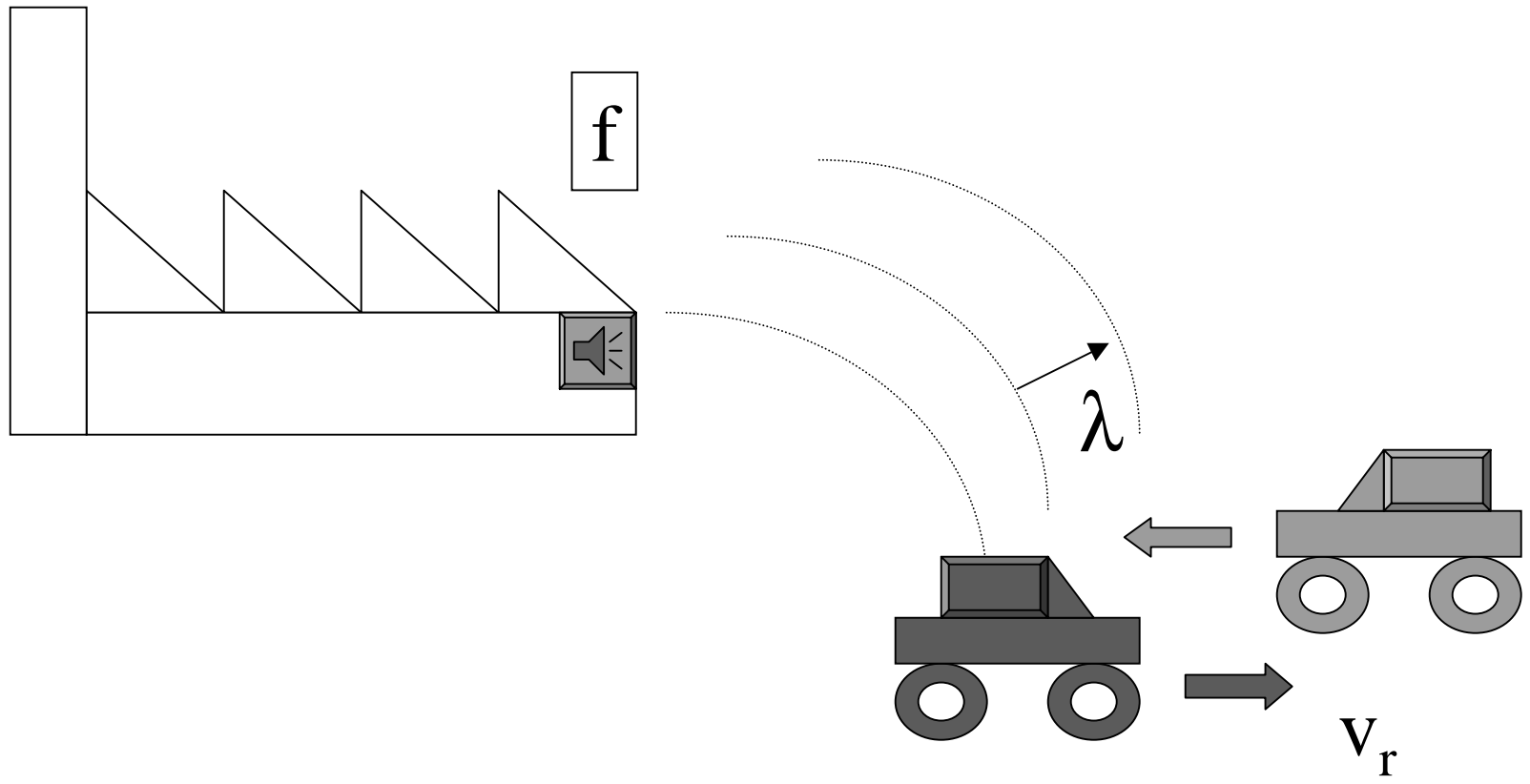


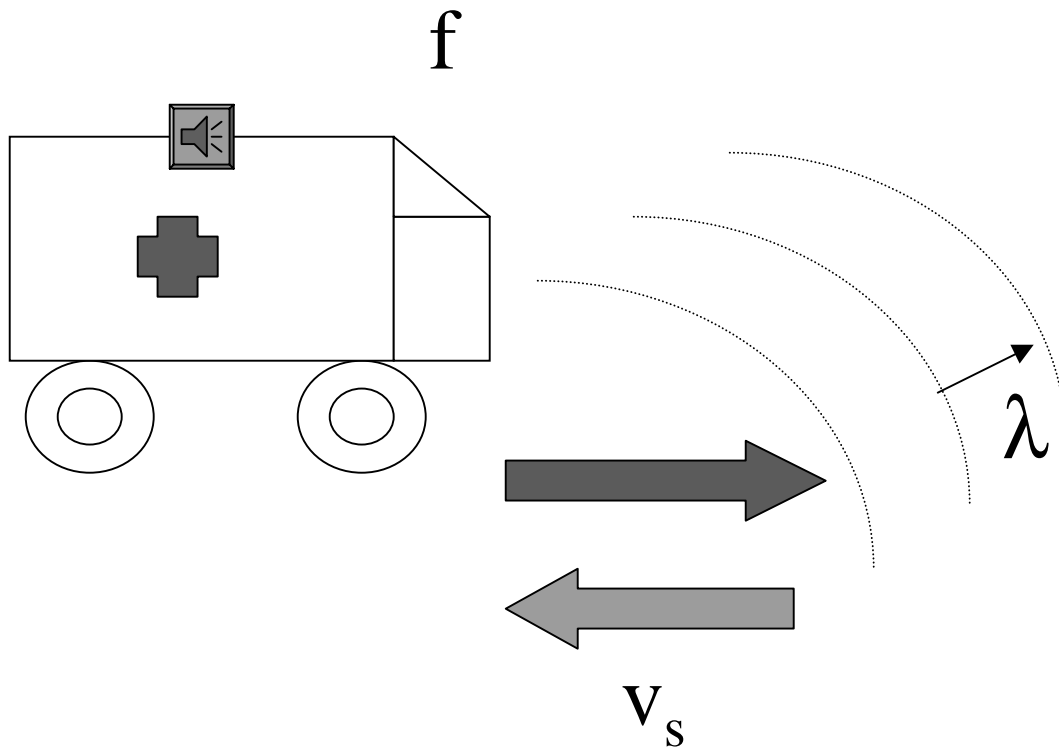
ECODOPPLER

In realtà è possibile ottenere informazioni da oggetti in movimento anche studiando la frequenza del segnale riflesso, o meglio ‘scatterato’.

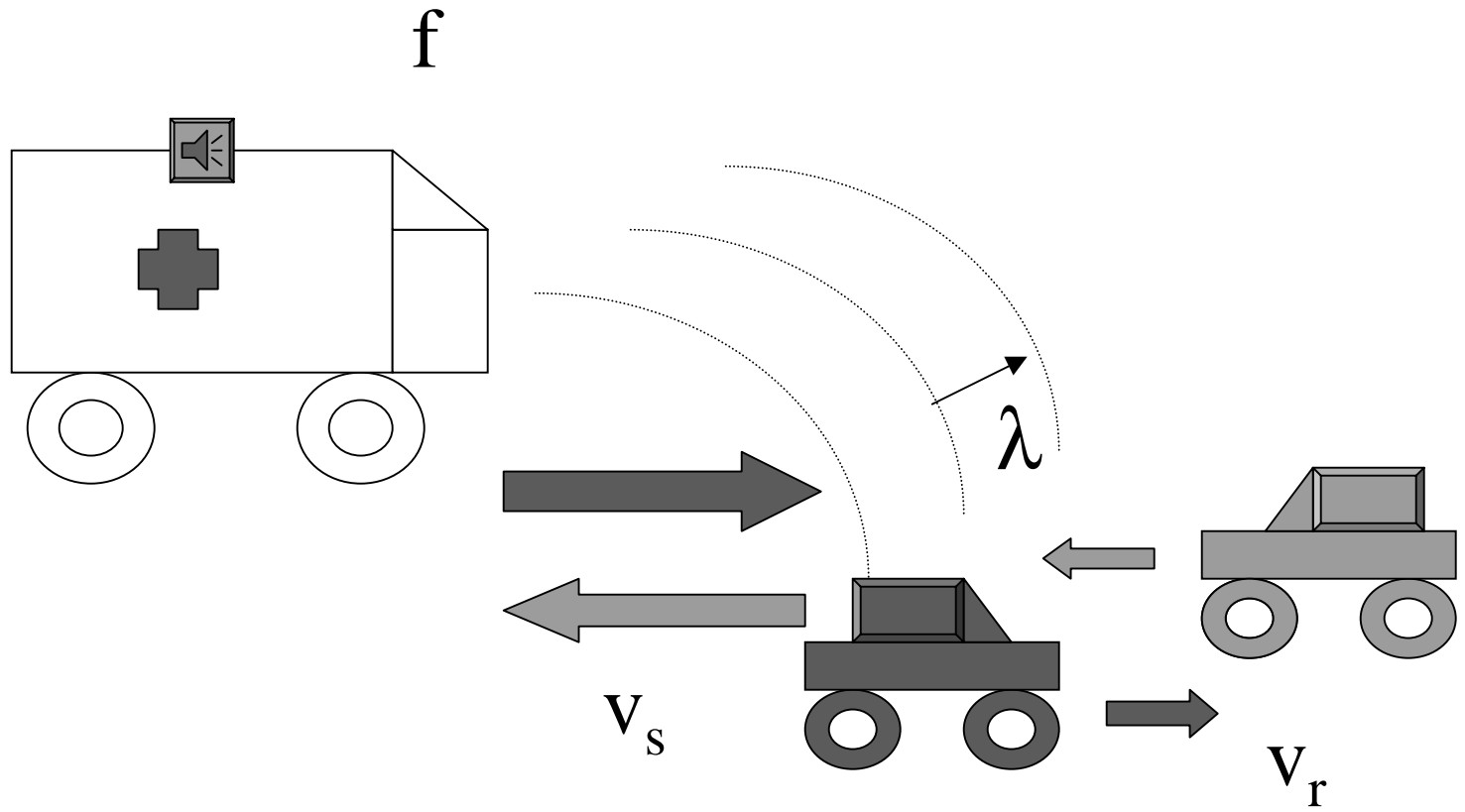
In questo caso si sfrutta il cd ‘effetto Doppler’:



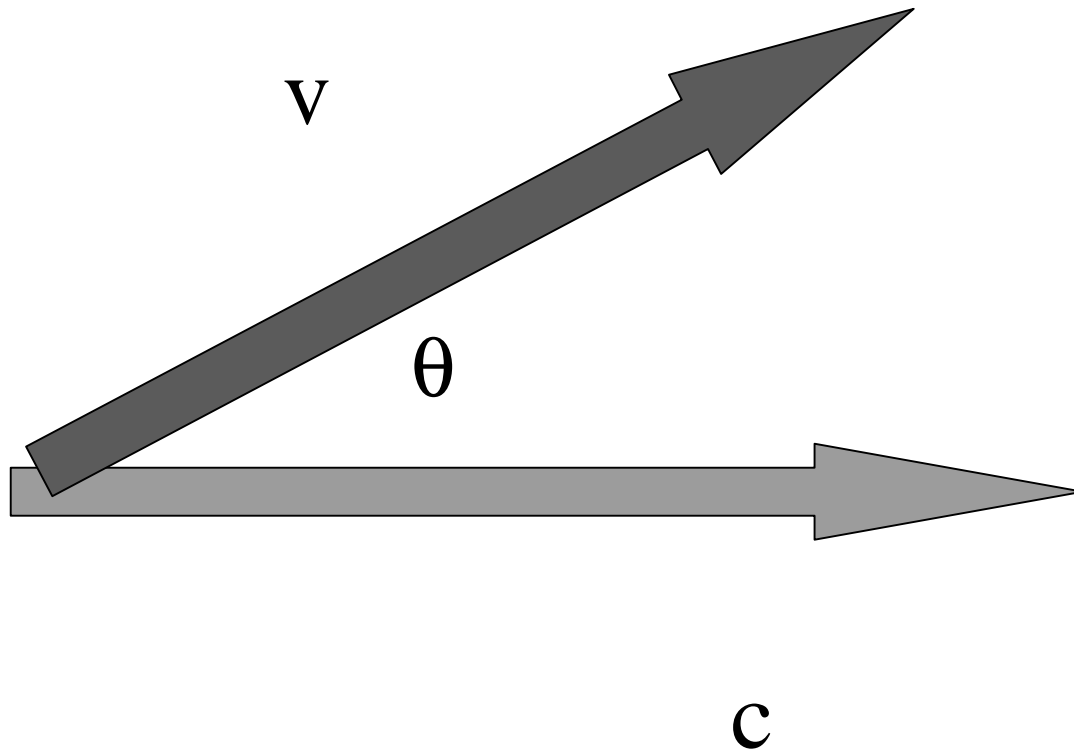
$$f_r = f \left(1 + \frac{v_r}{c} \right)$$



$$f_r = f / (1 + v_s / c)$$



$$f_r = f \left(1 + \frac{v_r}{c} \right) / \left(1 + \frac{v_s}{c} \right)$$

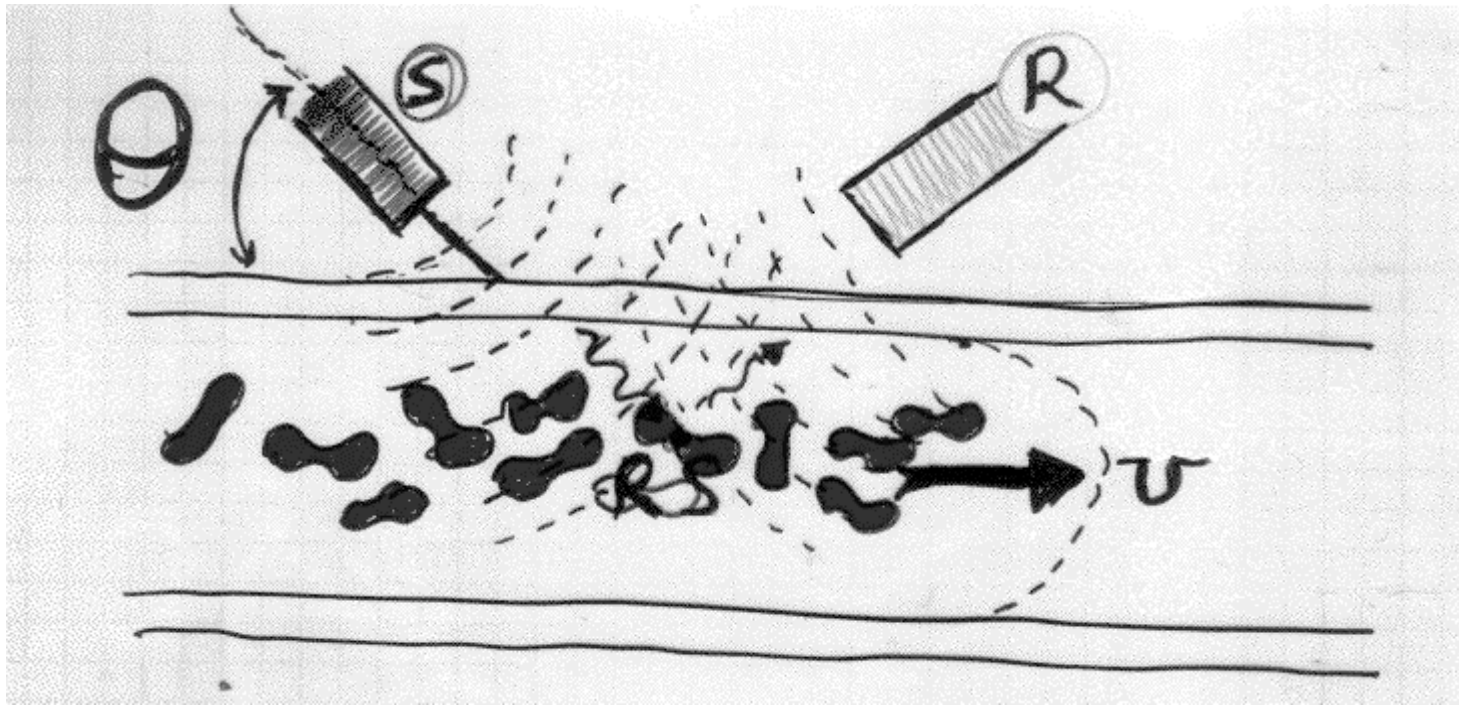


$$v \text{ ---> } v \cos \theta$$

Se consideriamo un vaso sanguigno, al cui interno si trovano, immersi nel plasma, anche corpuscoli (globuli bianchi, piastrine, ma soprattutto globuli rossi), e inviamo un fascio di US che intercetta un globulo rosso, questi:

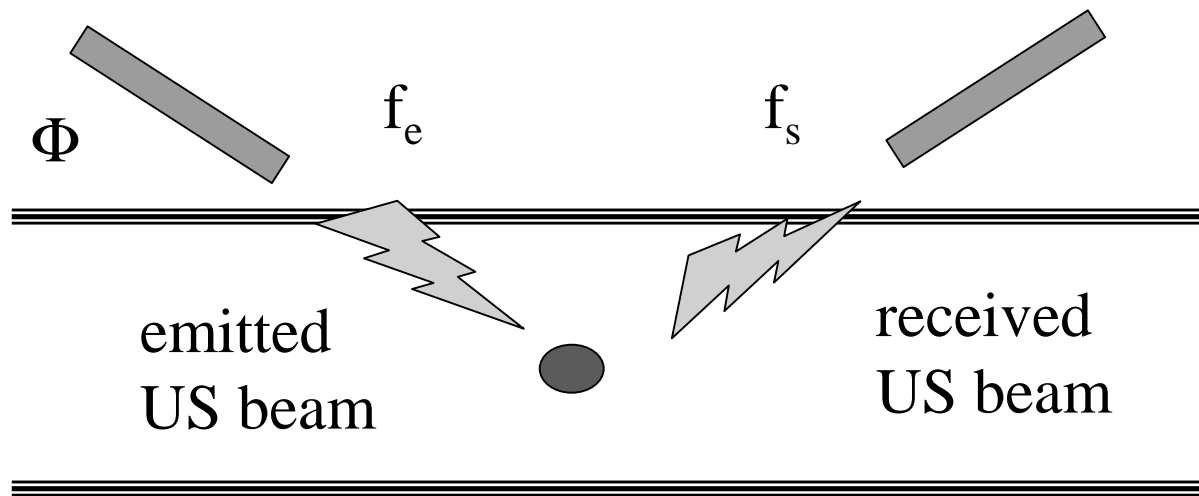
- verranno ricevuti dal globulo in moto con velocità v (che riceve US a frequenza f_r);

- e verranno scatterati verso il ricevitore (che riceverà US di frequenza f_s inviati da una sorgente in moto con velocità v)



S ferma, R' in moto: $f_r = f (1 - v \cos \theta / c) = f_s$

S=R' in moto, R fermo: $f_r = f_s \frac{1}{(1 + v \cos \theta / c)}$



Se sostituiamo e semplifichiamo:

$$Df = f - f_r = 2v \cos\theta f / (c + v \cos\theta)$$

ma poiché

$$v \cos\theta \ll c$$

useremo la relazione approssimata:

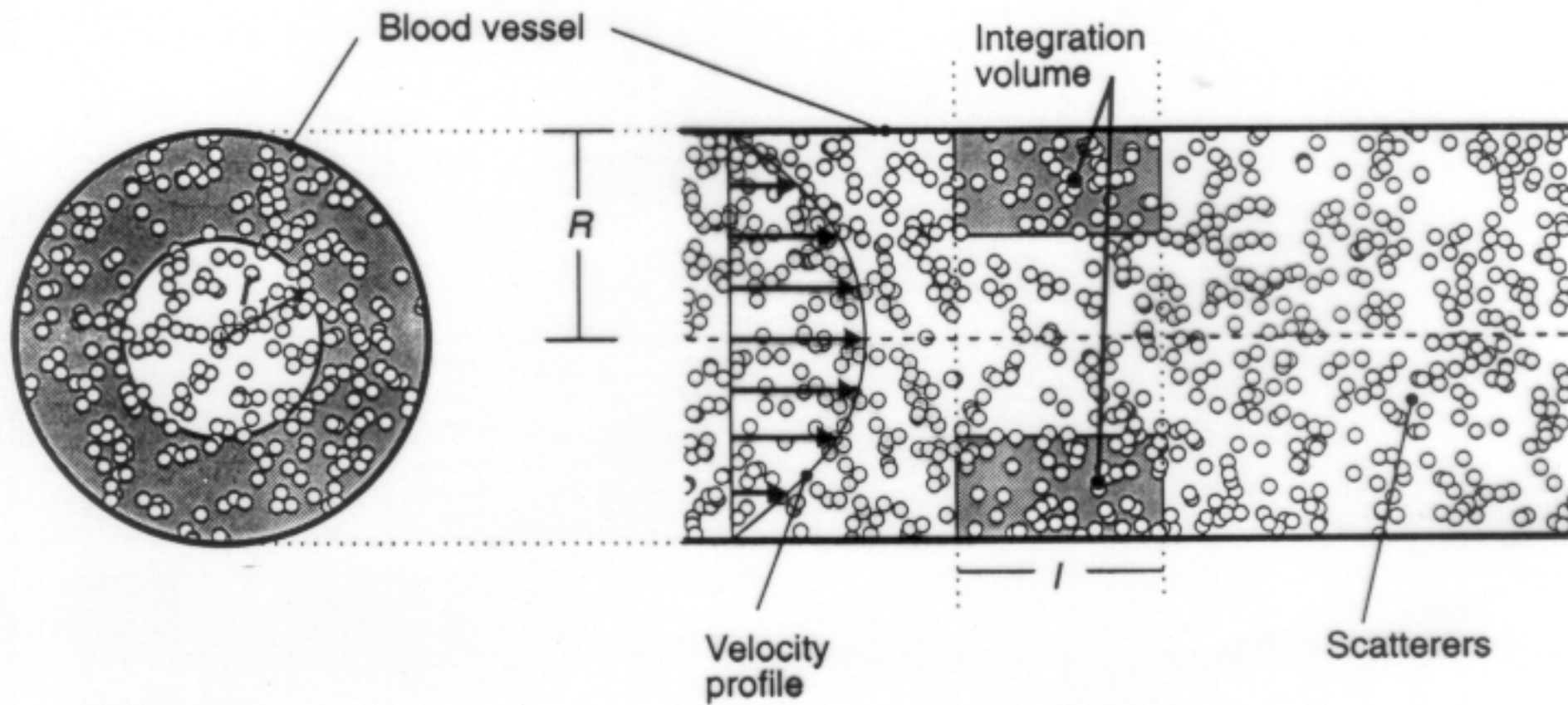
$$Df = 2 v f \cos\theta / c$$

Attraverso la misura del Doppler shift Df

(conoscendo la frequenza della sonda f ,
la velocità di propagazione dell' US c ,
l'angolo di insonazione θ)

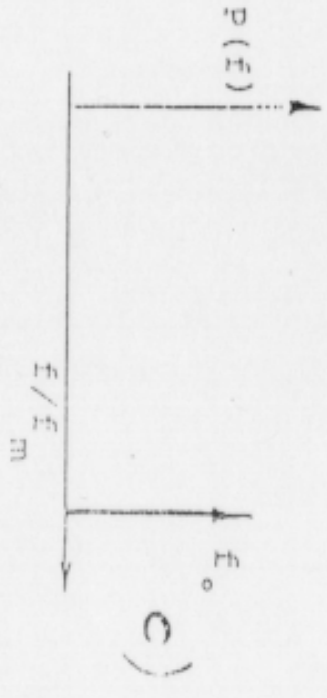
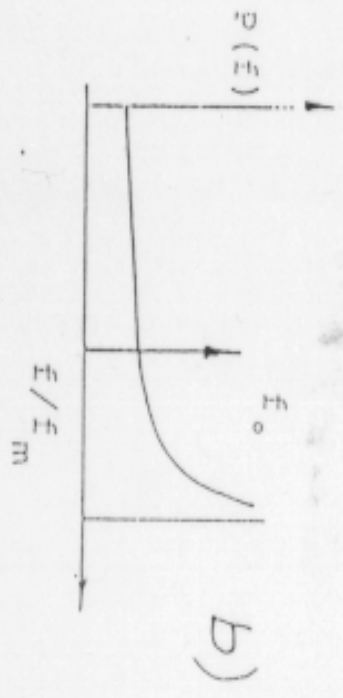
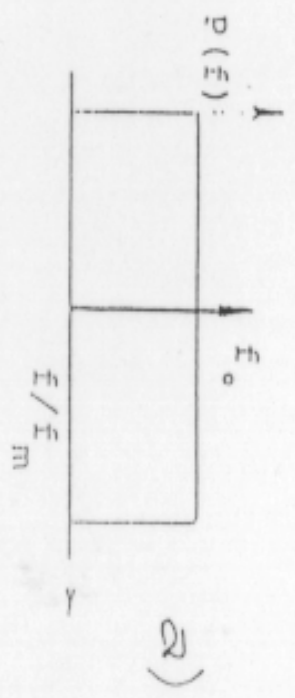
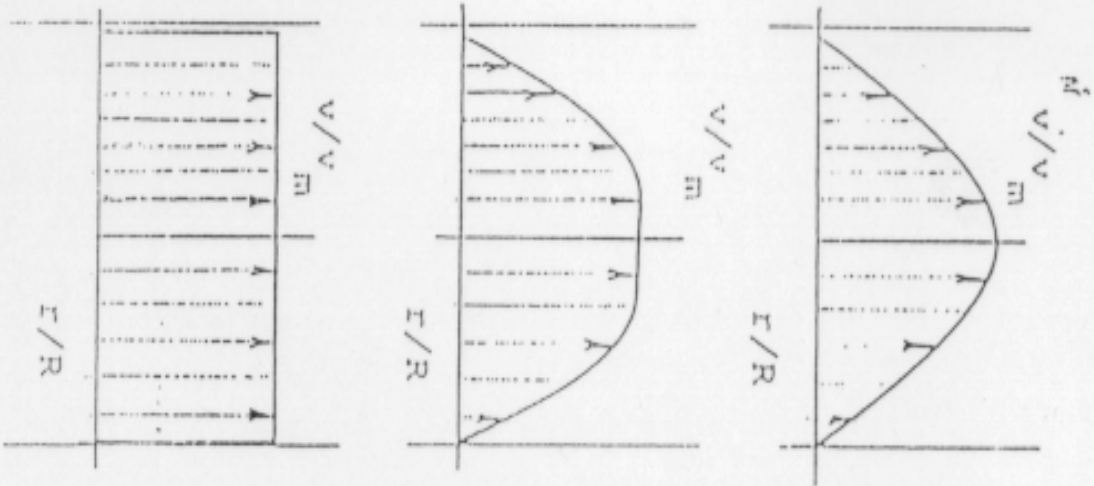
posso risalire alla velocità v con cui si
muove il globulo rosso!

Se infine teniamo conto che i globuli rossi non si muovono tutti con la medesima velocità, ma in ogni vaso esiste una distribuzione di velocità (che tipicamente nelle vene è parabolica, ma nelle grandi arterie può variare durante il ciclo cardiaco), otterremo anche per i 'Doppler shifts' una distribuzione corrispondente, ossia uno SPETTRO (le diverse frequenze, che corrispondono alle velocità dei globuli rossi, vengono ricevute con diverse ampiezze, che corrispondono al numero di globuli rossi che si muove con quella velocità).



PROFILO DI VELOCITA'

SPETTRO DOPPLER

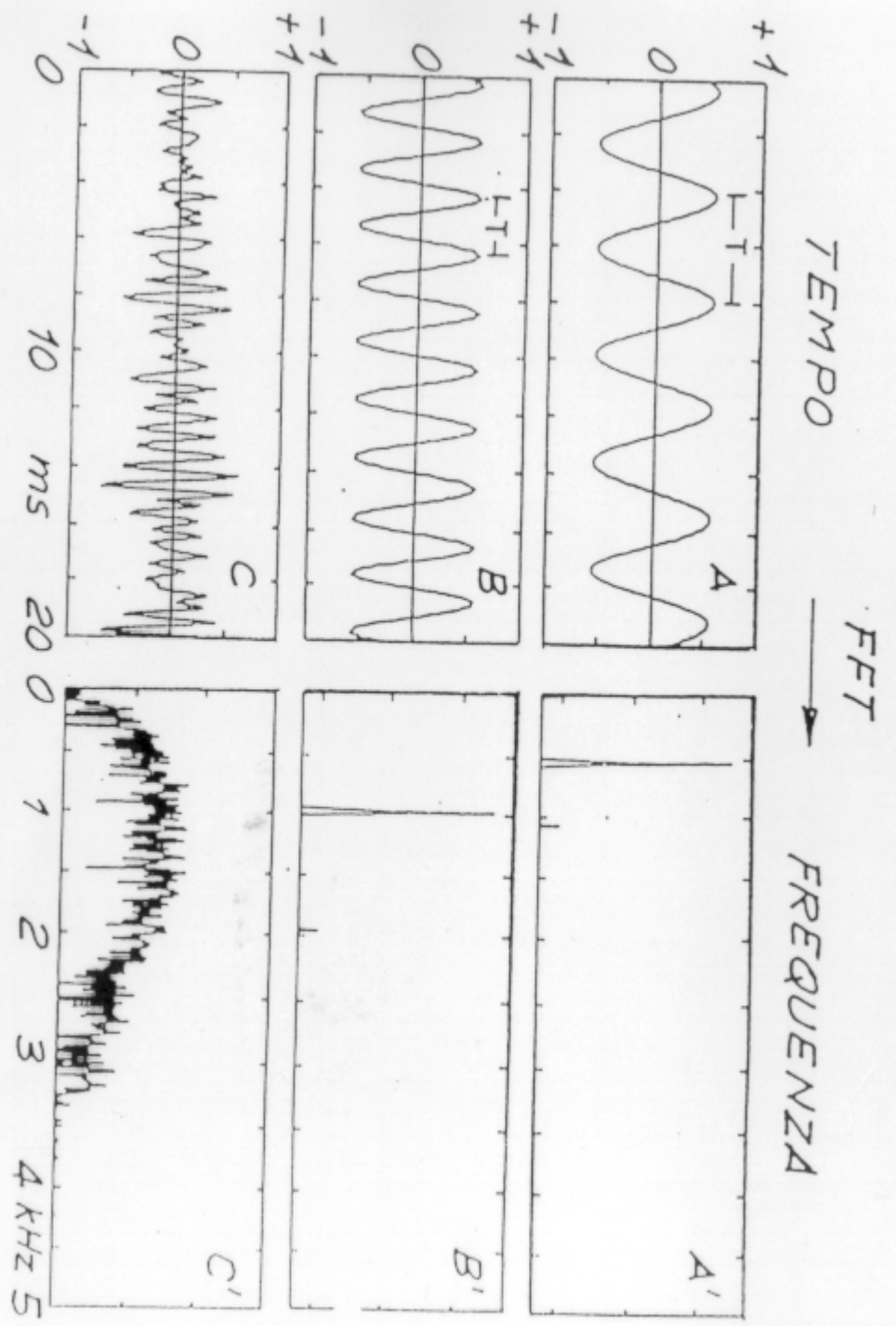


In definitiva:

Registrando il segnale US ricevuto dalla sonda per un certo tempo potrò:

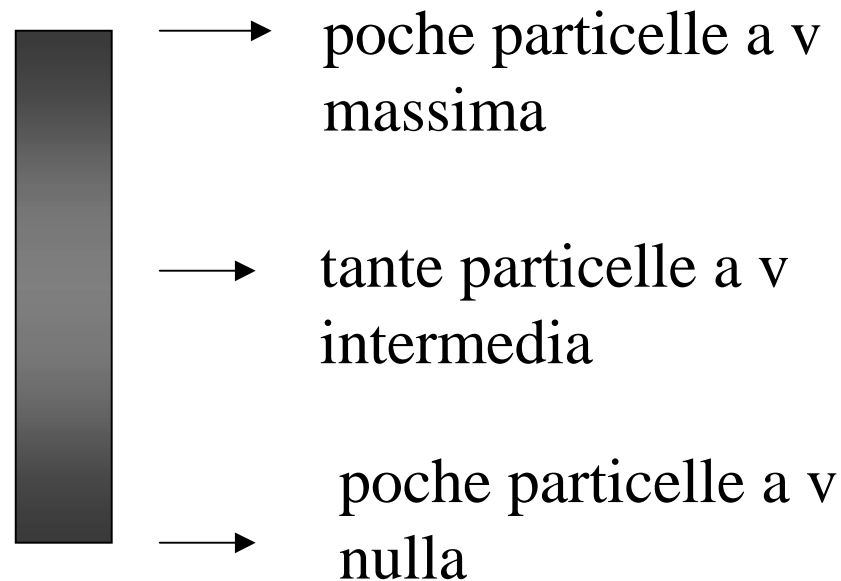
- dividere la registrazione in brevi intervalli di tempo,

- ricavare tutte le frequenze contenute nel segnale (i calcolatori fanno questo con una tecnica detta FFT (Fast Fourier Transform));

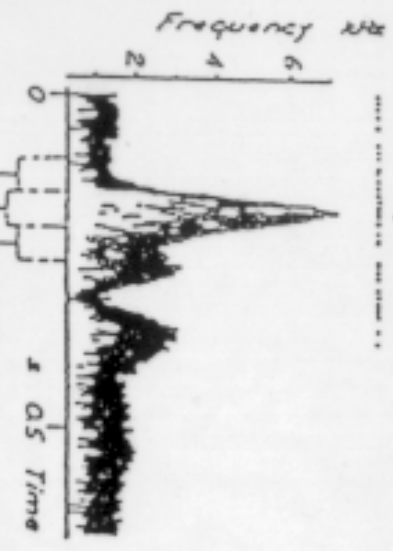


-calcolare i corrispondenti Doppler shifts e l'ampiezza del segnale corrispondente (Spettro).

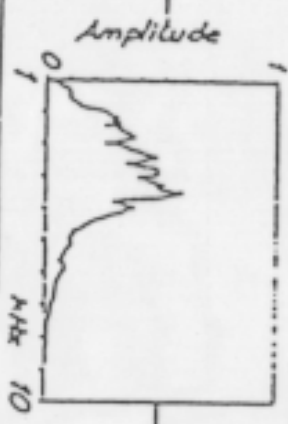
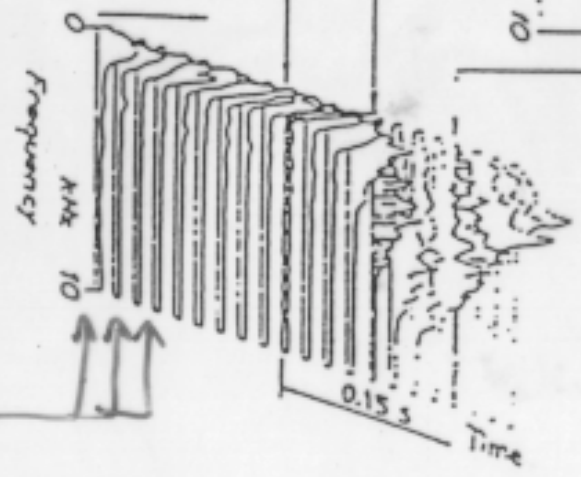
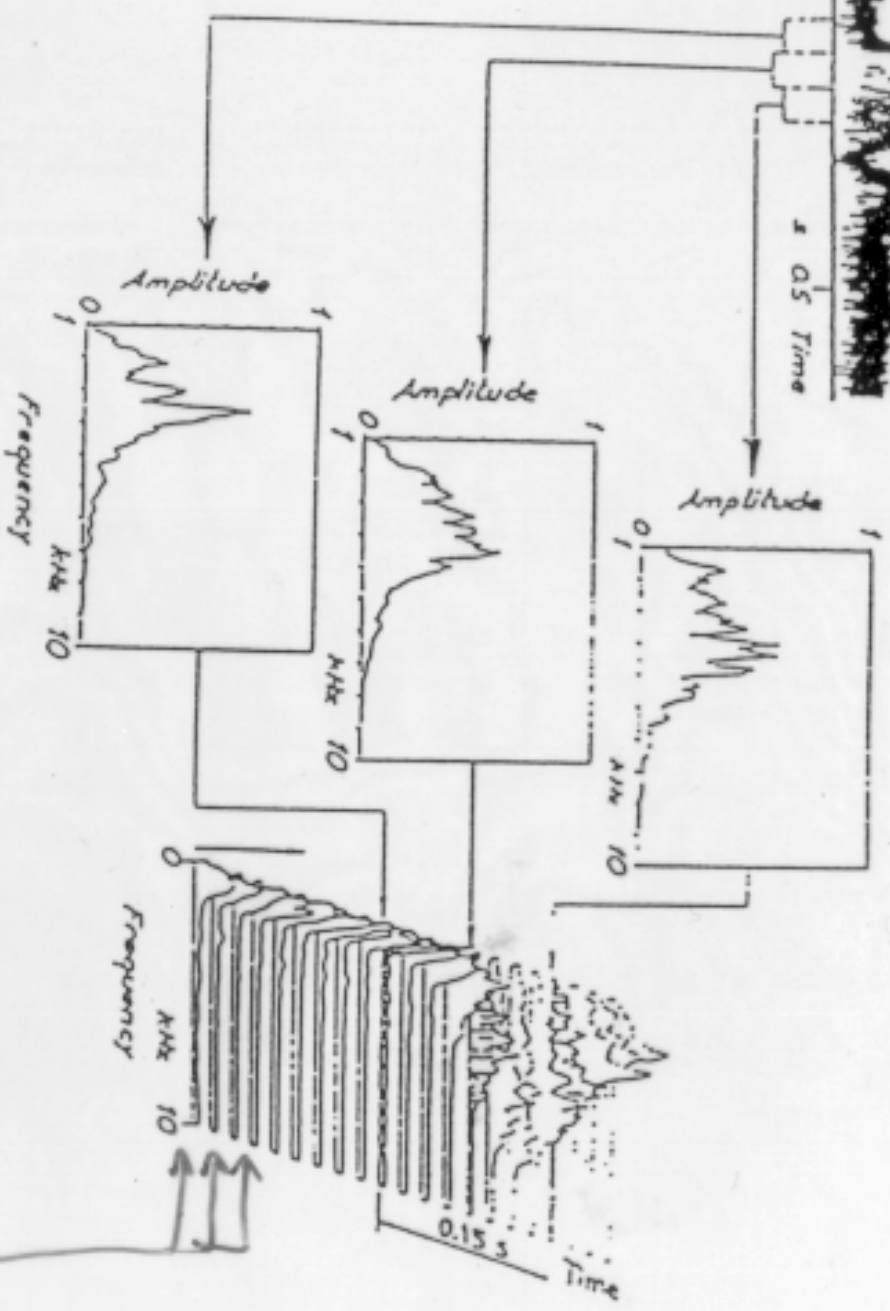
Se l'ampiezza viene codificata in toni di grigio
(+chiaro ---> +scatteratori),
ad ogni intervallo di tempo faccio corrispondere un
parallelepipedo



SONOGRAM



DIGITAL ELABORATION



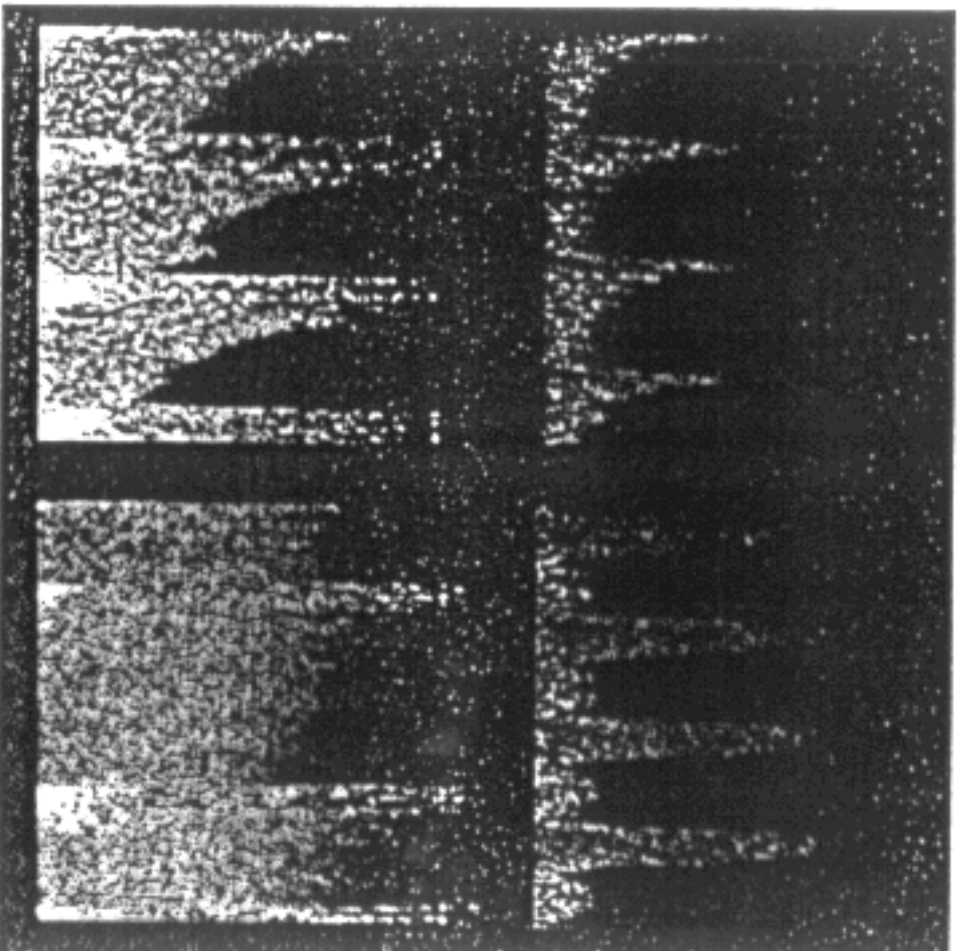
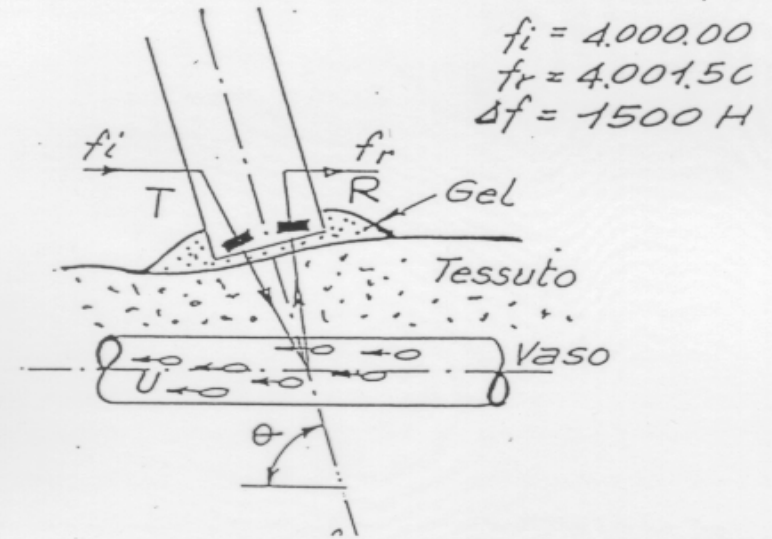


Figure 11. Display of the Doppler signal spectral analysis at the site of a vascular stenosis : (a) normal vessel ; (b) acceleration for a mild stenosis ; (c) occurrence of low frequencies for a moderate stenosis ; (d) important dispersion of frequencies for a severe stenosis.

Si utilizzano strumenti ad emissione continua:

CW= continuous wave

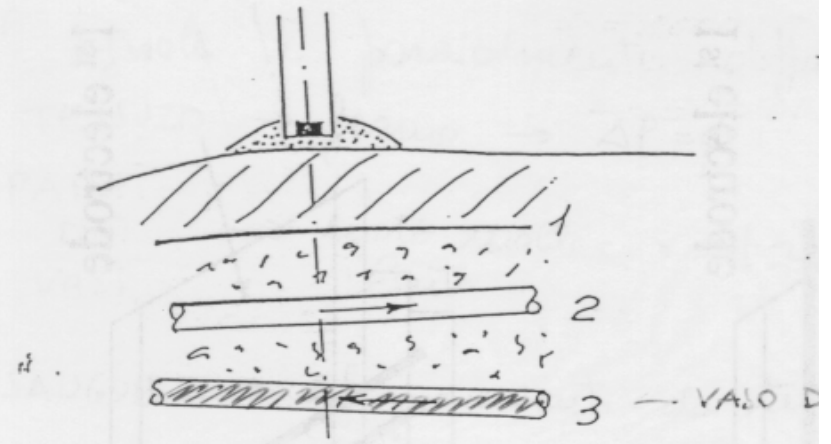
FLUSSIMETRO DOPPLER AD EMISSIONE CONTINUA CW

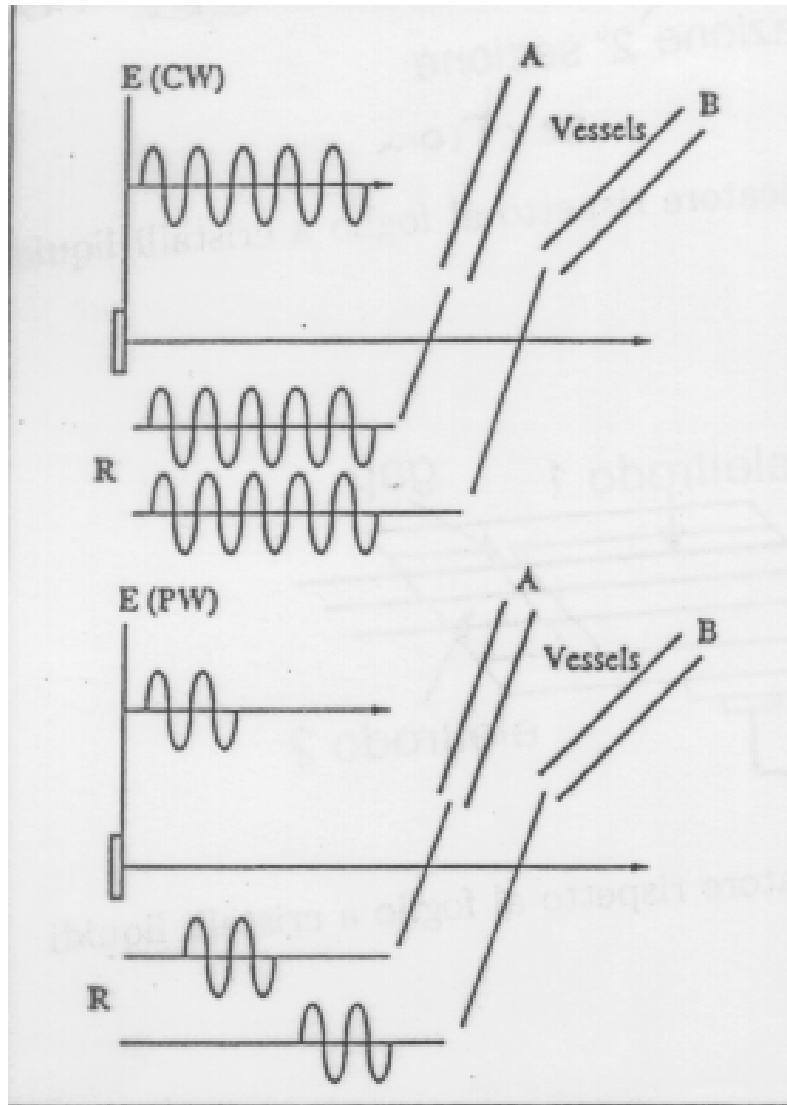


e ad emissione pulsata:

PW= pulsed wave

FLUSSIMETRIA DOPPLER AD EMISSIONE PULSATA

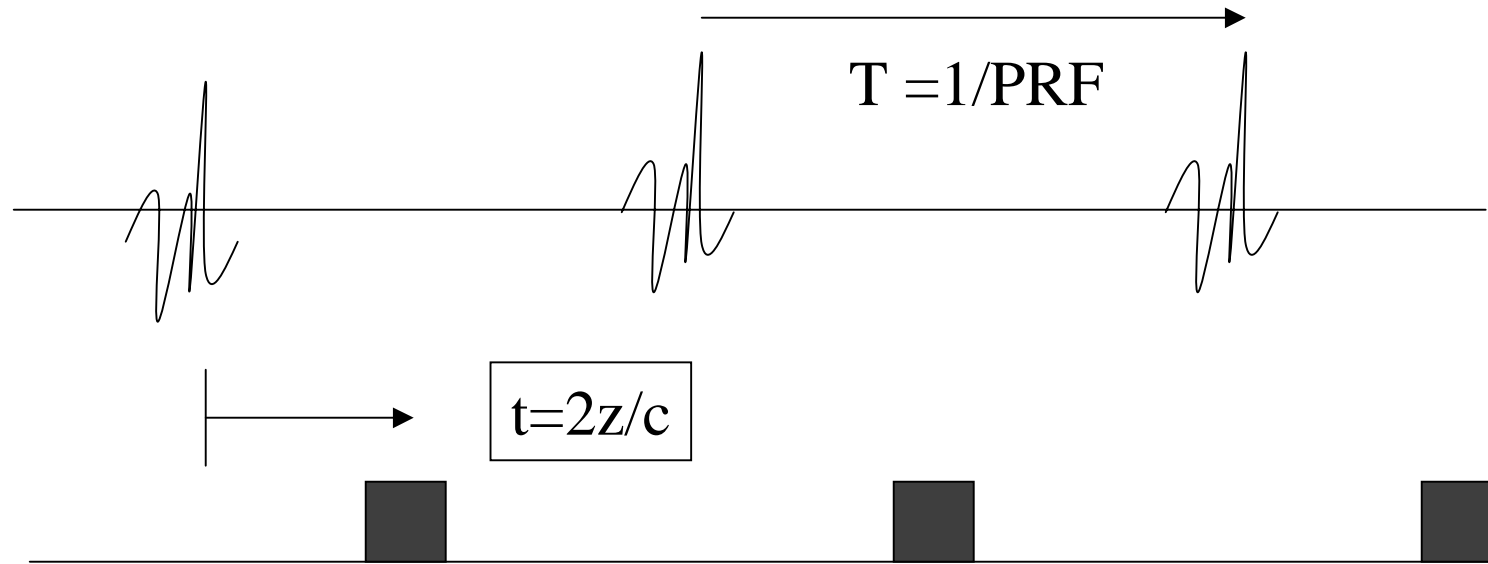




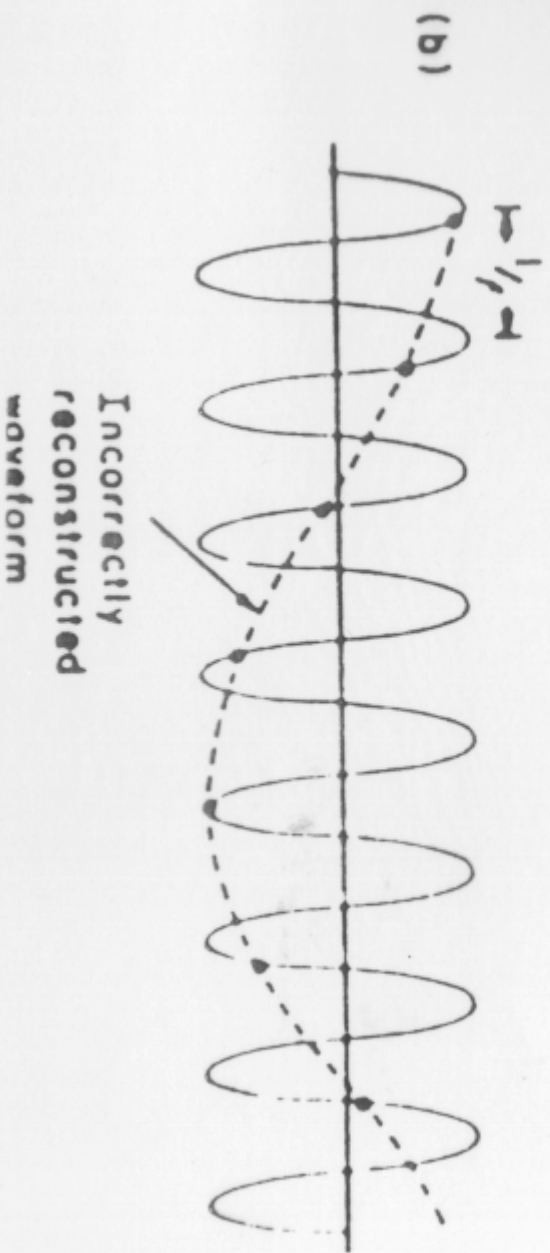
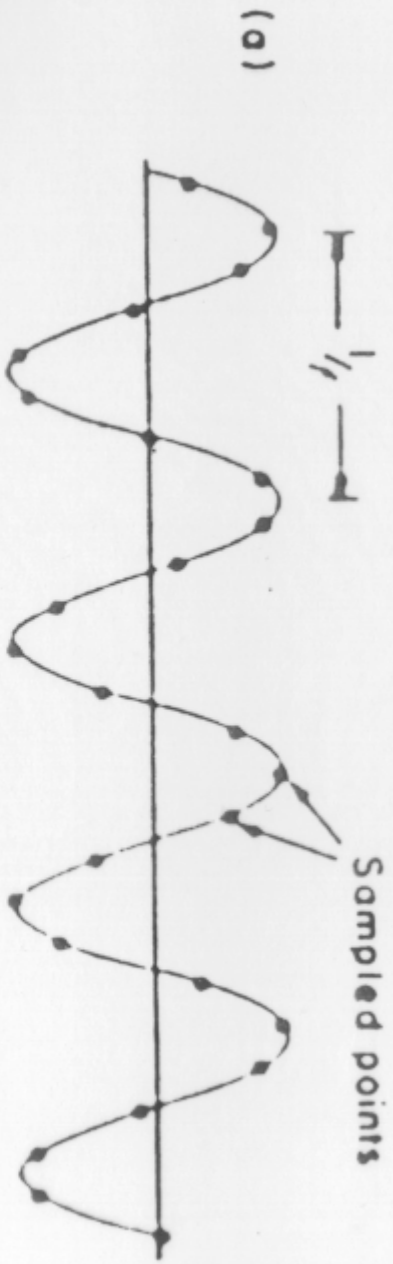
Nel CW l'onda viene emessa e ricevuta in continuazione da due sonde distinte. Si riceve il segnale 'scatterato' da tutte le particelle in moto investite dal fascio.

Nel PW vengono emessi brevi impulsi e lo stesso trasduttore riceve il segnale scatterato dopo un certo intervallo di tempo, che corrisponde alla distanza tra la sonda e il vaso che si indaga.

Gli strumenti CW hanno il vantaggio di avere un miglior rapporto segnale-rumore, ma non discriminano in profondità, mentre i PW possono misurare la velocità in una regione di spazio ben definita, ma presentano lo svantaggio di avere un limite alla velocità massima rilevabile.



Innanzitutto la frequenza di ripetizione del segnale PRF, che corrisponde all'inverso del periodo del segnale emesso, deve essere almeno doppia della massima frequenza rilevabile nel segnale:



Inoltre deve naturalmente aversi che

$$t < T$$

dunque: $2 z_{\max} / c < c / (4 v_{\max} f \cos\theta)$

dunque saranno rivelabili soltanto i valori sul piano (z,v) che stanno al di sopra di un' iperbole definita dall' equazione:

$$z_{\max} v_{\max} = c^2 / (8 f \cos\theta)$$

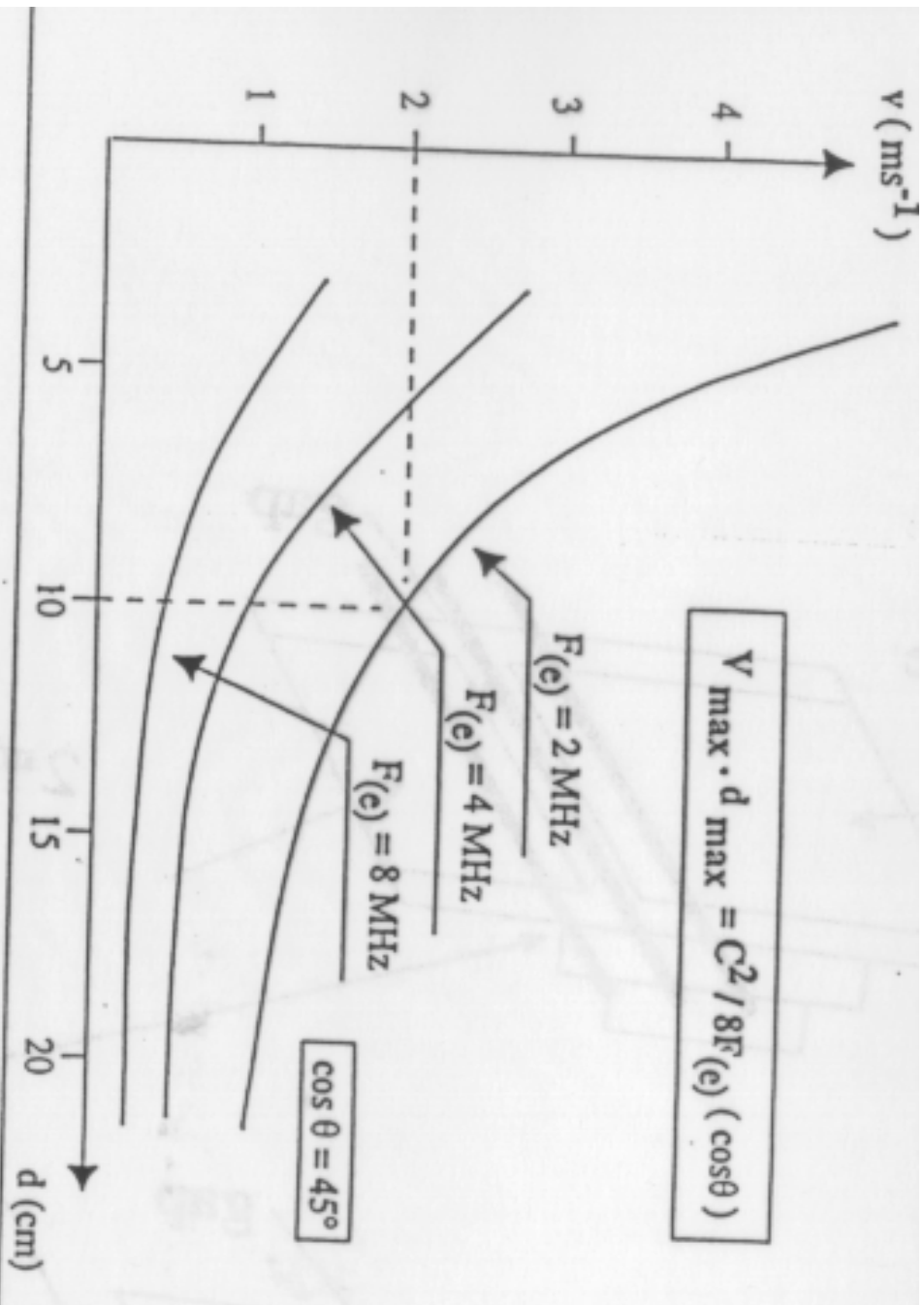
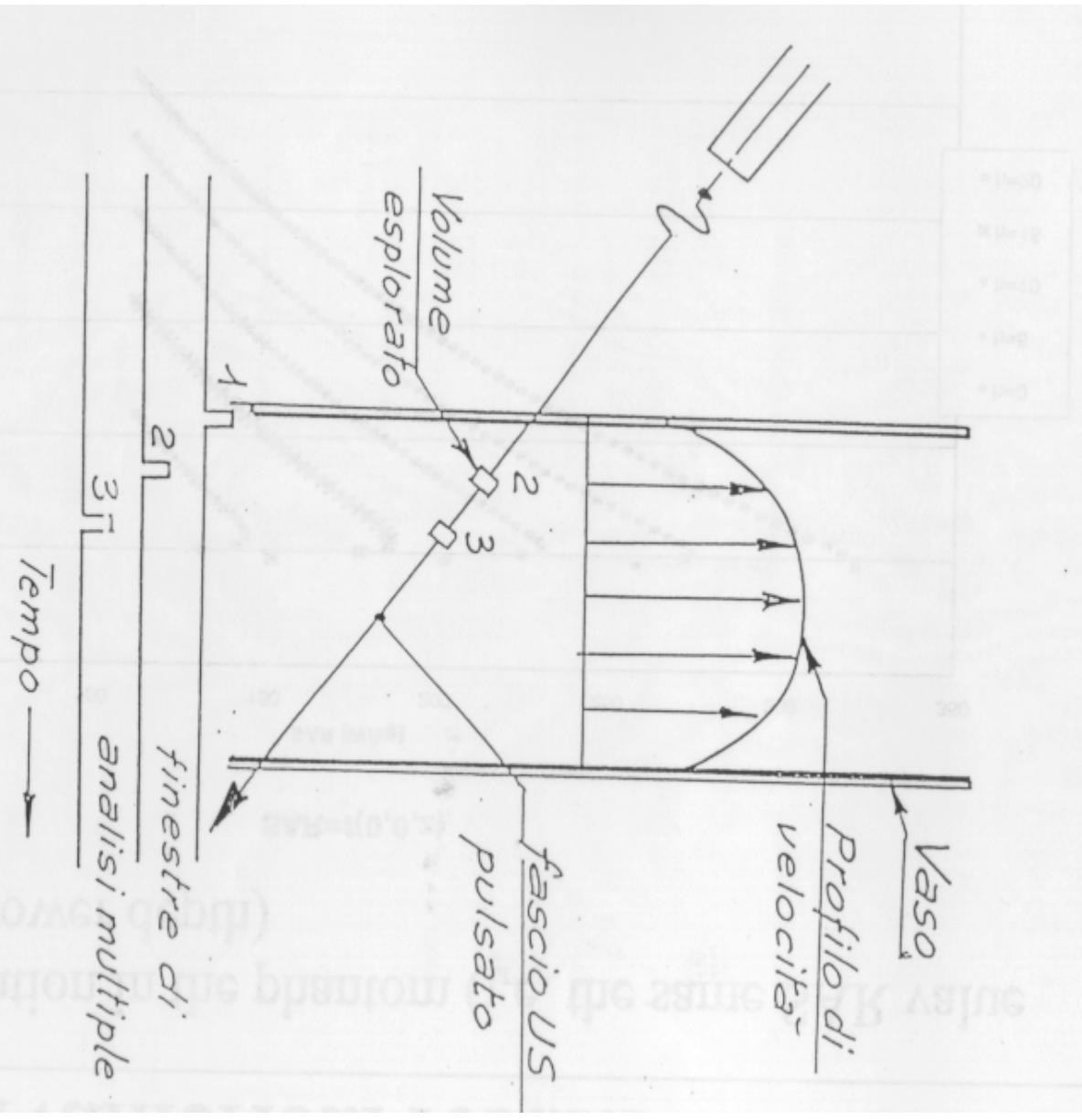


Figure 5. Diagrams of ambiguities

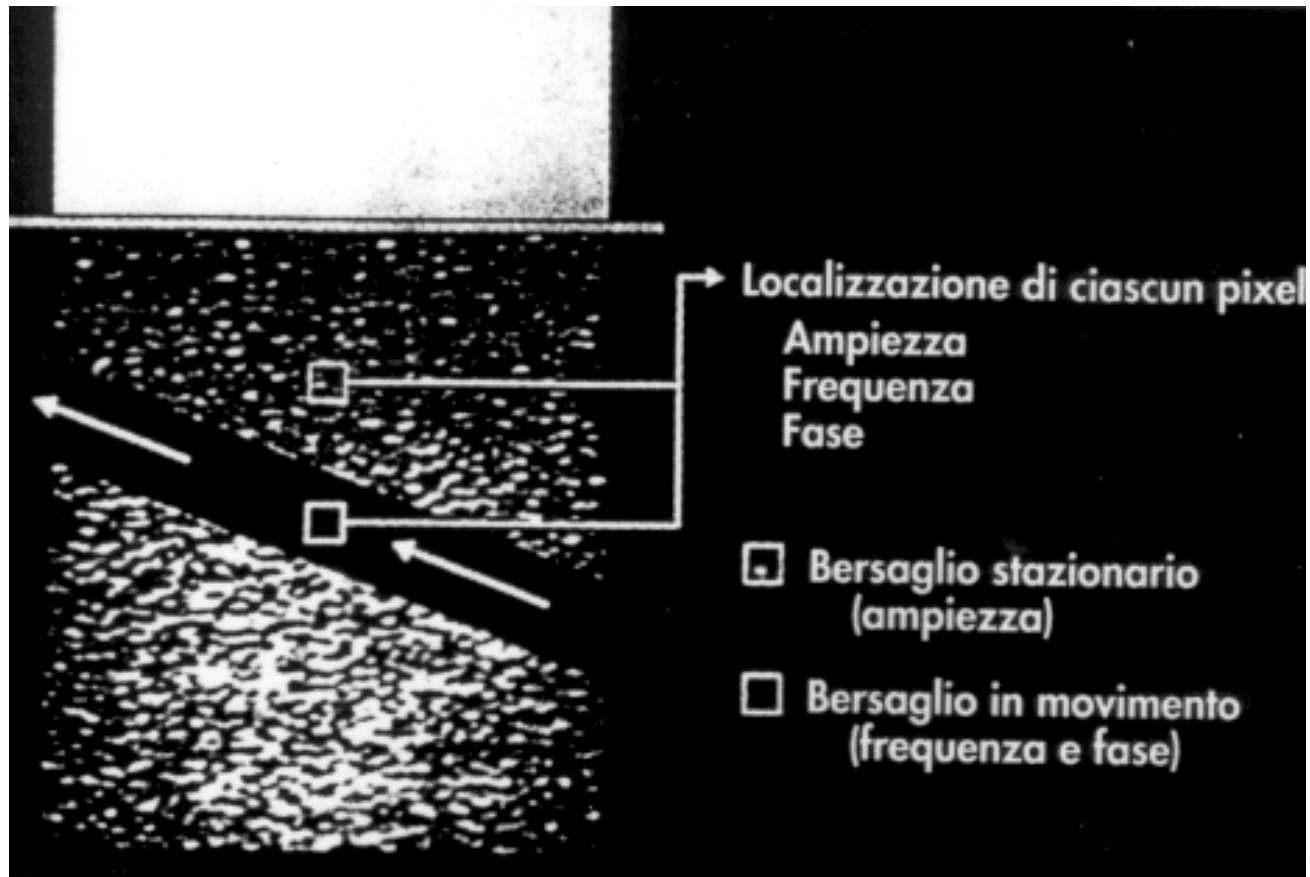
Utilizzando un PW con più finestre di analisi è infine possibile campionare il segnale da molti piccoli volumi campione, e discriminare le velocità in punti diversi del vaso.

La tecnica del cosiddetto 'multigate' ha aperto la strada all' ECODOPPLER.

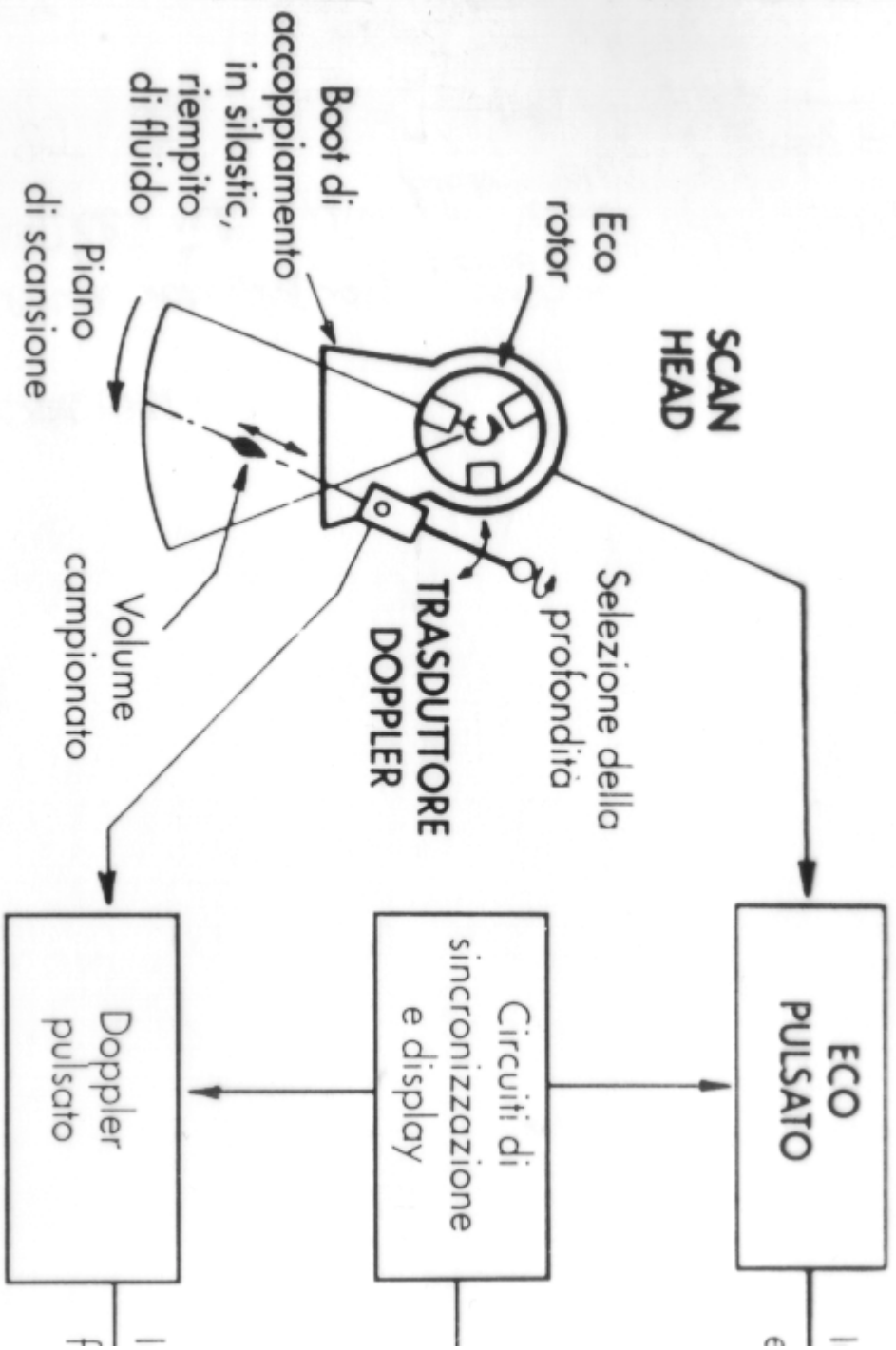
FLUSSIMETRO A FINESTRE MULTIPLE MULTIGATE DOPPLER PULSED.



ECODOPPLER



I primi strumenti (i cd. DUPLEX)
consistevano nell' accoppiamento di una
sonda per ecografia ed una sonda per
Doppler (con frequenze di lavoro
diverse per evitare conflitti)

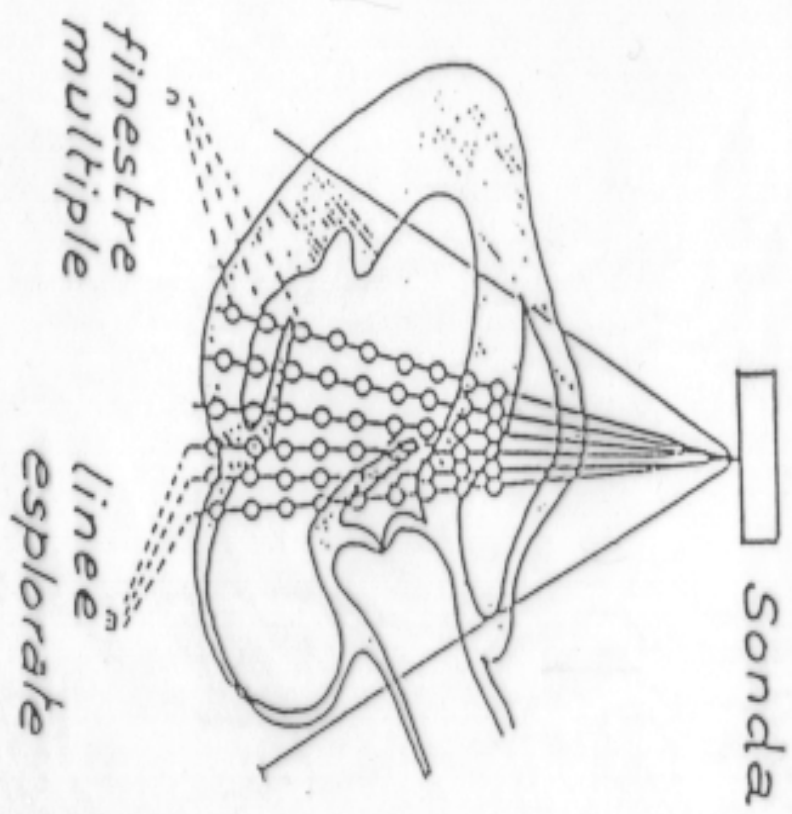


La successiva generazione di macchine si basa invece sulla tecnica del

COLORDOPPLER:

sull' immagine ecografica viene riportato il dato di velocità acquisito da una sonda Doppler multigate e codificato in colore.

*COLOR - DOPPLER
(CUORE)*





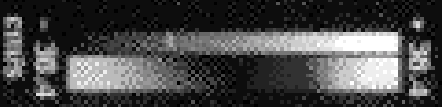
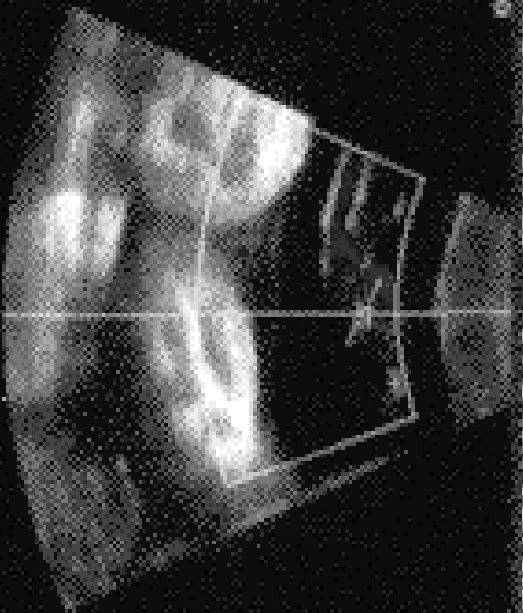
QUATTROCCOLO
 UNITA' MED MATERNOFETALE

9910007 235495

08 Oct 99
 5:39:28 am

Tib 1.1 MI 0.4
 F# 34 12.4cm

Map 3
 DynRng 50dB
 Persist Low
 Fr Rate High
 2D Opt:Res
 Col 81% Map 6
 VWF Low
 PRF 2500 Hz
 Flow Opt:Low V
 BW 8 Pg 0
 Col 0 Pg 0



SV Angle -50
 Dep 4.0 cm
 Size 2.0 mm
 Freq 2.5 MHz
 VWF Low
 Dop 51% Map 2
 PRF 6250 Hz

PSV -39.1 cm/s
 EDV -30.1 cm/s
 RI 0.54
 PI 0.58

-120
 -80
 -40
 -40
 -80
 -120
 -160
 -200

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60 61 62 63 64 65 66 67 68 69 70 71 72 73 74 75 76 77 78 79 80 81 82 83 84 85 86 87 88 89 90 91 92 93 94 95 96 97 98 99 100

Colour flow mapping

Mode	CW Doppler	PW Doppler	Colour flow mapping
Site examined	One large sample volume	One or line of small sample volumes	Two-dimensional array of small sample volumes
Transducer type	Multiple element	Single or multiple element	Single or multiple element
Duplex imaging	Yes	Yes	Yes
Display mode	Sonogram	Sonogram	Two-dimensional colour image and sonogram
Directional sensitivity	Yes	Yes	Yes
Turbulence detection	Spectral broadening	Spectral broadening	Mixed colour pattern
Transmitted pulses for one velocity estimate	Not applicable	50	At least three, typically ten
Aliasing limitation	No	Yes	Yes
Range ambiguity	Yes	Possible	Possible
Angle dependence	Yes	Yes	Yes
Tissue motion rejection	Yes	Yes	Yes
Velocity resolution	2%	2%	10%
Temporal resolution	10 ms	10 ms	100 ms
Output intensity (I_{spia})	50 mW cm ⁻²	500 mW cm ⁻²	100 mW cm ⁻²
Quantitative flow measurement	Possible	Possible	Possible

SVILUPPI RECENTI DELLA METODICA ECO-DOPPLER

1) ANGIOGRAFIA

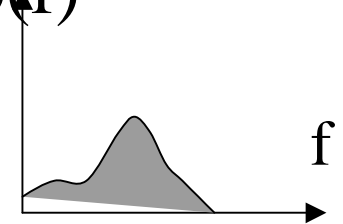
2) WALL MOTION & BORDER DETECTION

Le potenzialità del Colordoppler nel localizzare le sedi vascolari e la loro conformazione hanno portato allo sviluppo di metodiche di ANGIOGRAFIA con US.

**In particolare, mentre le macchine più ‘tradizionali’ utilizzavano l’imaging e la codifica delle velocità in colore per individuare il volume campione da cui ricavare il *sonogramma*, ora gli US vengono utilizzati per ‘spazzolare’ il tessuto e individuare i piccoli volumi in cui vi sono particelle in movimento:
RICONOSCIMENTO DI PICCOLI VASI
(es: vascolatura tumorale,...).**

Per aumentare la ***SENSIBILITA'*** viene campionato lo spettro di frequenze del Dopplershift: densità spettrale $p(f)$

e si calcola la ***POTENZA*** del segnale :



$$P = \int p(f)df$$

ottenuta integrando su tutte le frequenze ricevute.

Questa modalità si chiama ***POWER DOPPLER***.

Essa presenta molte analogie con la strumentazione ***LASER DOPPLER***:

Power Doppler

LASER Doppler

onda

US

luce laser

*grandezza
misurata*

Doppler shift

Doppler shift

*grandezza
calcolata*

potenza:

perfusionione:

$$P = \int p(f)df$$

$$P = \int f \cdot p(f)df$$

scopo

angiografia

presenza/variazione di perfusione
nei microvasi

2) arterial wall motion & border detection

La capacità degli strumenti ecodoppler di monitorare la presenza di oggetti in movimento può essere sfruttata non soltanto per il sangue, ma anche per identificare strutture (pareti vascolari, valvole,..) .

Nella modalità FLUSSIMETRO lo strumento filtra tutte le velocità 'basse' rispetto a quelle del flusso sanguigno (in caso contrario, l'intensità del segnale back-scatterato dalle pareti sarebbe tale da oscurare il resto).

E' però possibile registrare separatamente le basse velocità dei tessuti (0-2 cm/s) con una frequenza di sampling sufficiente per campionare un ciclo cardiaco (40 Hz).

In questo modo è possibile:

1) registrare la variazione nel tempo dei profili (es superficie di separazione tessuto-vaso, ...),

2) sovrapporre sull'immagine ecografica il disegno del profilo nelle diverse fasi del ciclo cardiaco,

3) mettere a punto degli algoritmi di riconoscimento automatico dei profili e di calcolo di volumi,...

Tali funzioni sono molto utili:

1) per individuare, monitorare e misurare stenosi vascolari e protesi,

2) per misure delle cavità cardiache.

DANNO CONNESSO ALL'INDAGINE ECODOPPLER

Le vibrazioni nei tessuti biologici comportano EFFETTI:

Meccanici ----> accelerazione del ricambio, rottura delle membrane cellulari

Termici ----> dipendenti dalla DOSE

Chimici ----> ossidazioni e depolimerizzazioni delle molecole

Tali effetti diventano rilevanti con US di intensità $I > 6 \text{ W/cm}^2$,

mentre gli strumenti diagnostici hanno in generale $I < 0.1 \text{ W/cm}^2$.

QUESITI: