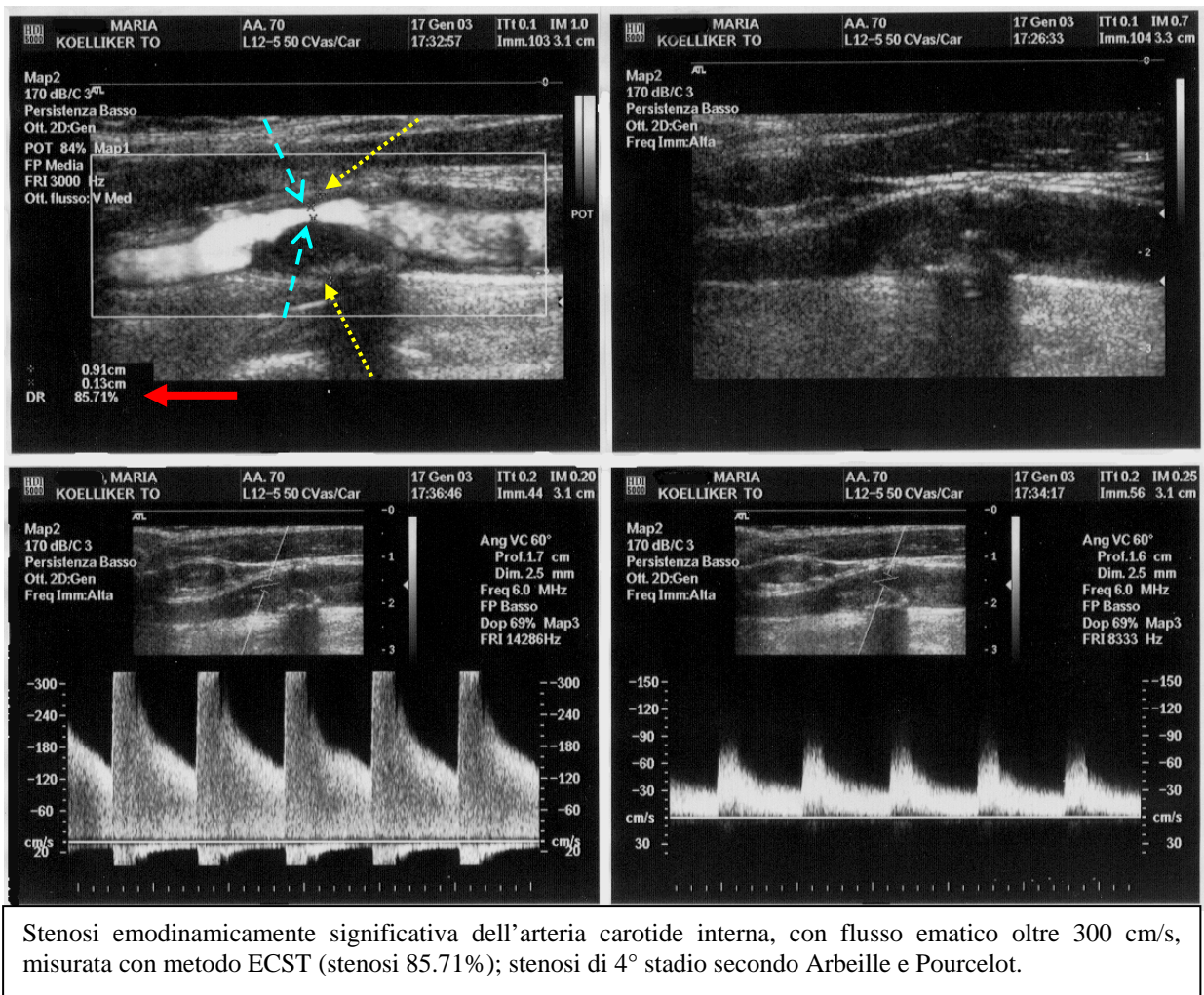
Questi criteri sono stati stabiliti dal Consensus Conference Europeo riunitosi a Parigi nel 1996 e successivamente ulteriormente integrate.

Il Consensus ha inoltre sottolineato come ogni referto che indichi soltanto il grado di stenosi senza specificare i criteri di misurazione utilizzati, non hanno valore diagnostico.



- a) Metodi di misurazione delle stenosi carotidee: **ECST**  $C - A / C \times 100\%$ ;  
**NASCET**  $B - A / B \times 100\%$ ; metodo della **Carotide Comune**  $D - A / D \times 100\%$ ;  
b) Placca ateromastica mista prevalentemente ipoeogena (B/N); c) con ecocolordoppler.



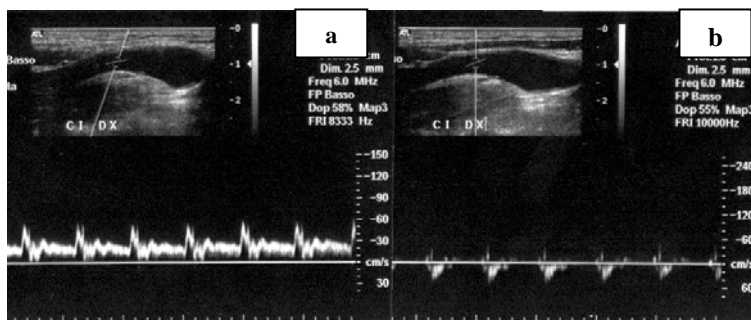


### Requisiti per condurre una corretta indagine ecodoppler

Sono tre i requisiti necessari a garantire la buona qualità dell'esame ecodoppler dei vasi epiaortici:

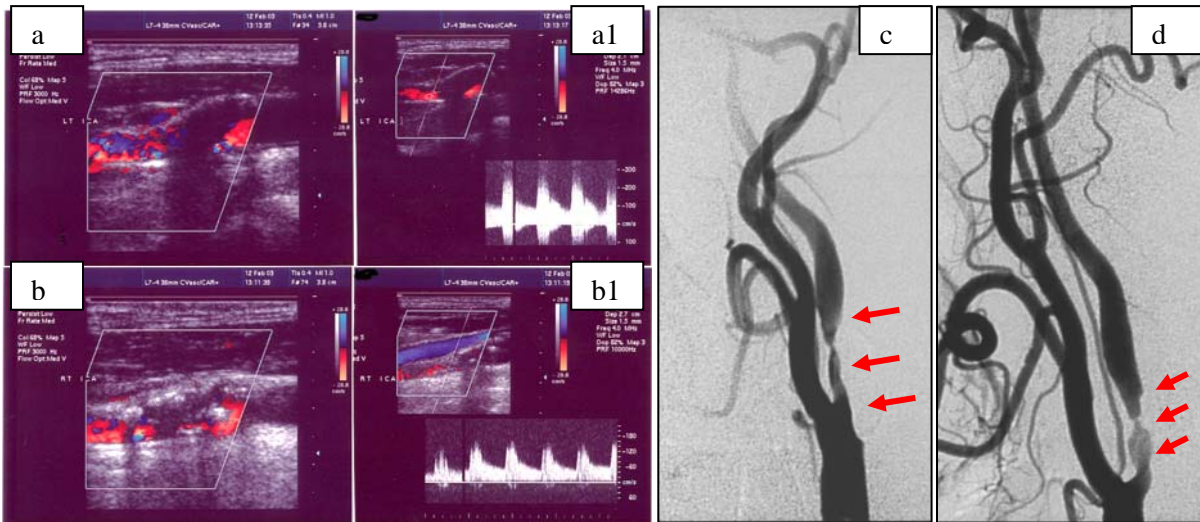
1. **Conoscenze di base;**
2. **Corretto uso delle conoscenze;**
3. **Confronto costante.**

Le prime, teoriche e pratiche, sono conseguite attraverso i percorsi di formazione di base, di approfondimento e formazione continua. Il secondo consiste nella scelta, tra quelle possedute, delle informazioni utili e nel loro corretto impiego. Infine, il terzo (confronto), deve avvenire con altri operatori, tecnologie e metodiche d'indagine: angiografia DSA, angio RM, angioTC, etc...



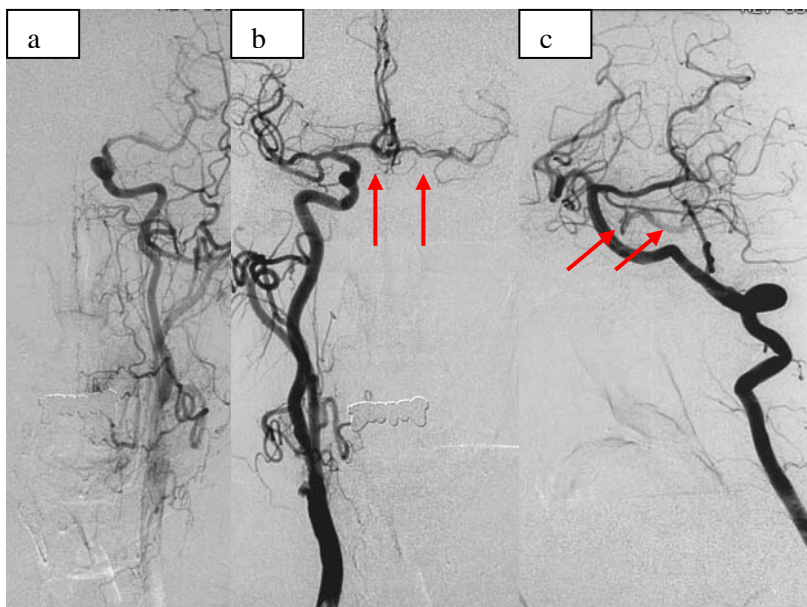
Durante l'esecuzione dell'indagine è necessario correggere appropriatamente l'angolo d'incidenza degli ultrasuoni rispetto alla direzione del flusso ematico, per ottenere valori flussimetrici corretti a); in b) parrebbe non esserci flusso (falso).

Nonostante la sensibile evoluzione tecnologica e metodologica nell'ambito dell'indagine ultrasonografica vascolare, la metodica presenta ancora dei limiti riferibili, anche, all'impiego della fisica degli ultrasuoni ed in particolare per quanto riguarda le calcificazioni degli ateromi. Le placche calcifiche che producono stenosi di grado elevato, rendono l'interpretazione dell'immagine e del segnale doppler quanto meno difficile se non impossibile, per l'elevata dispersione di energia e per la riflessione degli ultrasuoni prodotta dalla loro superficie (coni d'ombra acustici – CASO 1). In questi casi può risultare utile l'approfondimento con altre indagini quali l'angiografia DSA, l'angiografia RM, l'angiografia TC, ...



**– CASO 1:**

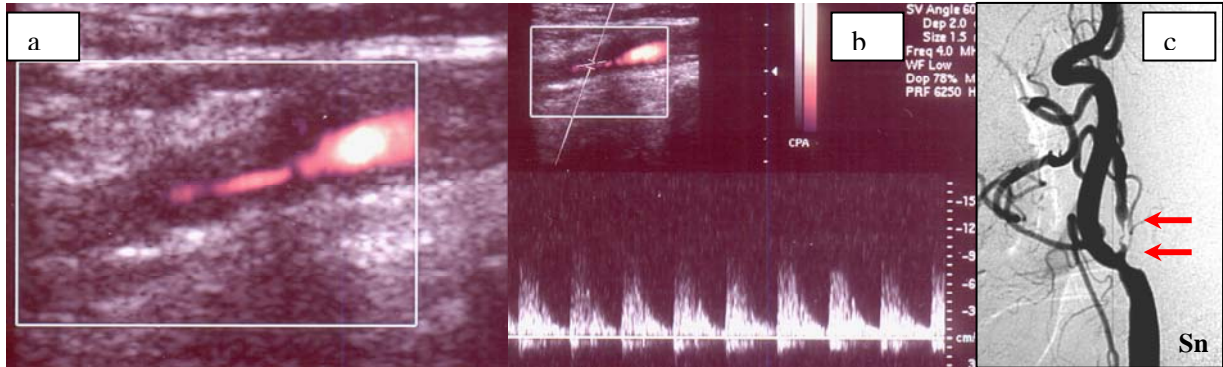
Ecocolordoppler carotide interna (CI) di Sn e Dx: in (a) e (a1), il cono d'ombra della CI di sinistra non consente lo studio morfologico endoluminale della placca, né di determinare la velocità del picco sistolica (cm/sec) poiché l'insonorizzazione prodotta in quella sede dal cono d'ombra non favorisce l'impiego del doppler pulsato; (b) e (b1) ecocolordoppler CI Dx. Lo studio del caso è stato completato con indagine angiografica DSA: (c) e (d) Angioradiogramma DSA della biforcazione carotidea di Sn in proiezione LL (a) e Obliqua (b); le frecce indicano la sede della lesione stenosante.



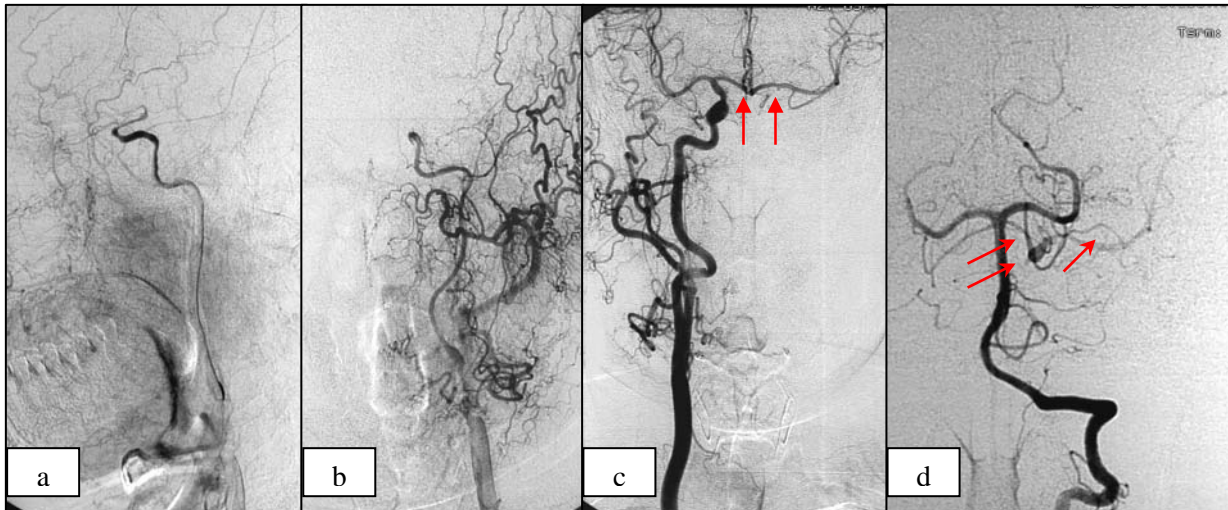
**– CASO 1:**

Angioradiogramma DSA delle arterie CC di Sn in proiezione PA (a), CC di Dx in proiezione PA (b) e Vertebrale di Sn in proiezione Obliqua (c) che mostrano il circolo di compenso intracranico attraverso l'arteria comunicante anteriore (b – frecce) e l'arteria comunicante posteriore e Sifone carotideo (c – frecce); in (a) l'arteria CI irrorata solo in parte il distretto dell'arteria cerebrale media.

In altri casi, con stenosi superiore al 90% (“stenosi serrate”), non sempre è possibile, (per limiti dovuti alla fisica degli ultrasuoni, dell’operatore, dell’apparecchiatura e/o dovuti al paziente) quantificare emodinamicamente il grado di restringimento dell’arteria attraverso il rilievo delle caratteristiche fondamentali dell’analisi spettrale e dell’effetto doppler: anche in questi casi può risultare utile l’approfondimento diagnostico con altre tecniche e metodiche (Caso 2).



– **CASO 2:** (a) e (b) Stenosi di grado elevato (sub-occludente) della Carotide Interna di Sn acquisita con CPA e doppler pulsato: il grafico ad analisi spettrale del flusso, nella regione di maggior restringimento, non concorda con l’aspetto morfologico della stenosi dell’arteria; (c) Angioradiogramma DSA della biforcazione carotidea di Sn (le frecce evidenziano la lesione stenosante della CI).



– **CASO 2:**  
 Angioradiogramma DSA in fase arteriosa tardiva della Carotide Comune Sn in proiezione LL (a) e PA (b): il flusso ematico, a fatica, raggiunge il Sifone carotideo; (c) Angioradiogramma DSA delle artt. CC di Dx in proiezione PA e (d) Vertebrale di Sn in proiezione Obliqua che mostrano il circolo di compenso intracranico attraverso l’art. Comunicante Anteriore (c – frecce) e l’art. Comunicante Posteriore e Sifone carotideo (d – frecce).

## **Bibliografia:**

- Aaslid., Newell :”TRANSCRANIAL DOPPLER”, 1992;
- Antignani P.L., Poli L., Amato B., Riba V.: Il duplex scanner e il color doppler nella patologia vascolare; Centro Scientifico Editore, Torino 1998;
- Atti del IV Corso sulla fisica ed utilizzo degli ultrasuoni in medicina: innovazioni tecnologiche ed operative nello studio del circolo – Presidio Ospedaliero Gradenigo - Torino 19 e 20 marzo 2003;
- Atti del V Corso teorico-pratico sulla fisica ed utilizzo degli ultrasuoni in medicina: innovazioni tecnologiche ed operative nello studio del circolo – Presidio Ospedaliero Gradenigo - Torino 07 – 09 novembre 2003;
- Atti del VI Corso teorico-pratico sulla fisica ed utilizzo degli ultrasuoni in medicina: innovazioni tecnologiche ed operative nello studio del circolo – Presidio Ospedaliero Gradenigo - Torino 25 - 27 giugno 2004;
- Bracchi M.: Tesi di specialità in neurologia;
- Bradac G. B.: Elementi di Neuroradiologia Clinica, Edizioni Minerva Medica – 1994;
- Catalano M.: Il doppler nella diagnostica vascolare; Midy spa, Milano 1983;
- Coppi G (A cura di): La Diagnostica Strumentale nella Insufficienza Cerebro Vascolare; Ed. Mediolanum Farmaceutici - Airon Communication, Milano;
- Dauszat M.: Ultrasonografia vascolare; Piccin editore, Padova.;
- Doppler: uber das farbige licht der doppelsterne und einiger anderer gestirne des himmels, 1842;
- Franceschi C, Franco G, Luizy F, et al.: Precis d’echotomographie vasculaire ; Vigot Ed, Paris 1986 ;
- Franceschi C.: L’investigation vasculaire par ultrasonologie doppler. Masson, Paris 1979;
- Franklin et al.: blood flow measured by doppler frequency shift of backscattered ultrasound , 1965;
- G. M. Von Reutern, H. J. Budinger: Sonografia doppler extra ed intra-cranica; Centro Scientifico Editore, Torino, 1992;
- Goffrini, Contorni, Pellegrino: La sindrome da emoderivazione cefalo-brachiale; Piccin editore, Padova, 1975;
- Liboni W, De Mattei M, Sandiano L: Doppler-ecografia nella diagnostica delle vasculopatie cerebrali; Edizioni Minerva Medica, Torino 1983;
- Liboni W., Palombo D., Pisani R.: Materiale didattico “ Il Corso teorico pratico sulla fisica degli ultrasuoni e sulla interpretazione delle relative informazioni in diagnostica vascolare”; Nichelino (To), 11-15 giugno 2001;
- Liboni W.: gli ultrasuoni nella patologia vascolare,1982;
- Liboni W.: Materiale didattico “Corso sulla fisica degli ultrasuoni e sulla interpretazione delle relative informazioni in diagnostica vascolare”; Torino, 13-14 aprile 2000;

- Liboni W.:neurosonologia, 1986;
- Liboni, et al: “noninvasive approach to dynamic and morphologic studies of carotid atherosclerosis”, 1996;
- Rabbia C, De Lucchi R, Cirillo R : Ecodoppler Vascolare; Edizioni Minerva Medica, Torino 1991;
- Sellitti F. P. et al.: Eco-doppler ed Eco-colordoppler nello studio dei vasi epiaortici; Atti del I Corso-Convegno per tecnici di radiologia medica “La radiologia del 2000”; Università di Pavia, 7-9 giugno 1996;
- Sellitti F. P. et al.: Il doppler ad onda continua e a onda pulsata nello studio dei vasi epiaortici; Atti del I Corso-Convegno per tecnici di radiologia medica “La radiologia del 2000”; Università di Pavia, 7-9 giugno 1996;
- Sellitti F. P., Beux A., Cauda F.: “Ultrasonologia: 15 anni della nostra esperienza”; Rassegna Tecnica di Radiologia Medica, organo ufficiale federazione nazionale collegi dei tecnici sanitari di radiologia medica, anno 15 n.45-2002, pp. 55-61;
- Sellitti F. P., Pisani R., Molinari F., Liboni W.: Imaging neuroradiologico I: Ultrasuoni; Atti del VI Congresso Nazionale AITNR – Montesilvano (PE) 07-09 ottobre 2004; Corso di formazione e.c.m. su:”Encefalo – Neuroradiologia vascolare – Neuroradiologia interventistica”;
- Von Reuten: sonografia doppler extra ed intra-cranica 1990.

Francesco Paolo SELLITTI

Dip. di Neuroscienze – Neuroradiologia

Università degli Studi di Torino

Via Cherasco, 15 - 10126 Torino

Tel. 011 633 6737/5959 - Fax. 011 696 3404

[francescopaolo.sellitti@unito.it](mailto:francescopaolo.sellitti@unito.it)