UNIVERSITÀ DI PADOVA **FACOLTÀ DI INGEGNERIA**

LAUREA TRIENNALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Analisi dei sistemi ecodoppler tecniche color e power

Laureando: **Giuseppe Bergamin**

Relatore: **Alfredo Ruggeri**

A.A. 2011/2012

Indice

INDICE II

INTRODUZIONE 1

1 GLI ULTRASUONI IN MEDICINA 3

1.1 Introduzione agli ultrasuoni in medicina 3
1.2 Fisica degli ultrasuoni 5
1.3 Trasduttori 8
1.4 Rappresentazione del segnale A-scan B-scan M-mode 8

2 EFFETTO DOPPLER E FLUSSIMETRI DOPPLER 11

2.1 Effetto Doppler 11
2.2 Doppler shift 13
2.3 Flussimetri Doppler 14

2.3.1 Doppler Continuo (CW) 15
2.3.2 Doppler Pulsato (PW) 16

2.4 Trattamento del segnale di Doppler shift 17

3 ECOGRAFIA DOPPLER 19

3.1 Uso clinico del segnale Doppler 19
3.2 Trattamento del segnale 20

3.2.1 Modalità per acquisire l'immagine del flusso 20
3.2.2 Elaborazione segnale di flusso per rappresentazione color Doppler 21

4 COLOR E POWER DOPPLER 25

4.1 Introduzione 26

4.1.1 Color Doppler (CD) 28
4.1.2 Power Doppler (PD) 29

4.2 Similitudini e differenze tra le due tecniche 30

4.3 Artefatti e limitazioni delle tecniche Doppler 30
4.4 Controlli di qualità in CD e PD 33
4.5 Color e power Doppler in 3D 35
4.6 Generalità sui mezzi di contrasto ed effetti biologici correlati nell'ambito Doppler 38
4.7 Elenco dei controlli e parametri che possono essere modificati dall'utilizzatore dell'apparecchio 40

5 APPLICAZIONI E METODOLOGIE DOPPLER 43

5.1 Stenosi e occlusioni 44
5.2 Doppler tiroideo e para tiroideo 48
5.3 Ecodoppler dei grossi vasi addominali, anse intestinali, reni e surreni 50

5.3.1 Aorta e vena cava 51
5.3.2 Reni e surreni 52
5.3.3 Ipertensione arteriosa 53

5.4 Doppler portale, fegato, vie biliari e sistema steno-portale 54
5.5 Doppler in gravidanza e Doppler transcranico 56

5.5.1 Doppler in gravidanza 56
5.5.2 Eco-color Doppler transcranico 58

5.6 Conclusioni 59

6 BIBLIOGRAFIA 61

Introduzione

L'ecografia si basa sulla ricezione di segnali riflessi, segnali che inizialmente sono inviati nella regione di interesse sotto forma di impulsi ultrasonori. La diagnosi tramite ultrasuoni trova ampia applicazione su molte parti del corpo umano e riguarda svariati tipi di esami o patologie quali ad esempio quelle cardiache, ginecologiche,ostetricie, pediatriche, vascolari, ecc..

Inizialmente per la visualizzazione dei segnali si utilizzavano degli oscilloscopi, si riusciva quindi solamente a visualizzare l'andamento di una grandezza elettrica in funzione del tempo, successivamente, con l'introduzione di scanner a convertitori analogici e scanner digitali, fu possibile associare ad una determinata tensione un ben specificato livello di colore grigio.

Con l'utilizzo dei monitor a cristalli liquidi (LCD), risultò possibile controllare l'intensità del punto luminoso che appariva sullo schermo, attraverso due filtri polarizzati, posti a 90°, e un sistema di controllo della direzione del fascio basato sulla tensione applicata. Questo permise un ulteriore passo avanti nella diagnostica ultrasonora incrementando le possibilità e l'accuratezza nello scoprire ed individuare diverse patologie.

Diversi sono i modelli utilizzati per l'imaging system in 2D, ed ultimamente anche in 3D e 4D:

- *A-mode, B-mode, M-mode;*
- *Color flow imaging, Color M-mode;*
- *Continuous wave Doppler, Pulsed wave Doppler;*
- *Spectrum Doppler o Doppler mode*
- *Color Doppler, Power Doppler.*

Modelli che possono essere anche combinati tra loro in modalità Duplex (2D con pulsed Doppler) o triplex (2D con color flow e pulsed Doppler).

In questa tesi si tratterà principalmente del color flow imaging (CFI) analizzando nello specifico le tecniche color e power Doppler. La possibilità di poter visualizzare in tempo reale sul display la velocità e la direzione del sangue ha rappresentato una

della maggiori innovazioni nell'ambito della diagnostica ultrasonora, realizzando già di per se, un notevole progresso tecnico in ambito clinico.

La capacità di conferire ad un movimento un'immagine colorata, che permettesse una globale visualizzazione del flusso sanguigno o di altri flussi, ha abilitato la possibilità di identificare numerose anomalie vascolari in maniera preventiva. La combinazione del CFI con il Doppler classico, ha provveduto a migliorare e a rendere più accurato il posizionamento della sonda, in maniera tale che la confidenza diagnostica aumentasse, e le anomalie fossero più facilmente e velocemente rilevabili.

Con il Color ed il Power Doppler, l'effetto, applicato ad un fascio di ultrasuoni, è sfruttato per valutare direzione, velocità ed eventuali turbolenze del sangue all'interno di arterie e vene (velocimetria Doppler). A loro volta questi paramentri permettono di accertare in modo innocuo e ripetibile l'esistenza di restringimenti (stenosi), di ostruzioni (trombosi) o di dilatazioni (aneurismi) dei vasi esplorati. La combinazione della velocimetria Doppler con l'ecografia mono- e bidimensionale, denominata ecodoppler, unisce alla valutazione dinamica l'immagine della struttura esplorata. In particolare questa tecnica consente di studiare dettagliatamente le valvole cardiache, gli eventuali vizi interatriali e interventricolari oltre alle arterie carotidi.

La tesi si focalizza inizialmente sugli aspetti teorici riguardanti gli ultrasuoni e l'effetto Doppler, per poi passare ad aspetti più pratici. Nell'ultima parte verranno analizzati più in dettaglio i diversi ambiti in cui si inserisce il tipo di ecografia Doppler, parlando di strumentazione, controlli tecnici, problematiche di visualizzazione, ecc, per terminare con l'analisi di specifici ambiti, in cui il color ed il power Doppler vengono utilizzati nella pratica clinica di tutti i giorni.

1 Gli ultrasuoni in medicina

Questo capitolo tratta in maniera generale l'argomento degli ultrasuoni, facendo una panoramica sull'utilizzo e sullo sviluppo degli stessi in medicina dagli inizi dell'impiego in ambito medico fino ai giorni nostri.

Si partirà dalle onde acustiche, soffermandosi in particolare su alcune grandezze, la cui importanza risulta fondamentale per capire ed analizzare il comportamento degli ultrasuoni.

Ci si focalizzerà in seguito brevemente sui trasduttori, per spiegarne principi fisici e costruttivi, per passare poi alle diverse tipologie di visualizzazione presenti in ambito ecografico, al fine di realizzare una panoramica iniziale basilare sull'argomento.

1.1 Introduzione agli ultrasuoni in medicina

Gli ultrasuoni in medicina, fatta eccezione per gli esami standard a raggi-x, rappresentano la modalità di acquisizione di immagini più frequentemente usata nel mondo, da una stima risalente al 2000[1] si calcola che nel mondo siano circa 5 milioni a settimana, gli esami fatti impiegando tecniche derivanti dagli ultrasuoni, rappresentando un quarto di tutte le diagnosi per immagine effettuate.

Esistono comunque altre modalità di acquisizione di immagini in ambito medico, quali i raggi-x, la tomografia assiale computerizzata (TAC), e la risonanza magnetica nucleare (RMN), ma con caratteristiche ben più onerose in termini di costi e portabilità rispetto agli ultrasuoni.

A partire dalla fine della seconda guerra mondiale, fino ai giorni nostri, gli ultrasuoni si sono adattati alle nuove applicazioni (Tab.1.1) attraverso lo sviluppo tecnologico che ha coinvolto l'intera umanità. La continua miniaturizzazione elettronica, associata alle scoperte mediche, ha fatto sì che sì passasse da sistemi costosi e pesanti a sistemi compatti e portatili, fino ai giorni nostri in cui si sviluppano sistemi in formato laptop.

I punti cardini degli ultrasuoni sono rappresentati dalla possibilità di rilevare l'anatomia, la dinamica del movimento degli organi e i dettagli del flusso sanguigno in tempo reale, tutto questo associato alla presunta innocuità, alla relativa semplicità di impiego e alla grande versatilità applicativa, fanno degli ultrasuoni uno strumento che ha avuto grande diffusione in quasi tutti i campi della medicina. La diagnostica ad ultrasuoni è infatti usata di routine in internistica, cardiologia, oculistica, neurologia, ostetricia, ginecologia, come esame di base o filtro rispetto a tecniche di imaging più complesse quali ad esempio la TAC.

La tecnologia che si avvale dell'utilizzo degli ultrasuoni è in continua evoluzione: aumentano le capacità diagnostiche, la qualità dell'immagine, si riducono i costi e aumenta la facilità con cui si può utilizzare un'apparecchiatura. L'ecografia rappresenta in ogni caso un sistema basato sul rapporto strumentazione-operatore, dipendendo quindi da particolari doti di manualità, di "sensibilità" ed esperienza clinica, oltre che dalla tecnologia.

Ulteriormente alla diagnostica sono in sviluppo anche le applicazioni terapeutiche degli ultrasuoni. Si parla, oltre che per i campi tradizionali che sfruttano gli effetti dell'ipertemia o delle onde di shock, di sistemi di *drug delivery* che permettono il rilascio controllato di farmaci all'interno dell'organismo e di *high intensity focused ultrasound* (HIFU) sistemi che si occupano di rimozione di regioni molto circoscritte di tessuti biologici.

Il potenziale delle tecnologie diagnostiche ad ultrasuoni non è quindi di certo esaurito. La combinazione tra la continua evoluzione tecnologica e la migliore conoscenza degli effetti di interazione tra tessuti ed ultrasuoni, porta ad un incremento della complessità delle immagini; per questo, in futuro, il principio base su cui si baserà lo sviluppo delle rappresentazioni tramite tecniche ultrasonore, sarà implementato da sistemi di analisi del segnale sempre più complessi, ma sempre più efficaci.

Periodo	Sviluppo delle immagini tramite ultrasuoni	Impieghi/tecnologie abilitanti
Pre-WWII	Studio degli echi	Piezoelettricità Tubi amplificatori a vuoto
1940	Prima immagine del cervello Terapia e chirurgia	Radar, sonar Computer ENIAC e Colossus Transistor
1950	A-mode Ultrasuoni Doppler Scansioni composte M-mode	Circuiti integrati Antenne phased array
1960	B-scanner a contatti statici Scanner meccanico in tempo reale Ecoencefalografia	Leggi di Moore Microprocessori VLSI(very large scale integrator) Calcolatrici portatili
1970	Immagini in tempo reale Scala di grigi Linear and phased arrays	RAM EPROM Calcolatrici scientifiche Primo PC
1980	Commercializzazione array-system Doppler a onda pulsata Color flow immaging Trasduttori specializzati e a banda larga	Segnali processati digitalmente Chips Computer-aided design di circuiti VLSI
1990	Sistemi digitali 1.5D a matrix array Immagini armoniche Immagini in 3D	Convertitori AC/DC a basso costo Incremento prestazioni PC Immagini in 3D Miniaturizzazione componenti elettriche
2000	2D array “portatile” per immagini 3D in tempo reale	Componenti sempre più miniaturizzate

Tab 1.1 Cronologia dello sviluppo degli ultrasuoni e tecnologie che ne hanno permesso l’implementazione.

1.2 Fisica degli ultrasuoni

Bisogna innanzitutto premettere che l’acustica tratta della generazione, propagazione e ricezione di onde acustiche in mezzi quali: gas, liquidi e solidi. Tra le onde acustiche vanno inserite quelle infrasoniche che presentano frequenza inferiore ai 20 Hz e quelle ultrasoniche la qui frequenza supera i 20KHz. Sia gli infrasuoni, che gli ultrasuoni, non vengono percepiti dall’orecchio umano, ma il loro comportamento in senso fisico è paragonabile alle onde percepibili attraverso l’udito. In questa trattazione analizzeremo comunque esclusivamente gli ultrasuoni ed il loro impiego in medicina nell’ambito specifico dell’ecografia Doppler.

La maggior parte delle applicazioni mediche impiegano ultrasuoni ad una frequenza compresa tra 1 e 15-20 MHz con un'intensità compresa tra 0,01 e 200 mW/cm^2. Concetto base è la frequenza a cui le onde vengono generate e a cui si propagano, anche se da un punto di vista puramente fisico, interesserebbe maggiormente la *"pressione acustica";* grandezza che rappresenta la differenza tra la pressione generata dall'oscillazione delle particelle coinvolte nella propagazione dell'onda, e la pressione statica preesistente.

Le tecniche ultrasonore di diagnosi trovano fondamento essenzialmente sulla diversità delle sostanze in relazione alla loro densità, sulla velocità di propagazione dell'onda e sui differenti coefficienti di attenuazione ed assorbimento.

L'applicazione degli ultrasuoni in ambito medico si basa in gran parte sulla propagazione di onde pressorie di tipo longitudinale, onde in cui il moto delle particelle avviene nella stessa direzione della propagazione dell'energia. Quando questa propagazione si verifica, le particelle oscillano semplicemente attorno ad una loro posizione intermedia, ed in questa fase di oscillazione, si ha una trasferimento di energia da una particella a quella immediatamente adiacente. Tale trasferimento e la conseguente velocità di propagazione dipendono da come si verifica il movimento delle particelle.

Il trasferimento di energia è quindi strettamente collegato alle caratteristiche fisiche del mezzo in esame; tale relazione è specificata nella formula sottostante, che identifica la grandezza Z come *impedenza acustica*:

$$Z = \frac{P}{v} = \rho c \quad [\text{Kg s/m}^2]$$

Dove P è la pressione acustica a cui è sottoposta la particella, v la sua velocità, ρ densità del mezzo e c velocità di propagazione dell'ultrasuono, l'unità di misura generalmente utilizzata è il rayl (1 rayl=1 kg s/m^2=1 Pa s/m).

L'impedenza acustica è una grandezza fondamentale nel campo degli ultrasuoni, in quanto caratterizza intrinsecamente un mezzo di propagazione, rappresentando quindi un valore chiave nelle applicazioni biomediche. Da ciò deriva l'interesse pratico a conoscerne il valore nei diversi mezzi biologici (Tab.1.2). Il comportamento di un'onda acustica tuttavia è molto complesso e non può essere descritto basandosi solamente sulla definizione di impedenza acustica. Fondamentale importanza riveste la trattazione riguardante i diversi fenomeni di attenuazione dell'onda. Si parla in questi casi, di riflessione, trasmissione ed assorbimento, con l'individuazione di appositi coefficienti, che permettono di identificare ed analizzare il comportamento del fascio di ultrasuoni.

L'attenuazione rappresenta l'effetto di maggior interesse, perché a causa di ciò, la propagazione nel mezzo dell'onda perde di intensità, ed in casi estremi, non si riesce ad avere un segnale di ritorno con intensità sufficiente per poter essere analizzato. Il fenomeno avviene essenzialmente per due cause, l'assorbimento e lo scattering. Il primo è dovuto al fatto che l'energia posseduta dall'onda viene convertita in energia termica o più generalmente calore e cresce con l'aumentare della frequenza. Il secondo, lo scattering, deriva dall'interazione dell'onda con eventuali disomogeneità

e discontinuità presenti nel mezzo, il che provoca una parziale diffusione dell'energia in direzioni differenti rispetto a quella principale di propagazione, con conseguenti ritardi temporali e di fase. Il fenomeno dello scattering trova tuttavia molte implicazioni di tipo pratico in ambito biomedico e diagnostico, specie quando si parla di microbolle, efficientissimi scatterarori, le quali utilizzate come mezzo di contrasto, permetto di aumentare l'intensità dei segnali riflessi dal tessuto biologico preso in esame. Tale effetto risulterà di fondamentale importanza anche nell'utilizzo di flussometri Doppler. L'attenuazione o per meglio dire il coefficiente di attenuazione viene espresso in dB/cm/MHz. In Tab 1.3 sono riportati i valori di tale coefficiente, che comprende sia gli effetti di scattering che di assorbimento per quanto riguarda determinati tessuti biologici.

Materiale	**ρ (25°c) [Kg/m^3]**	**c [m/s]**	**Z [10^6kgs/m^2]**
Aria	1.2	331	0.0004
Acqua	997	1497	1.493
Sangue	1050	1560	1.638
Muscolo	1060	1570	1.642
Osso	1850	3360	6.216
Fegato	1060	1595	1.64
Grasso	920	1478	1.36
Pelle	1090	1519	1.58
Vaso sanguigno	1080	1560	1.65

Tab 1.2 Valori di densità, velocità delle onde ed impedenza acustica dei principali tessuti biologici, dell'aria e dell'acqua.

Materiale	**α [dB/cm a 1 MHz]**
Aria	10
Acqua	0.002
Sangue	0.18
Ossa	3-10
Polmone	40
Muscolo	1.65-1.75
Tessuti molli	1.35-1.68

Tab 1.3 Valori del coefficiente di attenuazione dei principali tessuti biologici, dell'aria e dell'acqua.

1.3 Trasduttori

I trasduttori sono i principali strumenti utilizzati in ambito medico per la generazione e la ricezione di ultrasuoni, esistono diversi meccanismi e modalità di trasduzione, ma il più utilizzato nelle applicazioni di tipo medico è l'effetto piezoelettrico. Con tale effetto si sta ad indicare la possibilità di fornire una differenza di potenziale da parte un materiale sollecitato meccanicamente, o in maniera inversa, se sottoposto ad un campo magnetico esterno, di deformarsi. Tale effetto è presente in alcuni materiali già in natura, per implementazioni tecnologiche invece viene indotto artificialmente.

Le prestazioni dei trasduttori di ultrasuoni piezoelettrici, vengono migliorate aggiungendo ai materiali piezoelettrici materiali non piezoelettrici. Si utilizzano di norma per tale scopo, ceramiche piezoelettriche integrate con appositi polimeri. I vantaggi derivanti da una tale configurazione riguardano il compromesso che si ottiene coniugando le elevate proprietà piezoelettriche delle ceramiche con la bassa impedenza acustica dei polimeri, al fine di ottenere un migliore adattamento di impedenza con i tessuti biologici.

I trasduttori piezoelettrici sono caratterizzati generalmente da un alto fattore di qualità Q (rapporto tra l'energia immagazzinata nelle sue componenti reattive e l'energia dissipata nelle componenti resistive). Un fattore di qualità elevato però, comporta un'oscillazione del trasduttore stesso quando viene sollecitato da un impulso elettrico. L'oscillazione non ha effetti negativi se il trasduttore funziona a regime di onda continua, ma ne provoca, se al contrario è inserito in un sistema ad onda pulsata; per questo viene applicato al trasduttore un materiale con un forte smorzamento interno, detto strato di backing, il quale influenza direttamente sia l'impedenza acustica del trasduttore sia l'efficienza dello stesso. Si ricorre quindi ad un compromesso, scegliendo il mezzo che compone lo strato di backing caratterizzato da un'impedenza acustica tra i 3 e i 7 Mrayl.

Oltre ai trasduttori a singolo elemento vengono utilizzati in maniera consistente in ambito diagnostico anche trasduttori a multi-elementi, costituiti da schiere di trasduttori elementari disposti lungo una sola direzione (linear array), lungo un anello (anular array), secondo una geometria planare (planar array) o geometrie più complesse, controllabili singolarmente sia in ricezione che in trasmissione, per specifiche applicazioni cliniche.

1.4 Rappresentazione del segnale A-scan B-scan M-mode

Si è visto come in ecografia venga utilizzata la tecnica di impulso-eco, in sintesi il processo è cosi composto: un impulso di ultrasonoro viene inviato dal trasduttore, riflette sull'organo e viene ricevuto dal medesimo trasduttore. Considerando la velocità c dell'ultrasuono nel tessuto costante (1540 m/s), dall'intervallo di tempo τ che intercorre tra la trasmissione e la ricezione ricavo la distanza L dal riflettore: $L = (c\tau)/2$. Si tratta ora di rappresentare il segnale ricevuto su di uno schermo, per poterlo visualizzare e di conseguenza studiare.

In origine il segnale era rappresentato attraverso semplici oscilloscopi, sistema che pian piano è stato sostituito fino ad arrivare alla rappresentazione su monitor a cristalli liquidi. Le modalità di visualizzazione che sono state sviluppate nel tempo sono però molteplici.

Nella modalità *ampiezza A-scan* il generatore di impulsi del trasduttore viene collegato all'asse orizzontale del monitor, mentre si collega a quello verticale il segnale ricevuto dalla sonda contenente tutte le informazioni legate ai segnali di eco ricevuti, opportunamente lavorato e nel caso filtrato. Così facendo risulta possibile ricavare la posizione assiale dei tessuti di interesse. Questa tipologia di rappresentazione è però scarsamente utilizzata.

Più utilizzata è invece la modalità *brightness o B-mode* la quale rispetto all'A-scan aggiunge informazioni sulla posizione e sull'orientamento della sonda consentendo di ricavare immagini riguardanti le posizioni e le dimensioni degli organi. Si effettuano scansioni multiple spostando la sonda e, rispetto all'A-scan, a livello circuitale, si ha l'aggiunta di sensori di posizione e di angolo della sonda oltre ad un generatore di coordinate. Si ottiene pertanto la possibilità di usare il segnale di ritorno dai tessuti per modulare l'intensità della rappresentazione della risposta da ciascuna superficie investita dal fascio ultrasonoro.

Si parla invece di *motion (M-mode)* o *time motion (TM-mode)* quando le onde sono emesse e raccolte in direzioni diverse in sequenza, in modo da poter associare ad ogni istante una direzione. Si riescono a rilevare velocità, frequenza e ampiezza di un movimento, in quanto i riflettori di tipo stazionario produrranno linee di visualizzazione orizzontali, mentre quelli in movimento, linee di rappresentazione oblique che varieranno a seconda della periodicità del movimento stesso.

Riassumendo l'intensità di eco può essere rappresentata con tre diverse metodiche: nell'A-mode si rappresentano gli echi come deflessioni su di un asse verticale, con ampiezza dei picchi maggiore tanto maggiore è l'intensità dell'eco, nella modalità B-mode gli echi vengono rappresentati tramite punti luminosi, la cui intensità e direttamente proporzionale agli echi stessi e per finire l'M-mode, paragonabile ad una modalità B-mode "rinfrescata" a brevi intervalli di tempo, sufficientemente piccoli per riprodurre il movimento del volume campione. Pur contenendo la stessa informazione, le ultime due modalità vengono usate in base alle diverse esigenze cliniche.

L'evoluzione più recente delle tecniche di visualizzazione del segnale è rappresentata dal 3D. A differenza dell'immagine 2D, si ha l'acquisizione di un "volume" del tessuto/organo preso in esame. In tal modo si evidenzia con particolare chiarezza il suo reale aspetto nelle tre dimensioni e, tenendo in considerazione la possibilità di visualizzare la variazione dell'immagine nel tempo (4D), si riescono ad aggiungere ulteriori informazioni sul volume studiato, riuscendo a vedere ad esempio il movimento di un feto all'interno del liquido amniotico.

2 Effetto Doppler e flussimetri Doppler

In questo breve capitolo si è voluto introdurre ed analizzare l'effetto fisico che sta alla base dell'ecografia di tipo Doppler, dalla scoperta fisica del fenomeno, all'analisi del Doppler shift, strumento fondamentale in ambito biomedico per l'implementazione tecnologica del fenomeno.

Dopo aver brevemente introdotto gli ultrasuoni ed il loro impiego in ambito medico e aver iniziato a parlare di effetto Doppler si cerca ora di approfondire in maniera sintetica i meccanismi e le tecnologie che implementano entrambi gli argomenti.

I flussimetri Doppler rappresentano la strumentazione ecografica che applica i principi dell'effetto sopraccitato. Principalmente esistono due sistemi fondamentali di acquisizione Doppler: ad onda continua (CW) che consente uno studio morfodinamico (della morfologia e del movimento) dei flussi e ad onda pulsata (PW) il quale permette di ottenere informazioni anche sulla distanza superficie riflettente/trasduttore.

2.1 Effetto Doppler

La frequenza che si osserva da una sorgente di onde acustiche a frequenza costante, dipende dal moto relativo tra sorgente e ricevitore e a seconda del movimento della sorgente verso il ricevitore o del ricevitore verso la sorgente si rilevano onde di frequenza differente rispetto alla principale. Nei casi specifici quando si verifica uno spostamento della sorgente verso il punto di ricezione, in quel punto si rileva un'onda a frequenza più elevata rispetto a quella che si rileverebbe se la sorgente fosse ferma; se al contrario la sorgente dell'onda si allontana dal punto di ricezione la frequenza rilevata risulta più bassa di quando è ferma. Analoghi fenomeni si manifestano se a spostarsi non è la sorgente ma bensì il punto di ricezione; questo effetto è noto come "effetto Doppler".

Il primo a descriverlo fu nel 1842 il fisico austriaco Christian Johann Doppler (1803-1853), da cui prende il nome. Successivamente venne ripreso da diversi scienziati

che applicarono tale effetto anche alla luce[I]. Risulta comunque facilmente intuibile anche nella vita comune, basti pensare al suono di una sirena, il quale ci risulta più o meno intenso a seconda che si avvicini o si allontani, considerando noi stessi come un punto fisso e la sirena come sorgente in movimento. Oltre a rappresentare un importante alleato nella realizzazione di tecniche diagnostiche non invasive, rappresenta quindi anche un fenomeno caratteristico riscontrabile nella quotidianità.

Analizziamo il caso in cui sia la sorgente S a muoversi verso un punto R di ricezione[2]. Considerando *fs* la frequenza che emette la sorgente ferma, e *c* velocità di propagazione dell'onda acustica, si ha in queste condizioni che la lunghezza d'onda λ risulta pari a: $\lambda=c/fs$. La sorgente però si muove con velocità costante v_s, quindi la lunghezza d'onda si "accorcia" di v_s/fs e, quella che raggiunge il punto R è: $\lambda'=c/fs- v_s/fs$. Di conseguenza la frequenza percepita nel punto R di ricezione risulta più elevata di quella della sorgente ferma:

$$f'_s = \frac{c}{\lambda'} = \frac{c}{(c - v_s)/f_s} = f_s\left(\frac{c}{c - v_s}\right) \quad \text{[Hz]}.$$

In maniera analoga se la sorgente si allontana dal punto R, la lunghezza d'onda risulta di v_s/fs più lunga di λ e la frequenza nel punto di ricezione risulta più bassa di quella emessa dalla sorgente ferma:

$$f'_s = \frac{c}{\lambda'} = \frac{c}{(c + v_s)/f_s} = f_s\left(\frac{c}{c + v_s}\right) \quad \text{[Hz]}.$$

Il secondo caso da analizzare riguarda il movimento del punto di ricezione R, verso o in allontanamento dalla sorgente, mentre la sorgente stessa S rimane fissa. Supposto il punto di ricezione muoversi con una velocità costante v_r, si prende in esame il caso in cui si avvicini alla sorgente, intercettando quindi nello stesso intervallo di tempo, $v_r \Delta t/\lambda$ fronti d'onda in più, rispetto a quando il punto di ricezione rimane fisso.

Il numero di onde ricevute nell'unità di tempo, che rappresenta la frequenta rilevata, risulta:

$$f'_s = \frac{c\Delta t/\lambda + v_r \Delta t/\lambda}{\Delta t} = \frac{c + v_r}{\lambda} = \frac{c + v_r}{c/f_s} = f_s\frac{c + v_r}{c} = f_s\left(1 + \frac{v_r}{c}\right) \quad \text{[Hz]},$$

tanto più elevata quanto più è elevato il rapporto v_r/c.

Considerando il caso opposto in cui la sorgente rimane fissa, ma il punto di ricezione si allontana, si avrà:

$$f'_s = f_s\frac{c - v_r}{c} = f_s\left(1 - \frac{v_r}{c}\right) \quad \text{[Hz]}.$$

[I] Hubble, 1929 da red-shift (deriva verso il rosso della radiazione emessa dalla stelle) ipotizza espansione universo; ipotesi Big Bang.

Ultimo caso da analizzare riguarda il movimento di entrambi i punti, sia sorgente che ricevitore, la frequenza rilevata risulterà:

$$f'_s = f_s\left(\frac{c \pm v_r}{c \pm v_s}\right) \quad [\text{Hz}]$$

L'operatore da prendere in considerazione sarà la somma nel caso in cui ricevitore e sorgente si muovono l'uno verso l'altro, mentre sarà la differenza quando si allontanano reciprocamente. Di maggiore interesse in ambito biomedico è però la differenza tra la frequenza originariamente emessa e quella rilevata, come verrà spiegato successivamente.

2.2 Doppler shift

Quando si tratta di effetto Doppler e suo uso in ambito diagnostico, il valore più importante, non è rappresentato dalla singola frequenza, ma da quello che comunemente viene chiamato Doppler shift, cioè la misura della variazione di frequenza tra onda emessa e onda ricevuta.

Si consideri ad esempio un vaso sanguigno, al cui interno si trovano in movimento vari corpuscoli, tra i quali a noi interessano i globuli rossi. Inviando un fascio di ultrasuoni, con un determinato angolo θ rispetto all'asse del vaso stesso, questo colpirà il globulo rosso in movimento, generando un'onda di risposta che verrà letta dal ricevitore ad una frequenza diversa da quella originale creando una differenza di misura della frequenza, detta appunto Doppler shift.

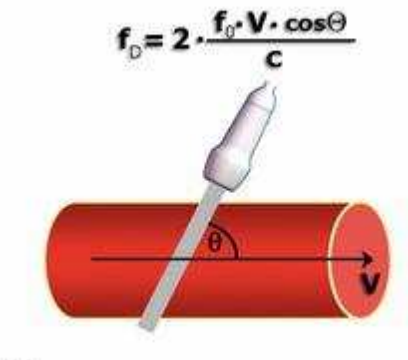
Attraverso la misura del Doppler shift, conoscendo la frequenza a cui opera la sonda, la velocità di propagazione dell'onda ultrasonora e l'angolo di insonazione (angolo θ generato dal fascio di ultrasuoni rispetto all'asse del vaso), si può risalire alla velocità, parametro fisiologico molto importante, con cui si muove il globulo rosso tramite la formula:

$$f_d = \frac{2v f_0 \cos\theta}{c} = Kv \qquad \text{(velocità del sangue proporzionale a } f_d\text{)}$$

Da cui risulta:

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

dove
f_d *= frequenza con Doppler shift*
f_0 *= frequenza inviata dalla sonda*
v *= velocità globulo rosso*
cosΘ *= coseno dell'angolo tra direzione del flusso e direzione degli ultrasuoni*
c *= velocità di propagazione degli ultrasuoni nel sangue*



Dalla formula della velocità si evince subito che se l'angolo θ è pari a 0°, direzione degli ultrasuoni parallela al flusso, il coseno sarà 1 e quindi la velocità calcolata sarà fedele alla reale. Mano a mano che l'angolo di insonazione aumenta, si riduce la stima della velocità. Basti pensare che con un angolo pari a 60° la velocità stimata è pari al 50% del reale e al di sopra di 60° la riduzione della stima è tale che non può essere compensata da correzioni matematiche, riepilogando:

- θ = 90° non è apprezzabile alcun segnale Doppler
- θ = 0° condizione ottimale
- 40° < θ < 60°condizione di lavoro

Rispetto quindi alla visualizzazione B-mode, l'ecodoppler presenta una fondamentale differenza: in B-mode le immagini migliori vengono ottenute quando la sonda è perpendicolare alla struttura in esame, mentre nell'ecografia Doppler le migliori informazioni vengono ottenute quando l'angolo tra la sonda e il volume preso in esame è pari o prossimo a 0°. Altra conseguenza diretta derivante dall'angolo θ è il valore negativo o positivo del Doppler shift ($-1 \leq \cos\theta \leq 1$), il che permette di identificare il movimento del liquido all'interno del vaso in esame rispetto alla sonda.

A livello grafico il frequency shift del segnale di ritorno viene rappresentato come una curva in funzione del tempo. In tale grafico, l'asse verticale rappresenta il frequency shift o grandezze corrispondenti (velocità del flusso) e l'asse orizzontale la modificazione temporale di quest'ultimo rispetto agli eventi del ciclo cardiaco. Lo shift è massimo durante la sistole, quando la velocità del flusso sanguigno è al suo apice e minimo durante la diastole, quando il flusso sanguigno è più lento nella circolazione periferica.

2.3 Flussimetri Doppler

Un flussimetro Doppler, è composto essenzialmente da un trasduttore piezoelettrico che lavora a frequenze comprese tra i 2 e i 15 MHz, generando onde di tipo cilindrico di diametro pari alle dimensione del trasduttore.

Quando i globuli rossi, presenti nel volume sottoposto ad esame, vengono investiti dal fascio di ultrasuoni inviato dal trasduttore, li deviano in diverse direzioni per effetto dello scattering, modificandone la frequenza in relazione alla loro velocità. Esistono diversi tipi di strumentazione Doppler, in cui sia la fase di emissione del segnale che quella di elaborazione degli eco ricevuti cambia, si parla quindi di:

- Doppler Pulsato (Pulsed Wave - PW),
- Doppler Continuo (Continuous Wave - CW),
- Color Doppler (CD),
- Power Doppler (PD).

2.3.1 Doppler Continuo (CW)

Il Doppler continuo utilizza delle sonde distinte, le quali trasmettono gli ultrasuoni e ricevono gli echi in maniera continua e contemporanea, presentando dei cristalli deputati solo alla produzione di ultrasuoni e dei cristalli deputati solo alla ricezione. Il segnale scatterato ricevuto, rappresenta quindi il movimento di tutte le particelle in moto investite dal fascio emesso.

Il principale vantaggio rispetto al Doppler pulsato risiede nella capacità di misurare velocità più elevate. Non presentando il problema del tempo che intercorre tra l'emissione di un impulso e la sua ricezione, in quanto l'impulso è inviato continuamente, si riesce ad avere un frequenza di emissione (PRF) elevatissima, consentendo di rilevare velocità altrettanto elevate, realizzando un rapporto segnale/rumore migliore. A differenza del doppler pulsato, in cui si riesce a focalizzare un solo volume campione, il CW però non è in grado di discriminare la profondità del disturbo di flusso perché il campionamento viene fatto in parallelo, lungo tutto il fascio.

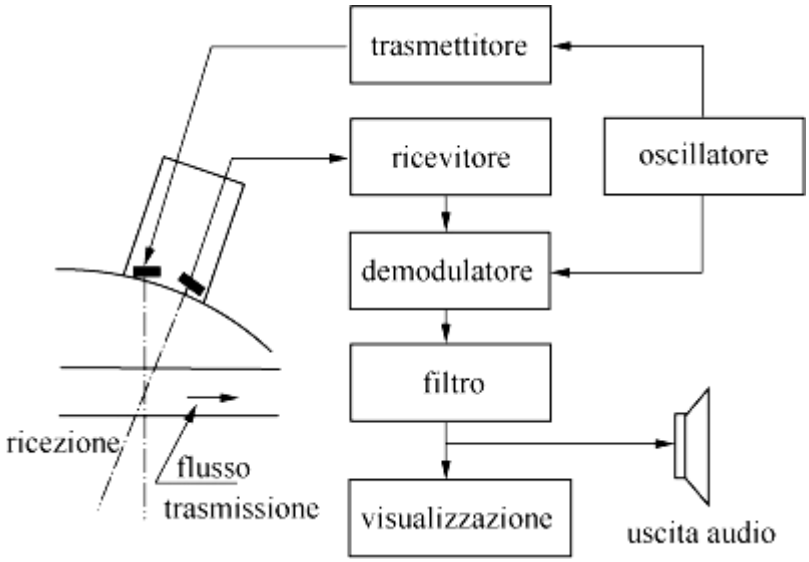


Fig 2.1: schema a blocchi di un flussimetro CW.

2.3.2 Doppler Pulsato (PW)

Nel flussimetro ad emissione pulsata, lo stesso trasduttore funziona sia da trasmettitore dell'ultrasuono, con una determinata quantità di cicli al secondo (frequenza di ripetizione dell'impulso - PRF), che da ricevitore del segnale modificato. Impostando la finestra di ricezione il flussimetro può investigare selettivamente diverse profondità.

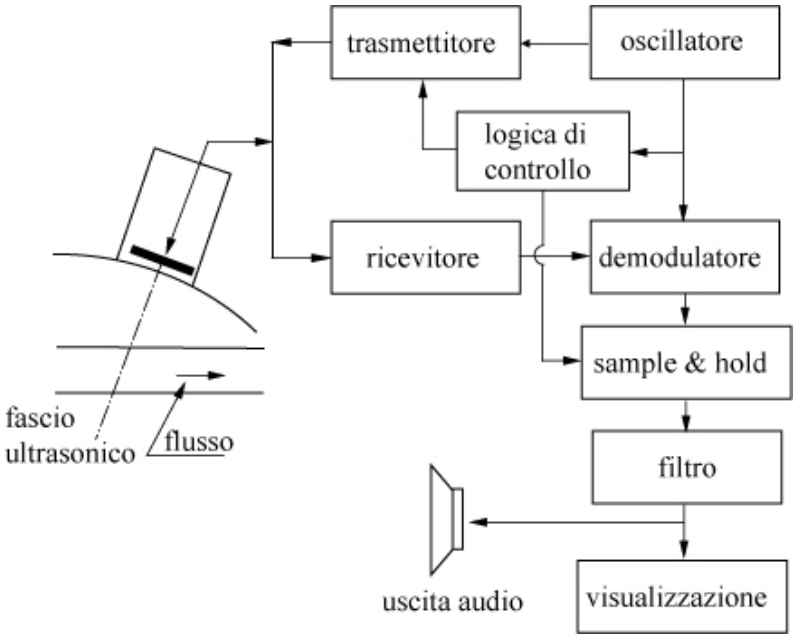


Fig 2.2: Schema a blocchi di un flussimetro PW.

La frequenza degli impulsi è determinante nel calcolo della velocità massima rilevabile: maggiore è il PRF, maggiore sarà la velocità calcolabile all'interno di un vaso. Esiste comunque un limite massimo misurabile per quanto riguarda la velocità, oltre il quale la strumentazione non è in grado di andare, in quanto la frequenza di campionamento del segnale deve essere almeno doppia rispetto alla massima frequenza che si vuole riconoscere (frequenza o numero di Nyquist), al fine di evitare fenomeni di aliasing.

Un limite di questa tecnologia rimane quindi il fatto che non si possono rilevare in maniera affidabile le velocità di flusso nelle patologie valvolari o nelle stenosi arteriose, dove i picchi di velocità possono superare il suo limite di misurazione. Tuttavia, con il Doppler pulsato si riesce ad avere una discriminazione in profondità, permettendo di determinare con precisione la sede del disturbo di flusso. Questi tipi di flussometri infatti possono misurare la velocità in una regione di spazio ben

definita, poiché è possibile selezionare un "volume campione" decidendo il range di ritardo dei segnali che vengono raccolti ed analizzati.

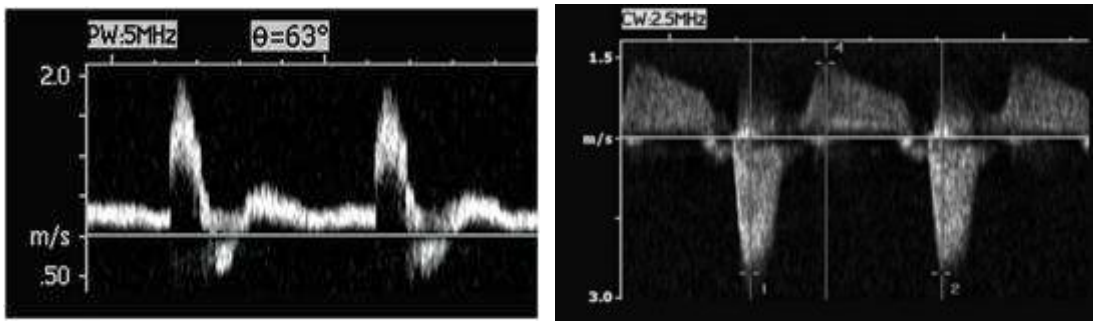


Fig 2.3 Il Doppler pulsato e quello continuo vengono visualizzati su un piano cartesiano, come dei grafici (spettro Doppler), dove l'asse delle ordinate rappresenta la velocità (m/sec o cm/sec). PW a sinistra, mentre CW a destra.

2.4 Trattamento del segnale di Doppler shift .

Il flussimetro, come visto in precedenza, lavora su due "tipi" di onde, quella incidente e quella riflessa, entrambe nell'ordine dei MHz. Al contrario però la loro differenza, il valore che più interessa, il cosiddetto Doppler shift, rientra nell'ordine dei KHz, generalmente tra i 20 Hz e i 20 KHz risultando pertanto udibile all'orecchio umano. Durante l'esecuzione dell'esame, si possono quindi ascoltare suoni la cui frequenza è in relazione diretta alla velocità dei globuli rossi all'interno del vaso in oggetto. Il medico può pertanto trarre informazioni diagnostiche sulle caratteristiche del flusso in maniera percettiva attraverso l'udito, oltre che sul monitor.

Estrarre però il segnale di shift dal segnale portante non risulta semplice in quanto il segnale di shift può risultare in proporzione molto piccolo rispetto al segnale trasmesso. Bisogna tener conto che non è solamente il sangue ad essere in movimento ma, tralasciando una parte del sistema preso in esame, che rimarrà fermo, esistono altre parti, ad esempio le pareti del vaso (arterie), che possono muoversi. Questi "movimenti" rispetto ai globuli rossi risultano riflettori molto più forti, presentando segnali di un'ampiezza maggiore ma con una frequenza più bassa (f_d<200Hz), il cui valore non interessa in fase diagnostica.

Si deve prevedere quindi un isolamento per analizzare solamente il movimento ematico, il quale presenta un segnale di risposta di ampiezza più limitata ma con una frequenza dell'ordine dei KHz. Tale isolamento si ottiene attraverso un filtro del tipo passa-alto, che mantiene la componente "sanguigna" ad intensità più bassa ma con un più esteso contenuto in frequenza, mentre elimina quella dovuta al contributo del tessuto in movimento.

Oltre a questa elaborazione, il segnale di Doppler shift, non può prescindere dal fatto che non tutti i globuli rossi posseggono la stessa velocità. Avendo velocità disomogenee si avranno diverse frequenze ricevute, una per ogni velocità rilevata. Le

frequenze a loro volta avranno ampiezza differente tra loro, in quanto quest'ultima indicherà quanti globuli rossi si muovono a quella determinata velocità. Si parlerà quindi non più di singola frequenza ma di "spettro di frequenza".

Tale spettro opportunamente trattato riesce a fornire indicazioni precise sull'andamento della velocità. Lo studio si basa essenzialmente su analizzatori di spettro in banda audio, o su schede di acquisizione dotate di DSP, installabili su pc, in grado di emulare le prestazioni fornite da un analizzatore di spettro, inteso come strumento hardware dedicato.

3 Ecografia Doppler

I moderni sistemi diagnostici per immagini continuano ad evolvere, ed il risultato è una sempre maggiore varietà di modelli e caratteristiche, oltre ad un'aumentata complessità nella creazione della strumentazione. Si vuole trattare brevemente l'elaborazione e le procedure che permettono ad un ecografo di tipo Doppler di visualizzare sullo schermo un movimento ematico o più generalmente un flusso all'interno di un vaso. Il flusso sanguigno rappresenta di per sé un sistema abbastanza complesso, in cui interagiscono fra loro diverse variabili, che portano tale sistema ad una non semplice metodologia di lavorazione del segnale di Doppler shift, segnale che deve prima venire ricavato e successivamente elaborato attraverso tecniche ben specifiche.

3.1 Uso clinico del segnale Doppler

L'ecografia rappresenta una modalità di immagine che si basa sull'invio inizialmente di impulsi ultrasonori e successivamente sulla ricezione dei segnali che vengono riflessi dalle varie discontinuità riscontrate nella regione presa in esame. La nascita della strumentazione ecografia di tipo Doppler si può far risalire al 1982[3], quando furono migliorati i primi strumenti in grado di sovrapporre all'immagine B-mode un'informazione legata alla presenza di sangue in movimento, codificata tramite colore.

L'ecografia Doppler o più comunemente ecodoppler è una tecnica non invasiva che permette lo studio della funzionalità e dell'efficienza ad esempio dei vasi sanguini e del cuore. Sebbene nella maggior parte dei casi questo tipo di ecografia sia legata all'analisi del flusso ematico attraverso diverse applicazioni, quali ad esempio in ambito ostetrico il monitoraggio della crescita del feto, può tuttavia essere utilizzata per riconoscere flussi non ematici come nel caso del flusso uretrale in vescica. La rivelazione di un flusso permette di differenziare i vasi sanguigni dalle strutture tubulari non vascolari (dotti biliari, diverticoli renali, ecc.).

Nel sangue, come visto precedentemente, i globuli rossi rappresentano le interfacce sulle quali si generano gli echi la cui frequenza aumenterà, o diminuirà, rispetto a

quella degli ultrasuoni emessi originariamente dalla sonda. L'andamento del flusso sanguigno non rappresenta però un sistema che si può definire statico, ma come sistema che presenta diverse e molteplici variabili sia nel tempo che nello spazio, ad esempio: la distanza dal cuore, il tipo di vaso, la sua elasticità, la presenza o meno di alterazioni vascolari come trombosi, aneurismi ecc. Altro fattore da prendere in considerazione è la variabilità della velocità del sangue.

In ogni vaso esiste un range di *v* nello spazio poiché non tutti i globuli rossi si muovono allo stesso modo, risultando in genere più lenti in vicinanza delle pareti rispetto al centro. Il tipo stesso di distretto sanguigno, che sia venoso o arterioso influenza l'andamento della *v*. Nel caso delle vene la velocità ed il segnale derivante risultano con buona approssimazione stazionari (respirazione), nelle arterie invece il segnale risulterà di tipo pulsatile (pulsazione cardiaca) con valori di velocità e quindi di frequenza più alti in fase di sistole ed inferiori durante la diastole. Tenendo quindi conto delle diverse variabili, teoricamente la metodologia che utilizza l'effetto Doppler sembrerebbe essere valida per analizzare ogni tipo di vaso in tutte le regioni del corpo, in pratica presenta però un limite nell'analisi dei vasi troppo piccoli, risolto con l'introduzione della tecnica *Power Doppler*, oggetto di questa tesi.

Data la grande quantità di variabili che incorrono nel sistema, le informazioni ottenute attraverso l'analisi del segnale ecodoppler devono necessariamente risultare accurate per poter dare un contributo significativo alla diagnosi del problema clinico. Questo comporta la realizzazione di una strumentazione con regole e parametri ben specifici, soprattutto per l'analisi del segnale di ritorno.

3.2 Trattamento del segnale

Il funzionamento di un'apparecchiatura ecodoppler, si basa in linea di principio sulla modalità B-mode e sulle tecniche del Doppler pulsato, poichè tecnicamente integra l'informazione relativa ai flussi con l'immagine bidimensionale in tempo reale. Se il segnale proveniente da un determinato campione non presenta alcuna variazione di frequenza rispetto all'originale, il volume si intende rappresentare un tessuto, la cui visualizzazione in B-mode avverrà attraverso una scala di grigi, viceversa se viene rilevata una variazione del segnale ricevuto, rispetto alla frequenza del segnale inviato, si va a rappresentare sull'immagine una porzione di figura nera. Tale regione identifica il contorno del vaso, la cui informazione relativa al flusso verrà poi codificata con le diverse tecniche color flow.

3.2.1 Modalità per acquisire l'immagine del flusso

Le modalità per poter rappresentare l'imaging del flusso, attraverso la demodulazione del segnale ricevuto sono differenti, ma si basano tutte sulla necessità di dover rappresentare nello spazio un indice direttamente collegato con il moto sanguigno. Si espongono brevemente di seguito le principali:

- ***Analisi spettrale (FFT, Fast Fourier Transform):*** questo tipo di procedura risulta molto precisa ma con un basso *frame rate (immagini acquisibili al secondo).* Il tempo di campionamento è molto lungo e si generano delle ambiguità tra i valori di velocità e quelli di profondità. Si deve tener conto del fenomeno dell'aliasing poiché, trattandosi di ricavare tutte le frequenze contenute nel segnale per poterne costruire lo spettro, la frequenza di campionamento deve essere almeno doppia della massima frequenza che si vuole riconoscere.
- ***Correlazione nel dominio del tempo:*** in questo caso si misura la velocità del globulo rosso sulla base del suo spostamento in un intervallo di tempo dato. Si riesce a tener conto della direzione del flusso e a correggere il valore rilevato in funzione dell'angolo del fascio di elettroni. Non presenta limite alle velocità rilevabili.
- ***Autocorrelazione:*** è il metodo più rapido, praticamente per ciascun volume investigato, su ogni valore corrispondente ad una data profondità, attraverso passaggi matematici, si ricavano: un valore medio di frequenza di Doppler shift, una corrispondente varianza e un valore di potenza complessiva del segnale; risulta però poco preciso.
- ***Speckle-tracking:*** l'immagine presenta una sua texture, nota come speckle o granulazione, la cui origine fisica è legata allo scattering, diffusione prodotta dagli scatteratori distribuiti in modo casuale nei tessuti e all'interferenza spaziale delle onde così prodotte. L'unico modo per ridurre lo speckle è quello di aumentare la "statistica", ossia di mediare su più immagini prese a tempi immediatamente successivi. La tecnica di demodulazione consiste nel ricostruire velocità puntuali seguendo l'evoluzione temporale di ogni singolo pixel. Il procedimento risulta essere indipendente dall'angolo di insonazione e anche se presenta una risoluzione spaziale mediocre, il frame rate risulta essere buono (30 fbs).
- ***Modo doppler combinato:*** permette di selezionare un piccolo volume campione sull'immagine di flusso per effettuarvi l'analisi spettrale ricavando il sonogramma. Si riesce ad avere in un'unica schermata l'immagine B-mode su cui è rappresentata l'immagine color Doppler e, selezionando un piccolo volume campione, di effettuare l'analisi spettrale. La valutazione della velocità di flusso è precisa, mentre il frame rate dipende dal volume selezionato.

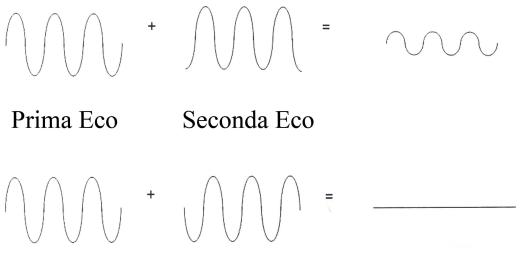
3.2.2 Elaborazione segnale di flusso per rappresentazione color Doppler

Nella fase di elaborazione, il beamformer (apparecchio che individua sorgenti acustiche in ambiente di test) gestisce tre processi separati per il B-scan, il color flow e, se richiesto dall'utente, il Doppler spettrale. Ricordando che in un sistema *color flow* gli impulsi del B-mode e quelli per il Doppler vengono inviati ed elaborati separatamente; per ogni linea di colore si devono utilizzare dai due ai venti impulsi e ogni linea è suddivisa in diverse sezioni, ognuna delle quali corrisponde ad un diverso volume campione[4].

Si vuole a questo punto riuscire ad analizzare in maniera precisa il valore di Doppler shift medio che genera ogni volume campione investigato e a rappresentare tale valore attraverso un codice colore. Per far ciò si deve aumentare il numero di impulsi rispetto ad un tradizionale ecografo B-mode, aumentando la PRF ed il frame rate del sistema. Tuttavia per non dover aumentare di molto la frequenza della pulsazione, si cerca di limitare la zona di interesse ad un'area ben precisa dello schermo, selezionandone solo una parte. Riducendo la profondità e l'ampiezza del box di misura, si riesce ad aumentare il frame rate solo per i campioni di interesse, ed in generale il frame rate locale verrà automaticamente aumentato riducendo l'ampiezza e la profondità della parte selezionata. La selezione di box ridotti (o la disabilitazione del segnale spettrale) contribuirà quindi a definire la PRF utilizzata.

Come accennato nel paragrafo 2.4, nel segnale di flusso che il trasduttore riceve, sono contenuti i valori di Doppler shift che non solo riguardano il movimento nei vasi sanguigni ma che rappresentano anche il movimento di altri organi e/o tessuti. Esistono delle tecniche, esposte di seguito, che permettono di eliminare i valori di Doppler shift provenienti da volumi non d'interesse:

- Le regioni di tessuto generano una frequenza di Doppler shift bassa ma di grande ampiezza che costituisce il rumore. I segnali provenienti da questi tessuti vengono definiti *clutter*. Vengono visualizzati come flash di luce che talvolta disturbano la rappresentazione del cuore o dei grandi vasi; con un clutter filter (questi tipi di filtri sono generalmente basati sulla media di sequenze temporali) questo tipo di rumore può essere eliminato. Dopo il filtraggio, il segnale di interesse apparirà più intenso rispetto al rumore, scegliere quindi una soglia, ottenibile ad esempio variando semplicemente il comando del guadagno di colore, sarà sufficiente a determinare se il pixel rappresenterà il segnale indesiderato o quello di un fluido. Uno dei possibili modi di realizzare un clutter filter è il seguente:



Si sommano tra loro due echi successivi, ricevuti dalla medesima interfaccia, capovolgendo il secondo. Se il segnale ottenuto dalla somma è praticamente piatto risulterà certamente filtrato, l'eco non appare sfasata e quindi non c'è movimento. Viceversa se gli echi giungono da un volume campione in movimento, la seconda eco risulterà sfasata, e sommando il suo inverso alla prima eco si ottiene un segnale di tipo oscillatorio, che influenza l'analisi sulle velocità del sangue. In questo modo si riesce a rilevare se ci sono scatteratori in movimento oppure no, e quindi identificare i confini della rappresentazione in colore da integrare al B-mode sullo schermo (nella modalità power Doppler il clutter filter può diminuire la potenza del segnale).

- Nel caso in cui il rumore provenga da un tessuto il cui movimento è abbastanza rapido, un filtro come quello proposto in precedenza non risulta efficace. Si passa allora ad un filtraggio che coinvolge l'intensità del segnale,

in quanto il segnale proveniente dal tessuto, generato per riflessione è più intenso rispetto a quello dei globuli rossi generato per scattering.

- Per finire rimane da cancellare il rumore derivante dai segnali di moto rapido, indotto dal movimento del trasduttore rispetto al paziente, per ovviare a ciò si utilizza un flash filter che elimina tutti i movimenti risultanti troppo rapidi.

Filtrato il segnale, si devono ricavare gli indici che permettono di rappresentare visivamente sullo schermo un valore collegato al movimento del sangue. Con la tecnica dell'autocorrelazione (tipo di strumento matematico usato per l'analisi di funzioni o di serie di valori, come nel nostro caso) si riesce a fare ciò in maniera rapida. Si tratta di una correlazione incrociata del segnale di eco, precedentemente filtrato con se stesso. Questo tipo di elaborazione è utile perché individua in un segnale campioni che si ripetono, permettendo di individuare la frequenza fondamentale eliminando la componente dovuta al rumore.

Tecnicamente si suddivide in sezioni il box di colore, ciascuna delle quali viene elaborata in modo indipendente. L'autocorrelatore calcola per ciascuna sezione: la frequenza Doppler media, la varianza, definita come il quadrato della deviazione standard dell'ampiezza del segnale Doppler e la potenza, calcolata elevando al quadrato l'ampiezza del segnale. A questi tre valori in uscita dall'autocorrelatore, vengono assegnati altrettanti codici colore, rappresentati indipendentemente o sovrapposti sul monitor.

Inizialmente i colori legati alla frequenza media e alla varianza venivano rappresentati indipendentemente. Per la frequenza rosso e blu indicavano rispettivamente flusso in direzione della sonda e flusso opposto, mentre il verde legato alla varianza, veniva sovrapposto agli altri colori per indicare flussi turbolenti. Questa modalità di rappresentazione non è comunque stata abbandonata ma si utilizza ancora in ecocardiografia.

Si è quindi riusciti ad ottenere un'immagine del movimento del flusso all'interno di un vaso, in maniera non invasiva e sicura. Di seguito due immagini in cui si evidenzia la modalità color Doppler nella prima e il sonogramma ottenuto selezionando un volume campione nella seconda.

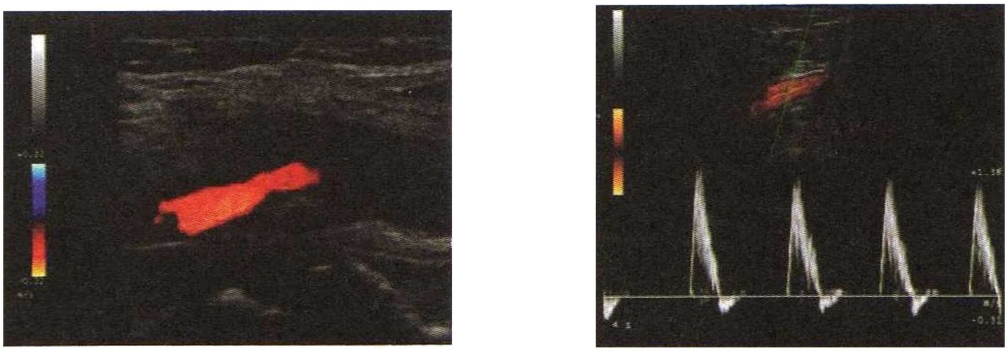


Fig 3.1 Arteria in rappresentazione color Doppler (a sinistra) e selezionando un volume campione per ottenere il sonogramma (a destra).

4 Color e Power Doppler

Esistono varie metodiche di rappresentazione del flusso ematico nel Doppler biomedicale: Color Doppler, Pulsed Doppler, e Power Doppler.

Il Color Doppler fornisce una stima della velocità media del flusso nel vaso con una codifica a colori e la sovrappone all'immagine in scala di grigi. Il Doppler pulsato consente di selezionare un volume nel vaso e di visualizzarlo con un'immagine in scala di grigi, mostrando lo spettro del range di tutte le velocità del sangue in funzione del tempo (invece della velocità media, come nel color Doppler. Le velocità sono indicate dalla scala sulla destra. Deflessioni sopra la linea di base indicano un flusso verso il trasduttore, mentre quelle sotto la linea di base indicano un flusso in direzione opposta.). L'ampiezza del segnale è proporzionale al numero di globuli rossi ed è indicata da gradazioni di grigio.

Il Color Doppler fornisce una descrizione globale in una zona e può essere usato come indagine preliminare per la successiva analisi dettagliata con il Doppler pulsato in una zona potenzialmente critica. Il Power Doppler invece, che non è usato di routine nell'analisi del flusso arterioso, mostra l'ampiezza, o potenza, del segnale Doppler, invece dello shift in frequenza. Questo consente una migliore visualizzazione di vasi piccoli, a scapito di informazioni direzionali e di velocità. Nella modalità Doppler, il sistema fornisce normalmente anche un segnale udibile che simula il flusso del sangue; si tratta comunque di un segnale virtuale che non esiste, utilizzato solo per comodità (si può conoscere quanto riprodotto sul monitor anche senza guardarlo).

Sono quindi possibili due modi interpretativi per quanto riguarda l'imaging legato al colore: Color Doppler (si hanno informazioni sulla velocità media del mezzo - adatto per un volume di studio ampio) e Power Doppler (si ottiene lo spettro di tutte le velocità presenti nel mezzo, con la loro importanza, adatto per uno studio su un particolare). In questo capitolo verranno trattati entrambi, evidenziandone similitudine e differenze, analizzando anche il Doppler 3D. Non si approfondirà nello specifico la pratica delle due metodologie, ma verrà fatta una trattazione generale sulle caratteristiche, sulle implementazioni, sulla strumentazione e sui controlli, in modo da avere una panoramica generale per poi entrare nello specifico applicativo nel capitolo seguente.

4.1 Introduzione

Parlando di color e power Doppler, si deve innanzitutto dire che entrambe le tecniche si differenziano dalla metodica Doppler "tradizionale" in quanto prendono in considerazione tre parametri critici: componenti in frequenza degli echi, la loro potenza e la direzione del flusso, analizzandoli al variare del tempo; mentre l'ecodoppler standard analizza lo spettro in frequenza del segnale. Gli apparecchi eco-color Doppler permettono di ottenere contemporaneamente ed in tempo reale, informazioni su struttura e morfologia dei volumi posti in esame. Si ricavano caratteristiche sul flusso dei vasi posti all'interno dei volumi, riuscendo a rappresentare un'immagine frutto di processi diversi, avvenuti in intervalli di tempo successivi, integrando il colore al segnale del flusso, rendendo le variazioni di quest'ultimo facilmente individuabili. Le tipologie di rappresentazione più diffuse sono le seguenti:

- **Color Doppler**: In questa tipologia di rappresentazione si utilizzano fasci ultrasonori inviati in maniera successiva per stimare le componenti di velocità del flusso ematico. Il flusso verso e in allontanamento dalla sonda viene indicato tramite una scala colore che utilizza il rosso ed il blu.
- **Power Doppler**: Valore fondamentale è la stima della potenza del segnale, generalmente superiore ad un livello di soglia predeterminato, su questo indice si basa il valore di saturazione del colore; in questa modalità non è presente l'indicazione sulla direzione del flusso.
- **Power Doppler direzionale**: Il power Doppler direzionale unisce l'elevata sensibilità dal power alla discriminazione di direzione del color. Si stimano e si rappresentano in maniera separata sia le due componenti sia le potenze rilevate nei due versi.

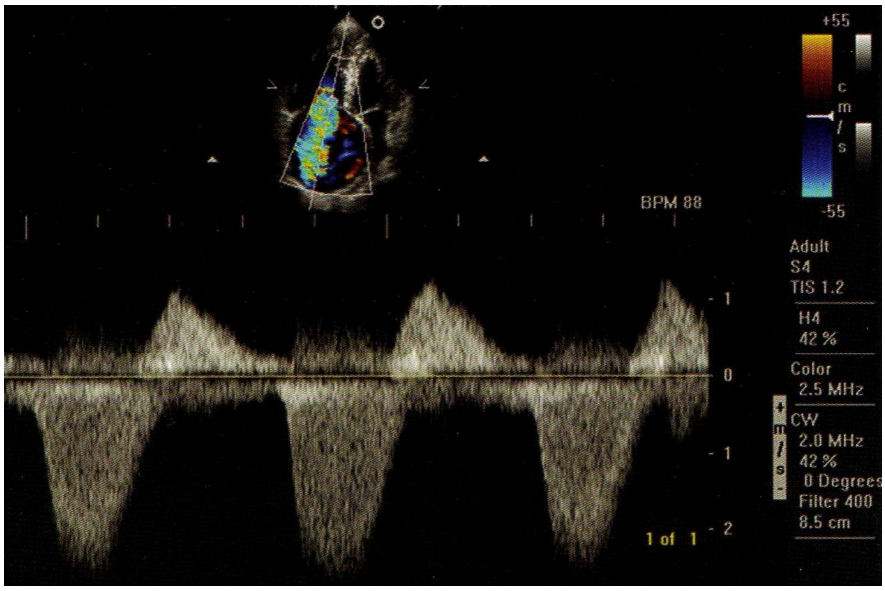


Fig 4.1 Immagine duplex della valvola tricuspide, costituita da tre lembi o cuspidi, questa valvola consente il flusso di sangue dall'atrio destro al ventricolo destro, impedendone il reflusso. Nella visualizzazione è presente il grafico CW relativo alla velocità del flusso, e l'immagine color mode.

Le informazioni introdotte dall'impiego del colore sono diverse da quelle fornite dal real-time in quanto attinenti solamente al flusso sanguigno e ai parametri che lo caratterizzano. Questi riguardano, in particolare, quattro fondamentali aspetti, di cui si ritiene opportuno premettere alcune considerazioni[5]:

- **Presenza del flusso sanguigno:** la presenza del flusso è testimoniata dalla velocità dei globuli rossi, che danno luogo all'effetto Doppler. L'assenza di rilevamento di tale effetto corrisponde a velocità nulla e, quindi, ad assenza di irrorazione dei tessuti. È possibile determinare l'assenza di flusso anche nei piccoli vasi mediante l'impiego del power Doppler.
- **Direzione del flusso:** la direzione del flusso viene codificata fondamentalmente con due colori: rosso per indicare un flusso direzionato verso il trasduttore e blu per indicare un flusso che si allontana dal trasduttore. Naturalmente si tratta di una convenzione (si potrebbe scegliere anche il contrario). Associare il colore rosso al sangue arterioso e il blu a quello venoso può essere conveniente, per esempio, nell'esame dell'arteria carotidea e della vena giugulare; ma se si studia il flusso sanguigno nel cuore non è possibile stabilire alcuna convenienza, poiché nell'attraversare le valvole il flusso può essere orientato in molte direzioni diverse e l'immagine si presenta come una sorta di mosaico con elementi rossi e blu.
- **Velocità:** quando la direzione è stata stabilita, occorre ricordare che la velocità è un vettore: pertanto, esso viene individuato quando ne siano noti, oltre che la direzione e il verso, anche il modulo, cioè il valore della velocità, codificato nel nostro caso tramite colore. In un esempio di scala, le velocità possono essere crescenti nel procedere dal rosso al rosa per poi continuare con l'arancione ed il giallo. Per velocità in allontanamento, a partire dal nero si procede verso il blu saturo e poi, per velocità crescenti, si manifestano varie sfumature fino a giungere all'azzurro. In un certo senso, la diagnosi mediante colore è un'arte, poiché essa non si fonda su una quantificazione numerica bensì sull'impressione pittorica suscitata dall'immagine. In tale contesto, sono ancore più fondamentali l'esperienza e l'intuito dell'operatore che conduce l'esame.
- **Tipo di moto (laminare o turbolento):** il Doppler shift, che rappresenta il flusso all'interno di ogni volume di prova, non è il risultato della velocità di un singolo globulo rosso, ma di milioni di globuli rossi. Lo strumento rileva la media di tali Doppler shift in ogni locazione e, in molti casi, visualizza anche il valore della varianza (in generale di colore verde) che è una misura di quanto differiscono le velocità rilevate rispetto al valore medio. Questa misura rappresenta un indicatore del disordine all'interno del flusso e fornisce quindi un'informazione sull'entità della turbolenza. Un elevato valore della varianza è indice di velocità di valori assai diversi tra loro, cioè di grande differenza tra la velocità massima (o minima) e la velocità media. Questa circostanza è tipica di moti turbolenti con presenza di vortici. L'aspetto cromatico di un flusso turbolento, è simile, ad un mosaico, con colori quali rosso, blu, giallo e azzurro, mentre in un flusso laminare si osservano prevalentemente il rosso e il blu, seppur con diversi gradi di saturazione a seconda del modulo della velocità. Il flusso ideale di un fluido in una struttura

tubolare, quale un vaso sanguigno, è di tipo laminare, cioè con velocità che sono progressivamente maggiori mano a mano che ci si porta verso il centro del vaso. Questo tipo di flusso comporterà dei fronti di avanzamento dei globuli rossi "a cupola", positivi o negativi. Nel caso di stenosi o variazioni improvvise del diametro del vaso, si determinano turbolenze che appariranno, nell'analisi spettrale, come delle cupole o dei picchi sia positivi, moto verso la sonda, che negativi, moto che si allontana dalla sonda.

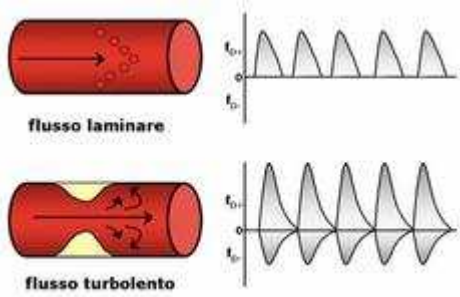
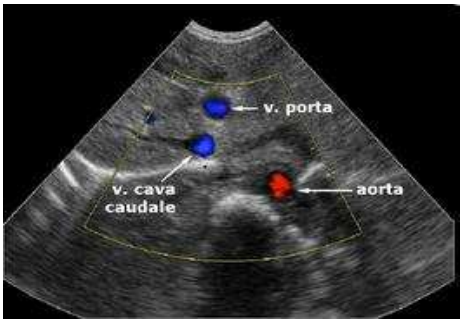


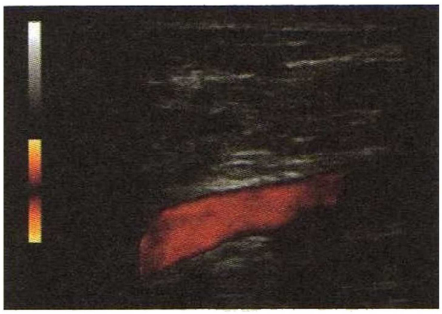
Fig 4.2 Tipi di flusso con relativo spettro Doppler.

4.1.1 Color Doppler (CD)



Il color Doppler è un'evoluzione del Doppler pulsato. Mentre nel PW lo spettro rappresenta il fronte di avanzamento dei globuli rossi, con i suoi picchi e le sue depressioni, nel color Doppler il flusso viene rappresentato con la media delle velocità. La visualizzazione del flusso ematico, è realizzata come una mappa di colore sovrapposta all'immagine in B-mode. Al colore generalmente viene data una codifica ben precisa, in maniera tale che il rosso è assegnato al flusso diretto verso la sonda, mentre il blu è assegnato a quello che se ne allontana. Il principale vantaggio di questa modalità risiede nella sua semplicità ed intuitività di interpretazione. Tuttavia, questa modalità non è in grado di dare informazioni quantitative ma solo qualitative sul flusso: un rosso molto intenso o un blu molto intenso significheranno flussi molto veloci in avvicinamento o in allontanamento; mentre la presenza di un mosaico di colori in un vaso, testimonieranno un flusso di tipo turbolento. Un uso comune della modalità color è quello in cui si individuano i vasi per poi posizionare su di essi il "gate" per campionare il flusso con lo spettro PW (modalità di visualizzazione Triplex: B-mode + Color Doppler + Doppler Pulsato).

4.1.2 Power Doppler (PD)



Una variante del color Doppler è il power Doppler. Questa modalità tecnicamente considera solo l'integrale dell'energia posseduta dall'eco il che permette di evidenziare flussi anche piuttosto lenti. In questo modo è possibile visualizzare come una mappa di colori l'intensità del segnale a prescindere però dalla direzione dello spostamento. Non avendo dipendenza dalla direzione del flusso, non c'è distinzione di colori come nel color Doppler, ma si usa una scala di colore di tipo "termico", passando dal nero al rosso all'arancio al giallo al crescere della potenza (ved. figura).

La tecnica del power Doppler è utilizzata da molto tempo, ma è diventata realmente efficace soltanto a seguito di un aumento di sensibilità introdotto negli ultimi anni. Questa modalità è utile per visualizzare circoli sanguigni periferici con velocità ridotte in cui, appunto, più che la velocità, è importante evidenziare o meno la presenza di vasi (caratterizzazione di masse tumorali, distinzione tra lesioni strutturate o coaguli, etc.).

Per poter ottimizzare questo tipo di ecografia si è dovuto in primo luogo trovare una rappresentazione efficace del rumore, che in questa modalità si presenta come una bassa ed uniforme saturazione di colore. Si è optato per una definizione di soglia inferiore che discrimini il segnale di rumore da quello del sangue; in secondo luogo si è visto che è possibile agire su molti frame diminuendone la frequenza, in quanto non è necessaria un'alta risoluzione temporale, ottenendo un aumento della persistenza. Questa mediazione consente di ridurre la componente di rumore, permettendo di evidenziare anche vasi di piccole dimensioni.

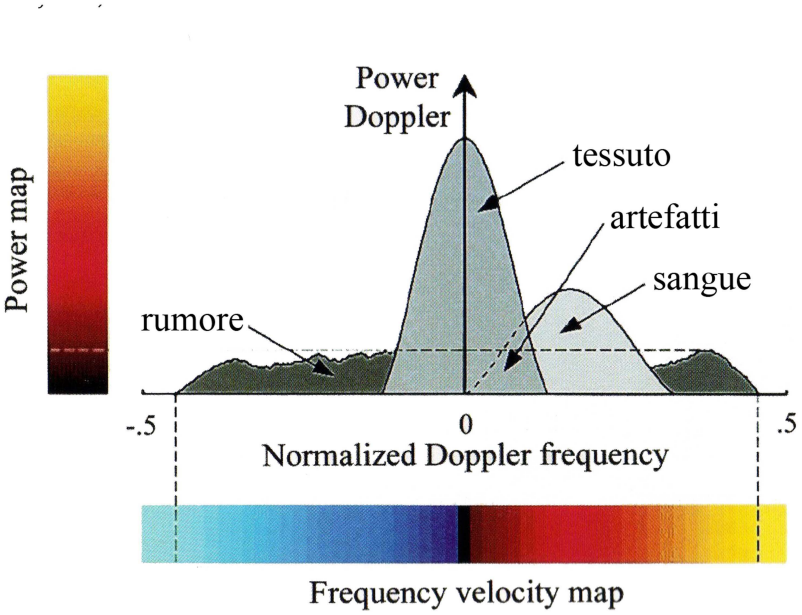


Fig 4.3 Il power Doppler rappresenta una mappatura della "potenza del segnale", che viene evidenziata con immagini a colori del flusso. La direzione e la velocità Doppler sono codificate sul display in maniera duale, i colori rappresentano la velocità in termini di spettro Doppler e contemporaneamente la direzione del flusso da e verso il trasduttore.

4.2 Similitudini e differenze tra le due tecniche

Come spiegato precedentemente il color Doppler fornisce una rappresentazione in cui si visualizza l'andamento del flusso ed un valore medio della frequenza in funzione del tempo, escludendo dall'analisi altri tipi di informazioni. Questa tecnica può presentare un problema fissando un alto valore di guadagno, aumentandolo infatti aumenta sì d'intensità il segnale, ma anche il rumore, che avendo una più ampia distribuzione in frequenza, seppur minore intensità, può impoverire il segnale reale, creando sullo schermo un mosaico di colori.

Tale limitazione sul guadagno non è presente nel power Doppler in cui ad interessare è l'intensità del segnale anziché la frequenza. Nel PD il rumore viene codificato con un colore di sfondo scuro, opaco o semitrasparente (dipende da come è realizzata la scala colore dalla casa produttrice), diretta conseguenza della potenza bassa ed uniforme che lo caratterizza, sfondo che va a confondersi con la visualizzazione B-mode, in questa maniera il segnale risultante dalla scatterazione dei globuli rossi risulta facilmente individuabile permettendo di aumentare il guadagno anche di 15 dB rispetta al CD. Potendo aumentare il guadagno senza sacrificare la visualizzazione si ha il vantaggio di poter ricevere segnali anche dai vasi più piccoli, rendendo massima la sensibilità al flusso.

Oltre a poter visualizzare regioni vascolari più ridotte, il power Doppler non presenta il problema dell'aliasing, in quanto il segnale d'interesse è indipendente dalla frequenza, problema che invece caratterizza il color Doppler quando la PRF risulta troppo bassa in relazione alle velocità del sangue.

Quando si parla di CD l'angolo di insonazione a cui lavora la sonda è di norma compreso tra i 40° ed i 60°, aumentando l'angolo, la frequenza di Doppler shift diminuisce raggiungendo valore nullo con un'angolazione vaso/fascio ultrasuoni perpendicolare. Dipendendo dall'intensità del segnale, nel power Doppler l'angolo di insonazione è di minore rilevanza (pur rimanendo critico a 90°), in quanto la quantità di scatteratori nel flusso rimane costante (il fatto che il PD non valuti la direzione ma soltanto lo stato di moto delle particelle e il loro numero, spiega perché il segnale in potenza non risulta modificato) producendo un segnale che verrà individuato a prescindere dall'angolo, permettendo all'utilizzatore di visualizzare anche vasi la cui struttura risulta geometricamente complessa.

Infine rispetto al CD il PD risulta più sensibile agli artefatti di movimento.

4.3 Artefatti e limitazioni delle tecniche Doppler

Il fatto che le varie assunzioni teoriche debbano fare i conti con la complessità del sistema reale, implica necessariamente alcune conseguenze di tipo pratico. Tutte le conseguenze che derivano dalle dimensioni finite e dalla struttura dei fasci, dal fatto che gli impulsi abbiano durata finita, ecc., vanno sotto il nome di "limitazioni" dovute alla metodica. Le conseguenze relative alle errate assunzioni fatte sulle caratteristiche di propagazione degli ultrasuoni, velocità di propagazione costante, l'attenuazione, ecc. danno origine agli "artefatti", che possono influire in maniera significativa sull'interpretazione delle immagini.

- **Rumore casuale (random noise)**: negli apparecchi color e power Doppler, come in tutti i circuiti elettrici, il rumore è proporzionale al guadagno. Il rumore casuale si manifesta, specie nei casi in cui si è impostato un guadagno troppo elevato, attraverso la comparsa di artefatti flash, ogni volta che si manifesta un movimento reciproco sonda-tessuti, o attraverso la comparsa/scomparsa di zone di colore. Tale rumore può essere controllato attraverso l'introduzione di filtri o agendo sul parametro della persistenza, tramite metodiche di media (in genere si aumenta la persistenza per ridurre il rumore). La presenza di particelle minuscole genera la formazione di onde sferiche di scattering che interferiscono spazialmente (principio di Huygens), dando origine ad un alternarsi di massimi e minimi di intensità detto *speckle*. Nel color mode, tale tipo di rumore è generato dalle variazioni casuali dei valori di frequenza media e di potenza stimati dall'autocorrelatore. Può essere ridotto aumentando anche in questo caso la persistenza.
- **Aliasing**: l'aliasing consiste nella comparsa di segnali spuri con frequenze negative corrispondenti alle alte frequenze positive che superano il doppio della PRF. Queste frequenze negative naturalmente influenzano il segnale direzionale, provocando la comparsa di artefatti di colore e condizionando il valore numerico stimato delle velocità. Questo artefatto si manifesta quando la PRF scelta è troppo bassa rispetto alle velocità ematiche presenti nel volume campione. Il modo in cui si manifesta nel CD è caratteristico: si ha la comparsa di una zona anomala di colore che indica un flusso invertito nella regione di massima velocità, mentre nella modalità PD non si manifesta.
- **Dipendenza dall'angolo**: soprattutto nella modalità color, per gli angoli prossimi a 90° le frequenze di Doppler shift si riducono drasticamente (data la loro proporzionalità con il coseno dell'angolo) e vengono rimosse dal clutter filter, rendendo in pratica invisibile il corrispondente vaso. È pertanto fondamentale, operando in color mode, posizionare la sonda e utilizzare le modalità di steering del fascio per rendere minimo l'angolo che si viene a creare tra il flusso e gli ultrasuoni. Tale accorgimento non è necessario nel power Doppler, in quanto come detto precedentemente, risulta indipendente dall'angolo di insonazione (Fig 4.4).
- **Artefatti di specchio (mirror) e di ombreggiatura (shadowing)**: l'artefatto dello specchio si manifesta quando si prende in esame una superficie molto riflettente, come ad esempio le ossa. In questo caso, l'effetto è dato dalla riflessione speculare assiale e dalla riverberazione tra trasduttore, massa, interfaccia, massa e quindi trasduttore. Si viene cosi a determinare una seconda immagine riflessa, posta a valle rispetto all'interfaccia e lungo la direzione del fascio, questo artefatto si riscontra nel color-mode come nel B-mode. Quando invece i tessuti interposti attenuano in maniera maggiore del previsto il segnale, non arriva l'eco e si osservano zone d'ombra distali (shadowing). La bassa intensità dell'immagine a valle del materiale e detto "cono d'ombra", analogamente a quanto succede per la luce. Il fenomeno avviene normalmente in presenza di materiale molto assorbente come ossa, calcoli, calcificazioni, placche, tessuti ricchi di collagene, o anche corpi estranei come le valvole protesiche.

- **Effetti di bordo (blooming)**: quando la rappresentazione del flusso tramite colore, fuoriesce dai contorni del vaso, facendolo apparire più grande del vero, si parla di blooming. Essendo un effetto dipendente dal guadagno, si tratta a volte semplicemente di regolarlo in maniera corretta.
- **Effetti di focalizzazione e riverberazione**: Tale artefatto si verifica solitamente in corrispondenza di una zona larga e molto riflettente, dove una parte dell'onda ultrasonora viene riflessa e inizia ad oscillare tra il trasduttore e la superfice iper-riflettente. Nel color mode il fenomeno della riverberazione assume la forma di falsi foci di colore che si osservano in posizioni che spesso coincidono con le regioni focali (Fig.4.5).

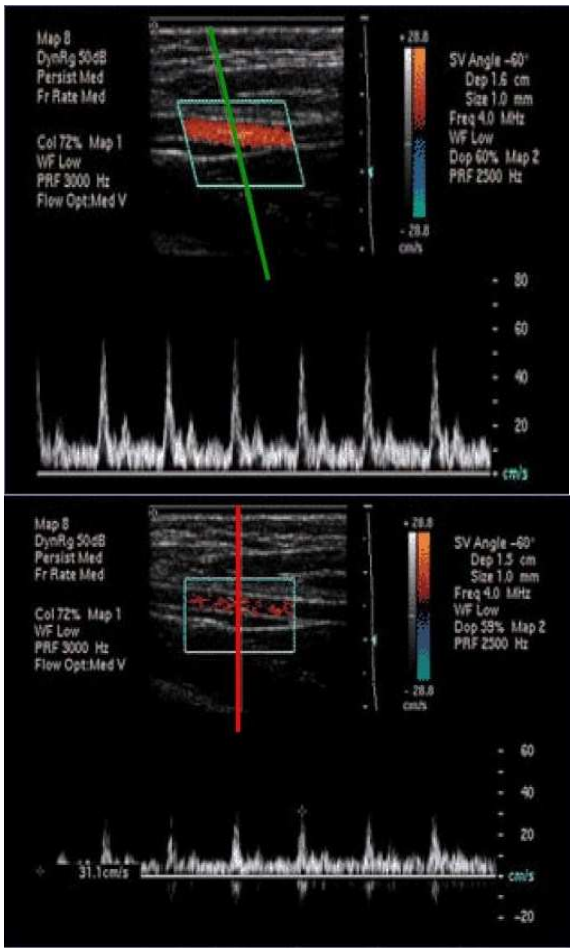


Fig 4.4 Nella prima immagine l'angolo di insonazione è circa a 60°, mentre nella seconda è a 90°, le frequenze di Doppler shift si riducono fino a valori critici ed il clutter filter può oscurare il segnale Doppler non rappresentando in modalità color la corrispondente regione.

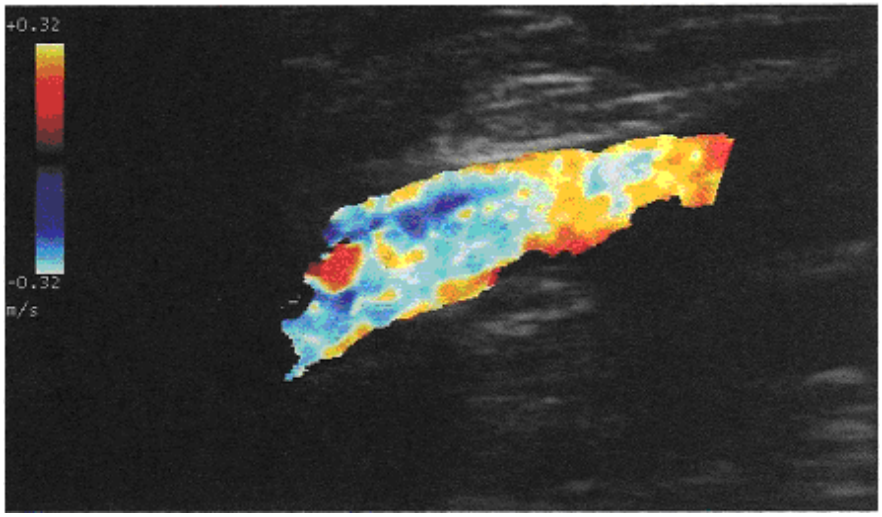


Fig 4.5 Artefatto di riverberazione.

4.4 Controlli di qualità in CD e PD

La strumentazione di tipo Doppler necessita di realizzare misure il più possibile accurate e precise, per questo le apparecchiature vengono sottoposte a controlli, eseguiti su determinati protocolli[6]. La verifica del corretto funzionamento si basa sull'utilizzo di appositi fantocci (phanton) con una precisa metodologia e pre-derminate tolleranze a seconda del parametro oggetto di valutazione. Un programma di controllo risulta fondamentale in questo campo per mantener standard diagnostici elevati, in quanto l'ecografo e la strumentazione ad esso correlata sono oggetto di usura nel tempo. Le apparecchiature ecografiche vengono quindi considerate come dispositivi medici e come accade per altre apparecchiature, quali ad esempio quelle adibite alla risonanza magnetica nucleare, o quelle a raggi-x, esse devono essere sottoposte a controlli da parte di personale qualificato (si fa riferimento alla circolare LR-154 del 25/2/1999 del Ministero della Sanità).

Per quanto riguarda le apparecchiature color Doppler, (avendo la possibilità di avere strumentazioni per l'analisi della velocità del sangue portatili) anche in questo caso nasce il bisogno di verificare l'accuratezza e la precisione della strumentazione. Per far ciò si utilizzano fantocci dedicati che simulano il flusso sanguigno attraverso un sistema idraulico composto essenzialmente da tubi e pompe meccaniche, in cui si riesce a simulare l'andamento del sangue in diverse situazioni, per poter offrire informazioni sulla regolarità della scansione, nei test che si effettueranno. Dovendo mimare la presenza di globuli rossi per ottenere il segnale di Doppler shift, sono in genere utilizzati gel fluidi con componenti particolari. L'uso di questi fantocci, caratterizzati da un profilo di flusso continuo o pulsato (modulato dalla pompa in cicli costanti nel tempo), consente di formulare un giudizio soggettivo sulla congruenza dello spettro (sistemi ecodoppler) e della codifica cromatica (sistemi color Doppler) in termini peraltro non ancora del tutto codificati, anche per la notevole variabilità di configurazioni riscontrate tra le diverse apparecchiature in commercio.

Vengono utilizzati generalmente due tipi di fantocci, quello di flusso e quello a stringa. Nel primo caso uno o più vasi sono alloggiati all'interno di una struttura solida, ed in tali vasi si fa scorrere un fluido con caratteristiche dinamiche e fisiche simili al sangue, nel secondo, si fa scorrere all'interno dei vasi un filamento a velocità costante. Conoscendo l'effettiva velocità con cui si esegue il test, si tratta di analizzare quanto la velocità rilevata dal trasduttore è vicina a quella reale impostata sulla strumentazione di prova. Oltre alla velocità altre funzionalità verificate sono: la capacità di discriminare la direzione del movimento, la massima profondità a cui si rileva il segnale e il minimo rateo di flusso percepito.

Nello specifico, sono verificati altri parametri, espressi anche dall'American Association of Physics in Medicine[7] che al momento attuale vengono riconosciuti dall'American Institute for Ultrasound in Medicine come standard di riferimento:

- **Accuratezza velocità**: si verificano il livello massimo di profondità dal quale posso ottenere informazioni sul flusso, il valore minimo di velocità percepita dall'apparecchiatura e lo scostamento della velocità rilevata da quella reale impostata.
- **La congruenza tra immagine ecografica di sfondo e box colore**: per valutare qualitativamente l'immagine, cioè capire se l'informazione in colore sia contenuta o meno e quanto all'interno del vaso, si confrontano tra loro la visualizzazione in scala di grigi e la rappresentazione in colore, passando da una all'altra in ambiente di flusso continuo. Perché la verifica abbia esito positivo, l'immagine color deve rientrare in maniera corretta all'interno delle pareti del vaso rilevate con il B-mode, il colore non deve uscire dalla pareti ne essere troppo confinato al suo interno.
- **Il corretto funzionamento dei filtri**: i filtri consentono di eliminare i segnali provenienti dal movimento del vaso in esame. Impostando un flusso costante sul phantom, si controlla che una volta inseriti i filtri, nessun colore appaia sulle pareti del vaso.
- **Il rumore**: la valutazione di questo parametro si ottiene partendo da una situazione iniziale in cui il sistema non presenta movimento di flusso. Aumentando il guadagno in questa zona si acquisisce l'immagine fino a che non appare il rumore colorato. Si valuta qualitativamente la soglia del segnale indesiderato, regolando di conseguenza i parametri per la rilevazione dei segnali provenienti dal vaso.
- **La risoluzione spaziale in colore**: la risoluzione spaziale di un sistema ecografico si divide in due parti: *laterale*, rappresenta la distanza tra due interfacce alla stessa profondità, dipende dalla focalizzazione, maggiore focalizzazione equivale a maggiore risoluzione e *assiale o di profondità*, minima distanza tra due superfici vicine sulla stessa traiettoria dell'onda, più gli impulsi della sonda sono brevi, maggiore è la risoluzione. Tenendo conto del colore si parla di risoluzione come capacità dell'apparecchiatura di distinguere due direzioni opposte di vasi attigui.

Phanton adatti a questi controlli di qualità sono ad esempio il OPTIMIZER RMI 1425A (Fig.4.6), fantoccio di flusso rappresentato da un sistema portatile per la misurazione sia Doppler sia di scala di grigi costituito da un sistema che utilizza un gel fluido con caratteristiche simili a quelle del sangue umano, permettendo di impostare flussi da 1 a 12,5 ml/s, e velocità da 10 a 125 cm/s, su diverse portate e profili (fonte http://bcgroupintl.com). Mentre per quanto riguarda fantocci a stringa, un esempio può essere il CIRS 043 (Fig.4.6) capace di generare e controllare fino a sedici forme d'onda pre-programmate, utilizzabile sia con acqua che con fluido (fonte http://www.cirsinc.com).

Per la risoluzione spaziale il test andrebbe eseguito con un fantoccio capace di generare non solo flussi in direzione opposta, ma anche vasi di sezione e distanza variabile, per poter valutare a quale distanza e con quale sezione, due flussi opposti che dovrebbero essere rappresentati con colori differenti, appaiono uguali. Questi phantom devono però essere costruiti appositamente.

Fig.4.6 RMI 1425A (dal sito web bcgroup) **CIRS 043 (dal sito web cirsinc)**

4.5 Color e power Doppler in 3D

Con le stesse modalità con cui si è potuto elaborare e rappresentare bidimensionalmente, un segnale ultrasonoro Doppler è possibile ricostruire un'immagine in tre dimensioni, basandosi sulla scansione di un volume anziché di un piano. Tale scansione non risulta però di facile implementazione, in quanto la quantità di dati da elaborare è nettamente maggiore, e sussiste la problematica di dover rappresentare l'immagine tridimensionale su di un monitor bidimensionale.

Le metodologie per l'imaging usate negli anni sono state diverse, da quella *free-hand*[8], in cui un comune scanner 2D viene mosso per investigare il volume campione e, ad ogni immagine ottenuta su di un determinato piano, tramite un segnale elettromagnetico, viene associata l'indicazione di posizione (dello scanner); a quella più economica che prevede di usare un driver meccanico per lo scanner, preordinando la successione delle scansioni. Queste metodiche però presentano complessità di ricostruzione dell'immagine e non soddisfano in pieno le esigenze degli operatori.

La soluzione ritenuta finora migliore, prevede l'utilizzo di una sonda costituita da un array già predisposto per la scansione in 3D, capace di inviare e ricevere contemporaneamente gli ultrasuoni che investigano il volume in esame. Il numero di elementi di cui si compone una sonda così realizzata è dell'ordine delle migliaia, ciò causa un notevole innalzamento della complessità rispetto ad un'apparecchiatura in 2D, sia nella realizzazione strettamente elettronica che nella gestione della strumentazione.

L'elemento fondamentale, su cui si basa la rappresentazione in 3D è il *voxel (volumetric picture element)*, un elemento di volume che rappresenta generalmente un valore di intensità, di segnale o di colore in uno spazio tridimensionale, analogamente al pixel in un'immagine bidimensionale. Attraverso un insieme di questi singoli elementi, costruiti interpolando i valori dei corrispondenti pixel in 2D, si ottiene la rappresentazione del volume. Per la visualizzazione sullo schermo vera e propria, ci si deve appoggiare invece alle tecniche di computer grafica, attraverso un procedimento definito di *rendering*, o più specificatamente:

- **Riformattazione multi-planare**: scompone l'immagine tridimensionale in sotto-unità corrispondenti ai piani ortogonali, solitamente raffigurati all'interno di un poliedro che può essere ruotato o traslato a seconda delle necessità.
- **Surface rendering**: la rappresentazione delle superfici avviene utilizzando chiaroscuri e/o effetti grafici che possono essere selezionati dall'utente.
- **Volume rendering**: forma una proiezione 2D basata su dati tridimensionali in qualsiasi direzione scelta dall'operatore, tra le metodiche è quella che richiede maggiori risorse di calcolo.

Per quanto riguarda nello specifico le tecniche Doppler, sono state proposte diverse modalità di acquisizione ed elaborazione delle immagini, e anche tali tecniche, oltre a quelle tradizionali, hanno subito un significativo sviluppo nell'analisi 3D (4D se si tiene conto della variazione dell'immagine stessa nel tempo).

Nell'utilizzare una tecnologia 3D Doppler, si deve innanzitutto selezionare un volume, di norma corrispondente ad un organo, e definire i voxel al suo interno. Stabilito il volume da porre in analisi, tramite vari software (ad esempio il virtual organ computer-aided analysis, VOCAL, proposto da General Electric) viene stimata su ciascun voxel una serie di parametri legati alle caratteristiche del segnale ricevuto dal corrispondente volume campione.

In particolare un voxel viene definito "grigio" se non ci sono variazioni tra la frequenza del segnale inviato e quella del segnale ricevuto, ossia se corrisponde a una zona di tessuto immobile, se invece i due segnali presentano una differenza di frequenza il voxel viene definito colorato. Se si tratta di voxel grigi, si seleziona una scala di ampiezza di grigi, variabile tra 0 e 100, dove lo 0 rappresenta il nero, mentre il 100 il bianco, similarmente per quelli colorati si usa una scala di intensità, dove con 0 si indica l'intensità minima, e con 100 quella massima. Dopo aver selezionato la scala, si procede con il campionamento di tutti i voxel all'interno del volume oggetto dell'analisi e si valutano le frequenze *hg(z)* e *hc(z).* Dove con hg(*z*) si indica la frequenza relativa del valore di grigio *z* nell'immagine ultrasonica, e con hc(*z*) il valore di colore *z* nell'immagine color Doppler.

Si definisco inoltre gli indici *VI (vascularization Index), FI (Flow Index)* e *VFI (Volume Flow Index)* attraverso le formule riportate di seguito:

$$VI = \frac{\sum_{c=1}^{100} hc(c)}{\sum_{g=1}^{100} hg(g) + \sum_{c=1}^{100} hc(c)}; \quad VFI = \frac{\sum_{c=1}^{100} (c * hc(c))}{\sum_{g=1}^{100} hg(g) + \sum_{c=1}^{100} hc(c)}; \quad FI = \frac{\sum_{c=1}^{100} (c * hc(c))}{\sum_{c=1}^{100} hc(c)}.$$

L'indice VI viene calcolato attraverso il rapporto tra il numero di voxel colorati e il numero totale di voxel, si ritiene rappresenti una stima della frazione di volume che contiene scatteratori in moto, dunque una regione del volume i cui vasi sono effettivamente perfusi. Per quanto riguarda VFI, l'intensità del colore viene ponderata sul numero totale di voxel, il significato di tale indice non è ancora preciso, ma alcuni autori indicano che il valore risultante sia legato alla velocità degli scatteratori. Per finire l'indice FI, in cui l'intensità di colore viene pesata sul solo numero di voxel colorati, dovrebbe essere legato, come l'indice VI, al numero di scatteratori e quindi al flusso nella regione presa in esame.

Si è provveduto ad effettuare un'analisi quantitativa in vitro[9] di tali indici, che ha dimostrato come VI cresce linearmente con la velocità di flusso e con la densità degli scatteratori, contrariamente a FI che ha una dipendenza più complessa; si è visto inoltre che sia VI sia VFI hanno una dipendenza lineare con il numero di vasi che vengono contemporaneamente esaminati nel volume prescelto. La funzionalità e il significato di tali indici, sono ancora sotto esame, per capire meglio quale sia effettivamente la reale relazione tra i loro valori ed i parametri di flusso. Mancando fantocci standardizzati per la loro misura, lo studio è in qualche maniera rallentato, ed il dibattito circa il reale significato che possono assumere i valori risultanti è ancora molto aperto.

Come detto precedentemente, non esistono fantocci standardizzati per questi indici, si è però investigato su di un modello di "phantom biologico" rappresentato da una placenta umana perfusa artificialmente[10], trovando una buona corrispondenza tra VI, VFI e il flusso sanguigno. Si è notato inoltre che, sia con lo studio in vitro, che con lo studio sul "phantom biologico", tutti e tre gli indici sembrano dipendere molto dalla distanza tra il trasduttore ed il volume esaminato. L'attenuazione che il segnale subisce a causa della profondità a cui si trova il tessuto campionato influenza molto l'accuratezza dei valori. Si deve prestare molta attenzione alla scelta del volume campione, e fare in modo di confrontare segnali provenienti da volumi di tessuto equidistanti dalla sonda, in attesa di una ridefinizione accurata degli indici.

Pur rappresentando un'evoluzione tecnologia di eccellente rilievo, sulla reale efficacia dell'ecografia in 3D, i pareri risultano tuttora contrastanti. Molti addetti ai lavori, hanno sottolineato come si presti più attenzione all'aspetto grafico dell'immagine, a scapito della sua accuratezza e reale utilità. Si è discusso sull'effettivo significato del risultato finale, paragonando i benefici diagnostici che si possono ottenere, con il notevole aumento di radiazioni che questo metodo comporta rispetto ai metodi tradizionali (*AIUM Consensus Conference* tenuta a Orlando,

Florida, 16/17 giugno 2005), portando gran parte della comunità medico-scientifica a sconsigliare l'uso sistematico di ecografie 3D.

I controlli di qualità, sono presenti anche per il 3D, pur essendo una tecnologia relativamente giovane, in quanto esistono comunque delle limitazioni fisiche che possono dare origine ad artefatti ed errate valutazioni. Trattandosi di visualizzare al meglio l'immagine, si presta attenzione al rispetto delle dimensioni e delle proporzioni durante l'elaborazione del segnale, utilizzando per verificarle un'apparecchiatura phanton che permetta la contemporanea valutazione della visualizzazione di inserti nelle tre dimensioni.

Un phantom utilizzato per il 3D ad esempio, è il modello 055A-CIRS, composto da 2 fantasmi, progettati per valutare le misurazioni effettuate sui sistemi che utilizzano gli ultrasuoni attraverso i più recenti algoritmi di codifica spaziale. Ciò è particolarmente importante per i sistemi ad ultrasuoni in 3-D e 4-D attualmente in commercio. Il primo modello è di tipo volumetrico, e contiene un uovo di piccole ed uno di grandi dimensioni, si ottengono così due superfici di scansione, all'interno del materiale di fondo e, a seconda da che parte venga analizzato, gli oggetti di prova si trovano a distanze che variano da 2 a 6 cm dalla superficie di scansione. Il secondo modello, è un modello di fantoccio, che utilizza come target un filo. In 2D, i fili possono essere usati per tracciare immaginarie forme ellittiche o rettangolari, mentre in modalità 3D, il filo stesso può tracciare aste di forma ellittica e/o rettangolare. Questo modello permette di misurare perimetri, volumi e superfici, oltre ad essere usato per determinare l'uniformità dell'immagine e la profondità di scansione (fonte http://www.cirsinc.com)

4.6 Generalità sui mezzi di contrasto ed effetti biologici correlati nell'ambito Doppler

I mezzi di contrasto ecografici sono composti da microbolle stabilizzate (per stabilizzare le bolle si provvede a dotarle di un "guscio" formato da proteine, grassi e sostanze biocompatibili) che costituiscono dei corpi gassosi, i quali interagiscono con gli ultrasuoni in modo da generare degli echi che permettono di evidenziare in maniera migliore le strutture in cui vengono iniettati. Le bolle di gas costituiscono un efficiente mezzo di contrasto, in quanto oggetto di un intenso scattering nell'intorno delle proprie frequenze naturali con una frequenza di risonanza adatta ad essere recepita dagli strumenti diagnostici attuali, permettendo di aumentare la sensibilità del segnale fino a 1000 volte, sia nelle modalità Doppler che in quelle B-mode. La possibilità di utilizzare in modo semplice e riproducibile questo aumento di sensibilità porta all'uso del mezzo di contrasto in ambito diagnostico.

Con la recente introduzione dei mezzi di contrasto nel campo della diagnostica ecografia, si deve tener conto dei potenziali effetti biologici negativi che tale innovazione potrebbe portare. Dal 1993 la Food and Drug Administration (FDA) prescrive che gli apparecchi diagnostici ad ultrasuoni, riportino i valori di *indice meccanico (MI)* e di *indice termico (TI).* Questi indici forniscono un'indicazione di massima dei rischi potenziali di natura non-termica e termica derivanti dall'utilizzo di apparecchiature ultrasonore per diagnosi. Di maggior interesse per l'argomento

trattato è l'indice meccanico, quello tra i due affetto in misura maggiore da fenomeni di propagazione non lineare. Si considera tale indice in quanto il fascio ultrasonoro può provocare la rapida espansione ed il successivo collasso dei corpi gassosi presenti nell'organismo (cavitazione inerziale), generando un movimento dei fluidi circostanti dannoso per l'organismo. La valutazione dell'indice meccanico permette di monitorare e tener sotto controllo tali effetti.

Un valore indicativo di MI, oltre il quale si manifestano bio-effetti, è quello dei 0,7 Mpa/$MHz^{1/2}$ (Tab 4.1), però con l'introduzione di mezzi di contrasto nell'organismo, tale soglia viene abbassata. La letteratura[11], avvalendosi anche di studi in vivo effettuati su animali, indica come soglia per l'MI un valore di 0,4 Mpa/$MHz^{1/2}$ (valore più restrittivo, la discriminante riguarda se i tessuti in esame contengono già di per se regioni o corpi gassosi) nei casi di esami ecografici con mezzi di contrasto, poichè con valori superiori a tale soglia, i bioeffetti aumentano rapidamente con il crescere della potenza acustica e proporzionalmente con la concentrazione del mezzo di contrasto. Attualmente nel caso di utilizzo di microbolle si mantiene un valore di MI di circa 0,1 in caso di ecografia diagnostica "tradizionale", mentre è consentito maggiore nei casi in cui si effettuano studi sulla dinamica dei flussi.

Con bassi valori di MI si riesce ad ottenere un segnale eco amplificato che permette la visualizzazione con le tecniche Doppler. Tuttavia anche per valori di MI e pressione acustica superiori, si riesce a sfruttare lo spettro di frequenza che si viene a creare per migliorare le metodiche di immaging. Infatti dall'interazione degli ultrasuoni con le microbolle a valori di *p* (pressione acustica) più elevati, ma sempre entro limiti ragionevoli, si ha la generazione di armoniche che creano un determinato spettro di frequenza. In particolare la seconda armonica viene utilizzata nell'analisi dello shift Doppler proveniente dalle microbolle in moto.

Pressione acustica [Mpa]	Indice meccanico	Effetti
p<0,05	MI<0,3	Oscillazioni lineari simmetriche a frequenza costante
0,05<p<1	0,3<MI<0,7	Oscillazioni non lineari, generazione di armoniche
p>1	MI>0,7	Cavitazione

Tab 4.1 Relazione tra ultrasuoni e microbolle, in relazione al valore di pressione acustica applicata.

Le tecniche Doppler che utilizzano i mezzi di contrasto sono varie, tra le altre si possono ricordare quelle che utilizzano la frequenza di seconda armonica prodotta dalle bolle, le tecniche di sottrazione delle armoniche generate dai tessuti e per finire quelle che utilizzano i segnali non-lineari transitori prodotti dal collasso delle microbolle, sfruttando l'effetto distruttivo dell'ultrasuono :

- ***Harmonic imaging (HI); Contrast harmonic imaging (CHI); Harmonic power doppler (HPD):*** utilizzano la frequenza di seconda armonica, per analizzare lo spettro di frequenza ed il relativo Doppler shift. Vengono inviati impulsi di grande ampiezza, che permettono la generazione di armoniche

senza distruggere le microbolle. Al segnale ricevuto si applicano dei filtri tipo passa-alto per conservare solo le frequenze di seconda armonica eliminando quelle fondamentali, ottenendo immagini migliori e con maggior contrasto.

- ***Pulse inversion (PI); pulse subtraction (PS); contrast pulse sequenze (CPS)*:** permettono di ottenere un'ottimizzazione del segnale, discriminando i segnali proventi dai tessuti da quelli delle microbolle, in quanto artefatti di tipo clutter o flash generati dai segnali ad alta frequenza tipici dei tessuti, possono apparire nella visualizzazione .
- ***Differential tissue harmonic imaging (dTHI)*:** trasmette in contemporanea due impulsi di diversa frequenza, ricevendo segnali eco alle armoniche e alle frequenze differenziali. Con la sottrazione si cancellano poi le frequenze fondamentali.
- ***Loss of correlation (LOC); Flash echo imaging (FEI); Stimulated acoustic emission (SAE)*:** trasmettendo un impulso di grande ampiezza, le microbolle oscillano violentemente o collassano, inviando una forte eco non-lineare che può essere utilizzata per la visualizzazione Doppler, specie nei grandi vasi sanguigni o dove la velocità del sangue è elevata. Queste tecniche comportano un valore di MI elevato rispetto alle precedenti, ma l'accuratezza della metodica Doppler risulta maggiore.

4.7 Elenco dei controlli e parametri che possono essere modificati dall'utilizzatore dell'apparecchio

Si elencano in maniera sintetica quelli che possono essere i controlli principali che si trovano in un'apparecchiatura ecografia, in modo da correlare in maniera pratica, alcuni concetti espressi finora, con la loro implementazione strumentale, facendo attenzione ai controlli e dispositivi che maggiormente vengono sfruttati nell'ambito ecodoppler:

a. **Trackball:** usato per spostare oggetti sullo schermo (simile a quello dei mouse del PC), può mettere il Doppler box nella posizione desiderata. In genere ha pulsanti su entrambi i lati per selezionare le funzioni (la stessa metodologia che si riscontra sui pulsanti di un mouse per PC).

b. **Guadagno:** questa funzione è molto simile a un controllo della luminosità. Il segnale eco di ritorno viene convertito in un segnale elettronico dal trasduttore, che dovrà essere amplificato per produrre immagini sul monitor. Questa amplificazione del segnale è chiamata guadagno e regolerà la forza dell'eco ricevuto.

c. **Res** o **Zoom**: permette l'ingrandimento di aree dell'immagine ecografia. Ingrandendo l'area di interesse si ha il vantaggio di una visione più dettagliata dell'anatomia e dei movimenti.

d. **Fermo/freeze**: consente di bloccare l'immagine sullo schermo. Mentre l'immagine è congelata, si possono effettuare misurazioni, ed annotazioni sulla struttura degli organi che possono essere salvate.

e. **Pinza Caliper**: usata per misurare una distanza (nel rene ad esempio la lunghezza). Il punto di partenza viene selezionato premendo un determinato tasto, successivamente con la trackball ci si sposta fino ad individuare il secondo punto. La distanza tra i due punti sarà poi visualizzata sullo schermo e misurata in cm.

f. **Guadagnano di tempo, Time Gain**: è un adeguamento per la sensibilità ad ogni profondità che consente di compensare la perdita di segnale. Può essere impostato in modo che organi come il fegato abbiano luminosità uniforme a tutte le profondità. Si tratta di una serie di cursori multipli, in modo da poter impostare il guadagno di tempo diverso per ogni profondità.

g. **Pulse repetition frequency PRF**: rappresenta il numero di impulsi inviati al secondo, il rapporto tra B-mode e color mode in cui viene suddivisa generalmente è di circa 1:10.

h. **Potenza di emissione:** aumenta la sensibilità dello strumento ma anche il potenziale danno al paziente e il rumore rilevato.

i. **Angolo di steering:** utilizzato in modalità color viene tralasciato in modalità power vista la scarsa dipenda dall'angolo in quest'ultima tipologia. È rappresentato dall'angolazione del fascio di ultrasuoni compresa nella finestra ±30°. Di norma l'utente ha a disposizione dalle 3 alle 5 scelte, si cerca normalmente di mantenere un angolo d'insonazione inferiore a 60° combinando l'angolo di steering con l'angolazione della sonda.

j. **Color box**: volume di tessuto che viene investigato in modalità color, per migliorare il segnale in modalità color si cerca di ridurre le dimensioni di questa area.

k. **Soglia colore e livello di grigio:** specifica il limite d'intensità del segnale al di sopra del quale il segnale di ritorno viene rappresentato come proveniente da un tessuto (scala di grigi), e al di sotto della quale, viene invece identificato come valore della velocità del flusso sanguigno (colore).

l. **Profondità focale e di campo:** si possono settare assieme in maniera automatica, esiste comunque la possibilità di modificare il fuoco in maniera manuale all'interno del campo.

m. **Color gate:** identifica univocamente la lunghezza assiale del volume sotto esame nella modalità color Doppler.

n. **Color persistence:** permette di mediare nel tempo frames successive per ridurre il rumore casuale.

o. **Controllo della baseline:** la variazione di questo parametro permette di scegliere diversi range per identificare l'andamento in avvicinamento o in allontanamento del flusso. Generalmente se ne utilizza metà per ciascuna delle due direzioni.

p. **Color map:** permette di selezionare due tipi di modalità, assegnando diversi colori per diverse velocità, colori le cui tonalità più chiare indicano alte velocità e tonalità più scure indicato basse velocità. Le modalità utilizzate sono normalmente due BART (blue away, red towards) o RABT (red away , blue towards).

q. **Scala di velocità :** identifica l'intervallo di velocità rappresentato tramite colore, parametro che varia con la PRF e con la profondità a cui si trova il volume in esame.

r. **Guadagno di colore:** aumenta il numero di pixel riservati al color mode, amplificando i segnali utilizzati per visualizzare la velocità nei vasi.

s.

Fig.4.7 Esempio di tastiera di un'apparecchiatura ecodoppler.

5 Applicazioni e metodologie Doppler

Finora si sono viste le caratteristiche principali dell'effetto Doppler e della sua implementazione in ambito diagnostico, senza però entrare nello specifico delle diverse tecniche. Come già ampiamente elencato, determinante applicazione di questo principio fisico è la possibilità di studiare la circolazione sanguigna individuandone anomalie nel flusso, e nel contempo valutarne anche la direzione, fattore di primaria importanza nella verifica di scompensi cardiaci, epatoportali, venosi, o anche l'inversione di flusso sulle sovraepatiche, piuttosto che nell'asse splenoportale e nelle vene periferiche. La presenza di ostacoli parziali permette inoltre di registrare le turbolenze all'interno del vaso dovute al restringimento che forza il passaggio dei globuli rossi. L'analisi di alcuni parametri fisici consente alle apparecchiature Doppler di fornire utili informazioni, in quanto si riescono a calcolare le velocità di flusso sia arterioso che venoso, le resistenze e lo spettro vascolari, al fine di rilevare modificazioni patologiche delle pareti capaci di indurre anomalie funzionali.

L'ecografia Doppler, al contrario ad esempio delle angiografie che studiano solo il contenuto dei vasi, ha il vantaggio di aggiungere alla studio sulla velocità ematica anche la possibilità di analizzare lo stato della parete vascolare, evidenziandone alterazione come:

- *arteriti e flebiti (flogosi),*
- *trombosi venose e arteriosi (alterazioni ateromasiche),*
- *placche (calcificate e non, complicate e non, stima grado di severità stenosi indotta al lume vascolare),*
- *aneurisma (dilatazione patologica)*
- *mal-conformazioni (kinking e/o coiling),*

Alcuni studi[12] hanno dimostrato come l'esame Doppler può prevedere i risultati angiografici di alcune patologie nel primo periodo post-operatorio, necessitando comunque di un'osservazione continua per identificare una correlazione precisa tra l'alterazione quantitativa dei parametri Doppler ed i risultati agiografici. Altre ricerche invece[13] hanno evidenziato come l'ecotomografia ad alta risoluzione, pur rappresentando una tecnica di imaging non invasiva, rapida e relativamente

economica, che consente un'accurata valutazione delle alterazioni morfostrutturali (ad esempio articolari), può identificare il power color Doppler come un reale ed efficace completamento all'indagine ecotomografica.

Le apparecchiature Doppler consentono quindi di ottenere, simultaneamente ed in tempo reale, informazioni su morfologia e struttura degli organi esaminati e sulle caratteristiche di flusso nei vasi al loro interno, rappresentandole sotto forma di punti colorati secondo determinate convenzioni.

In questo capitolo verranno trattati alcuni casi, correlati a grandi organi e parti del corpo umano, in cui viene utilizzata l'analisi Doppler per evidenziare e rilevare diverse patologie. Come si vedrà lo studio color Doppler non può prescindere nella maggioranza dei casi da un completamento funzionale legato al Doppler pulsato, in quanto l'imaging dei flussi risulta in stretta relazione con la rappresentazione grafica del segnale, per evidenziare e soprattutto individuare il tipo di patologia presente nel paziente.

5.1 Stenosi e occlusioni

Restringimenti ed occlusioni arteriose, sono le cause di maggior utilizzo dell'ecografia Doppler in ambito diagnostico. Attraverso il termine *stenosi* si vuole indicare il restringimento di un condotto, nel nostro caso un vaso sanguigno, tale da rendere difficile, ma non da arrestare, il passaggio del sangue. Le stenosi possono essere di vario tipo, a seconda del grado di riduzione del vaso, dell'estensione, della durata, e della progressività, più o meno rapida, che può portare all'occlusione.

Se il lumen di un'arteria è ristretto, la velocità del flusso sanguigno, per il principio di continuità del flusso, cresce proprio a livello del blocco. Per valutare o meno la presenza di stenosi, si calcola il rapporto della velocità di picco sistolica, *peak systolic velocity (PSV).* Dividendo il valore di PSV della zona affetta da stenosi con quello ricavato da una zona adiacente normale, si ricava un valore numerico indicativo della gravità del restringimento. La misura di tale rapporto tra le PSV, rappresenta un criterio di diagnosi efficace, in quanto si è visto che un rapporto maggiore di 2 indica una stenosi emodinamicamente significativa, dell'ordine del 50%, mentre un rapporto con valori dal 3.7 al 4 indica una stenosi pari al 75% o più.

L'incremento della velocità di picco sistolica, tipico di una stenosi arteriale, è facilmente individuabile attraverso un'analisi di tipo Doppler. All'altezza del restringimento e nelle vicinanze, il flusso non è più laminare, ed utilizzando il Doppler pulsato (Fig 5.1), si nota un cambiamento della forma d'onda ed un allargamento dello spettro. La presenza simultanea di flusso anterogrado e retrogrado, sta ad indicare i casi più gravi.

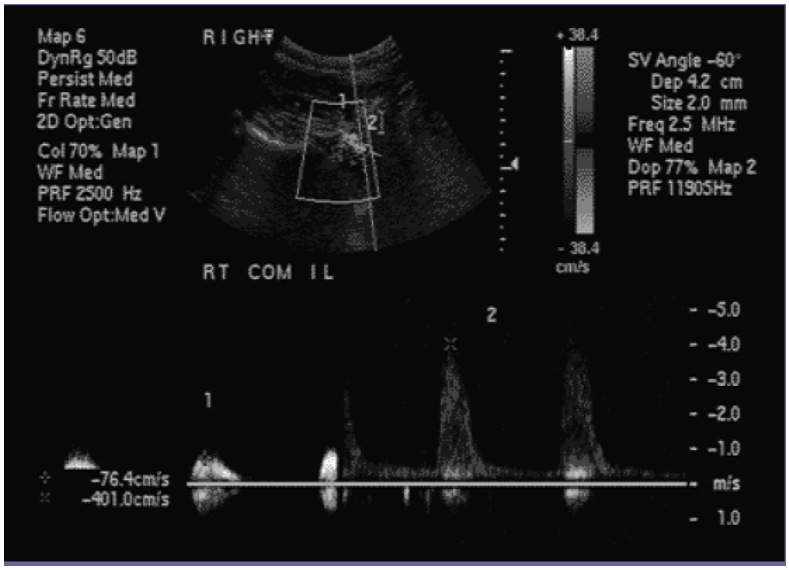


Fig 5.1 Analisi di una stenosi, attraverso il Doppler pulsato. La velocità intrastenotica è elevata (ds), in confronto a quella normale, prestenotica (sin).

Il CD è utile per fare una mappa dei vasi ed individuare tratti di possibile stenosi attraverso la visualizzazione di settori di restringimento. Le zone sospette vengono poi analizzate con il Doppler pulsato che fornisce lo spettrogramma nella porzione stenotica e nelle sue immediate vicinanze, consentendo il calcolo del rapporto PSV. Nella Fig. 5.2 è rappresenta una stenosi visualizzata con modalità color, si nota l'aliansing indicativo di una zona di shift ad alta frequenza, e quindi caratteristico di una possibile stenosi. Nella figura 5.3, si visualizza l'anomalia riscontrata nell'immagine precedente attraverso il Doppler pulsato, il valore di PSV è elevato, maggiore di 400 cm/sec (in genere si hanno velocità di picco sistolico inferiori a 150 cm/sec), mentre la velocità prestenotica è all'incirca di 80 cm/sec, il rapporto tra le PSV risulta di conseguenza pari a 5, individuando una stenosi maggiore del 75%.

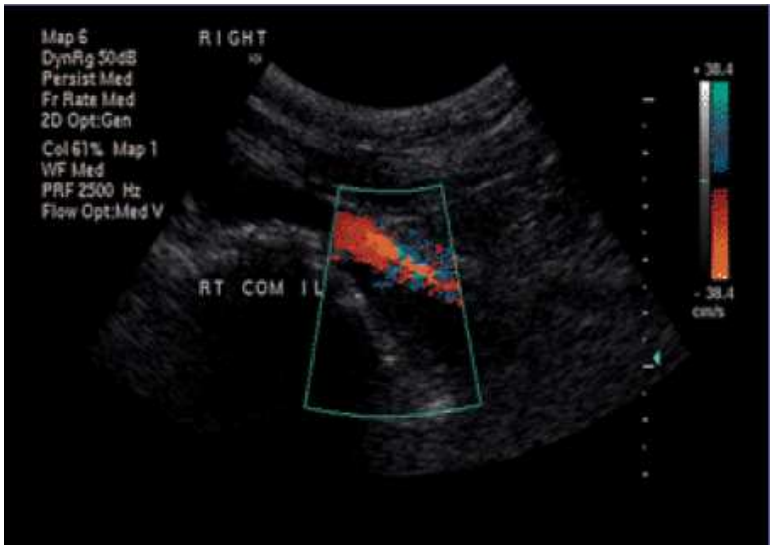


Fig 5.2 Effetto aliasing di una stenosi visualizzata con color Doppler.

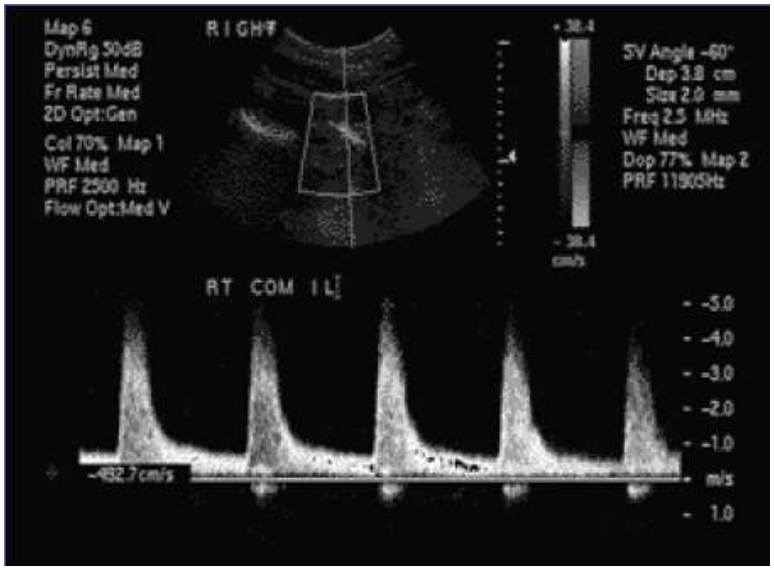


Fig 5.3 Spettrogramma riferito alla figura precedende ottenuto con il Doppler pulsato.

Il livello massimo di restringimento si ottiene con la chiusa totale del vaso. L'analisi di occlusione è abbastanza semplice e consiste nella mancanza di flusso rilevabile sia tramite color che pulsed (Fig 5.4). È fondamentale che tale assenza di flusso non sia però dovuta a motivi tecnici che riguardano l'apparecchiatura o il non corretto settaggio di alcuni parametri. Ad esempio la PRF deve essere posta a valori abbastanza bassi da consentire di rilevare un segnale a bassa velocità causato dall'occlusione.

La presenza di placche dense calcificate, la compressione dei vasi e stenosi severa oltre il limite di rilevabilità Doppler, sono causa di falsi-positivi, mentre una diagnosi falsa-negativa può essere dovuta all'erronea interpretazione del flusso ad alta velocità di vasi collaterali paralleli al segmento occluso (un falso positivo consiste nell'esito di un esame diagnostico, secondo cui è presente una malattia/disfunzione mentre in realtà non c'è, in genere avviene appunto per un difetto del metodo diagnostico: meno falsi positivi ci sono, maggiore è la sensibilità del test, mentre un falso-negativo rappresenta un esito di un esame diagnostico secondo cui una malattia non è presente mentre in realtà c'è). In presenza di un'occlusione acuta, possono venire trasmesse all'occlusione pulsazioni spurie, tali da produrre segnali Doppler stretti, a bassa velocità che non rappresentano il flusso vero del sangue. La forma d'onda distante dall'occlusione mostra spesso un andamento a bassa resistenza con perdita di flusso retrogrado in diastole, in quella fase del ciclo cardiaco corrisponde alla fase di riempimento del cuore, caratterizzata dal rilassamento e riposo degli atri e dei ventricoli; mentre presenta intenso flusso anterogrado in sistole, quando cioè avviene la contrazione ritmica della muscolatura degli atri e ventricoli, ripetuta alternativamente durante l'attività cardiaca.[II]

[II] Dal punto di vista meccanico, il ciclo cardiaco comincia con la sistole degli atri, mentre i ventricoli sono rilasciati; poi gli atri si rilasciano ed i ventricoli vanno in sistole; successivamente anche i ventricoli si rilasciano e dopo un breve intervallo, in cui sia gli atri sia i ventricoli sono rilasciati, comincia il ciclo successivo.

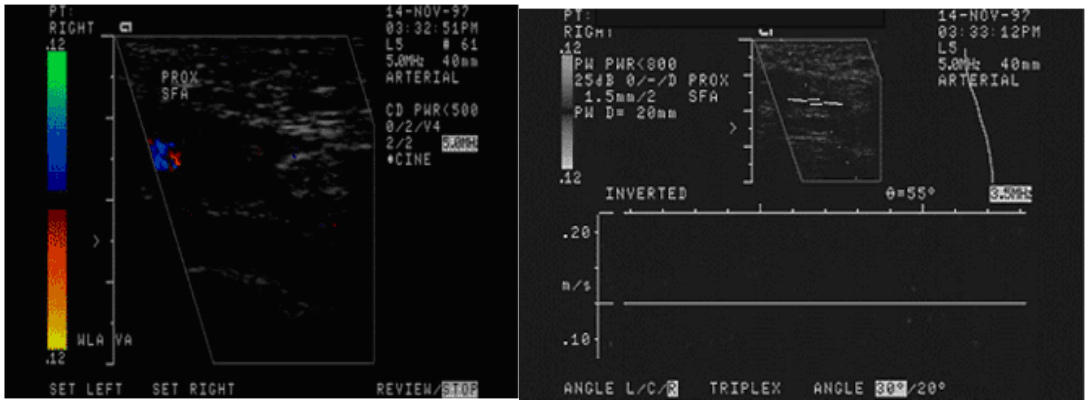


Fig 5.4 Color Doppler e Doppler pulsato in presenza di occlusione.

Nell'ambito delle diagnosi riguardanti le stenosi, un approfondimento merita l'eco color Doppler dei tronchi sopraaortici. Questo tipo di analisi risulta essenziale per lo studio della malattia ateromasica dei vasi che nutrono il cervello, ed è probabilmente assieme all'ecocardiografia, l'esame più frequentemente richiesto nella pratica clinica. Attraverso questa analisi si valuta il danno morfologico mediante la valutazione basale, eseguita con ecografia standard, ed il danno funzionale, mediante eco-Doppler, dell'intero tronco sovraaoritco, costituito dall'asse carotideo, dalla comune, che successivamente si biforca all'altezza della cartilagine tiroidea, nella carotide esterna (che con le sue diramazioni nutre le strutture extracraniche della testa) e nella carotide interna (distinta dalla precedente per la sua posizione più laterale e l'assenza, per il breve tragitto extracranico, di vasi collaterali), che penetrano nel capo, distribuendosi in rami collaterali e terminali.

Lo studio morfologico delle carotidi comincia con la valutazione del decorso e del profilo delle pareti dei vasi, identificando incrementi di spessore miointimale, IMT(in condizioni fisiologiche inferiore ad 1 mm), segno diretto dell'infarcimento lipidemico della parete interna del vaso. A seguito del danneggiamento endoteliale e delle reazioni di degenerazione che ne conseguono, l'ecografia è in grado di documentare la comparsa di placche e di discriminarne la natura adiposa o calcifica (queste ultime in genere più vecchie e legate a fattori come l'ipertensione arteriosa o il fumo), oltre a fornire indicazioni circa la morfologia del vaso. Attraverso il color Doppler, si riesce inoltre a stimare e graduare la severità della stenosi indotta dalle placche, evidenziando, come espresso precedentemente, alterazioni dell'emodinamica, mediante lo studio delle velocità di flusso. Questo indicherà se la terapia sarà di tipo conservativo o correttiva, fattore di estrema importanza richiedendo quest'ultima un intervento di chirurgia vascolare.

Un'analisi dello spettro può inoltre evidenziare altre informazioni sulla presenza di alterazioni steno-ostruittive del flusso come ad esempio:

- polso parvo e tardo: si verifica un crollo del picco sistolico e l'allungamento della fase diastolica, patognomico di stenosi distale all'emergenza del vaso,
- polso bifido: si verifica con duplice picco sistolico, spesso indiretta espressione di rigurgito aortico o cardiomiopatia ipertrofica,
- bunny waveform: espressione del furto succlavio ai danni della carotide.

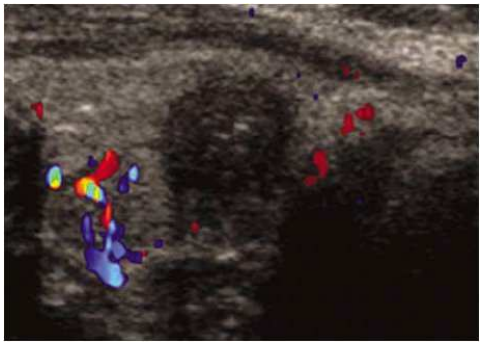
Quest'ultimo esame va completato con lo studio dell' arteria vertebrale, e dell'arteria succlavia, le cui stenosi sono strettamente correlate ad alterazioni della coordinazione motoria con acufeni[III] e vertigini. Si può infine aggiungere che un reverse flow in ambito color Doppler, è riscontrato nelle stenosi della succlavia maggiori del 70%.

5.2 Doppler tiroideo e para tiroideo

L'esame Doppler su tiroide e paratiroidi trova indicazione nello studio e nella caratterizzazione dei noduli, oltre ad essere utile nello studio funzionale della tiroide in corso di tipologie infiammatorie come le tiroiditi autoimmunitarie. L'ecografia tradizionale però, seppur individuando lesioni e disfunzioni, non riesce a definire in pieno la loro caratterizzazione ed il loro riconoscimento, costringendo al ricorso di manovre semi-invasive quali ad esempio l'agoaspirato.

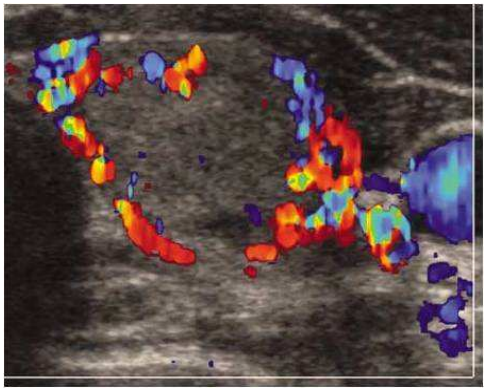
Se è vero che oggi nuovissime risorse come l'elastosonografia (tecnica che si propone di utilizzare gli ultrasuoni al fine di valutare le caratteristiche elastiche dei tessuti), ampliano il significato dei risultati, e marginalizzano le difficoltà riscontrate nella specificazione dei soli criteri morfologici ecografici, è altrettanto vero che la diffusione dell'ecografia come risorsa e strumento di diagnosi nelle patologie tiroidee trova ancora ampio margine. In questo si giustifica il ricorso, nell'ambito dell'esame ecografico di base, all'esplorazione color power Doppler dei noduli[14], allo scopo di identificare alcuni pattern e/o modelli di vascolarizzazione, che possono risultare strettamente, anche se non univocamente, correlati alla natura maligna piuttosto che benigna dei nodulo stessi.

- Pattern o modello 0-1: nello specifico, in linea di massima, le lesioni tiroidee avascolarizzate sono strettamente, anche se non univocamente correlati ad una natura benigna. Nell'immagine è rappresentato un nodulo tiroideo ipoecogeno, avascolarizzato, con margini netti e piccole calcificazioni interne.

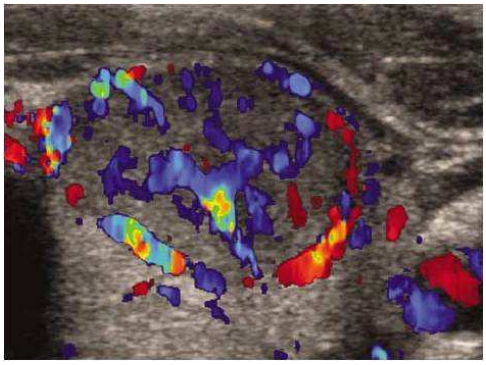


[III] Sensazione uditiva non determinata da suoni ambientali, bensì dovuta a disturbi dell'orecchio che possono essere di natura infiammatoria, degenerativa o circolatoria. Si manifesta generalmente con fischi o sibili.

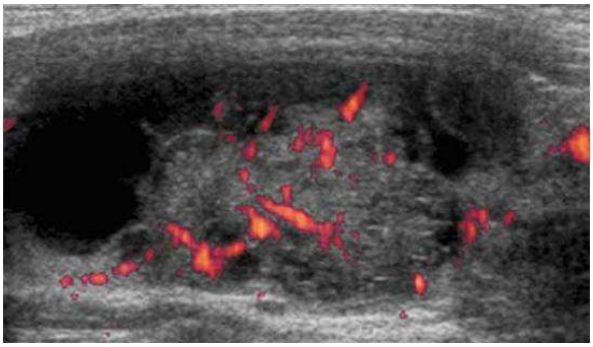
- Pattern 2: le caratteristiche sono simili al modello 0-1 ovvero con uniforme rim periferico. In questo caso s'osserva un nodulo solido, isoecogeno ed a margini netti, con tipica vascolarizzazione periferica.



- Pattern 3a: si notano lesioni con vascolarizzazione caotica e disorganizzata, caratterizzato da una uniforme, armonizzata ed incrementata vascolarizzazione, tipica dell'adenoma attivo.



- Pattern 3b: la figura a fianco mostra il segnale centrale e periferico visto nel precedente esempio, con evidenza tuttavia di aspetto caotico, fortemente significativo delle lesioni maligne. Nell'esempio l'ecostruttura mista che lo differenzia dall'adenoma permette di orientarsi per un carcinoma papillare.



L’eco-color Doppler, tuttavia, trova forse maggiore utilità nell’indicazione allo studio delle tiroidi autoimmunitarie. Accanto alle informazioni morfologiche, l’incrementata vascolarizzazione della ghiandola, la presenza di indici emodinamici alterati, le alte resistenze, assieme a velocità di flusso maggiori di 45 cm/sec, riscontrabili nell’arteria tiroidea inferiore, permettono con elevata efficacia di identificare pazienti con stadi di attività della tiroidite autoimmunitaria, individuando già una discriminazione tra il morbo di Basedow (che rappresenta la più diffusa forma di ipertiroidismo), in cui la velocità di flusso e maggiore di 70 cm/sec, e la tiroidite di Hashimoto (o ipotiroidismo cronico) che tipicamente presenta velocità oltre la soglia di norma, ma comprese tra 45 e 60 cm/sec.

Assieme alla tiroide si trovano le paratiroidi, piccole ghiandole adagiate sui profili antero-superiore e postero-inferiore della tiroide stessa. La più frequente patologia d'interesse ecografico, spesso incidentale ad uno studio indipendente del collo e della tiroide in particolare, è rappresentato dall'iperplasia paratiroidea che spesso nasconde un concorrente adenoma paratiroideo. L 'adenoma funzionante della paratiroide induce un

elevato incremento degli indici ematici di paratormone, l'ormone prodotto dalle paratiroidi, con conseguenti alterazioni sul metabolismo da esso controllato, quello di alcuni elettroliti, il calcio in particolar modo, che modifica la capacità di conduzione elettrica delle fibre nervose, muscolari (crampi e/o debolezza muscolare) e cardiache (aritmie che possono portare al blocco cardiaco). Un incremento degli indici ematici di calcio indurranno infine una anomalia del filtro renale con conseguente incremento della suscettibilità alla calcolosi renale. L'ecografia e l'ecografia Doppler identificano le lesioni e, seppur non sempre, sono in grado di discriminarne accuratamente la natura, osservando un incremento di spessore delle paratiroidi, e la presenza di una lesione nodulare, ipoecogena, ben delimitata e riccamente vascolarizzata. Proprio a causa della stretta correlazione tra le ghiandole in questione, uno dei limiti riscontrabili nell'uso diagnostico ecografico, su questo tipo di patologie, è rappresentato dalla difficoltà di discernere tra una pertinenza tiroidea e paratiroidea della patologia.

5.3 Ecodoppler dei grossi vasi addominali, anse intestinali, reni e surreni

La diagnosi Doppler dell'Aorta e dei vasi addominali, reni, surreni e anse intestinali, costituisce una richiesta frequente, specie in corso di ipertensione arteriosa e malattia ateromasica. L'esame Doppler inizia con una valutazione morfologica dei vasi dell'albero gastroenterico (stomaco, intestino e strutture a essi correlate: fegato, esofago, colecisti), tra cui il tripode celiaco che assieme alle due arterie mesenteriche, fornisce sangue all'apparato digerente. Il complesso di vasi del tripode rappresentato da una diramazione dell'aorta addominale, da cui si originano le arterie epatiche, splenica e gastrica sinistra e che irrora fegato, milza e stomaco viene valutato, utilizzando il color Doppler, per le modificazioni patologiche del calibro, generalmente inferiore ai 6 mm, per la direzione e le anomalie del flusso, e per eventuali ostruzioni. Una riduzione dell'apparato ematico all'intestino, non è una patologia da sottovalutare in quanto può condurre all'insufficienza celiaco-mesenterica, che ad esempio, nelle fasi post pranzo può determinare l'ischemia cronica celiaco mesenterica o angina abdomnis la quale si manifesta con dolore addominale di tipo crampiforme che insorge dopo 15-40 min dal pasto. La valutazione Doppler delle anse intestinali si completa con lo studio delle arterie mesenterica superiore ed inferiore; la prima delle quali mostra spiccate correlazioni con le più comuni patologie infiammatorie e vascolari del tubo digerente, di cui è il principale vaso.

Si possono inoltre rilevare ulteriori lesioni e/o patologie riguardanti i grandi vasi addominali. Una modificazione patologica delle velocità di picco sistolico, del tracciato (Fig 5.5), e degli indici di resistenza, possono fornire utili discriminanti diagnostici, sia verso la già precedente citata insufficienza cronico celiaca mesenterica, che verso altre diagnosi, come la malattia infiammatoria cronica dell'intestino. Ad esempio l'identificazione di fenomeni infiammatori e l'incremento della vascolarizzazione, individuata tramite il power Doppler, associati alla presenza di velocità di flusso maggiori di 200 cm/sec, con indici di resistenza arteriosa inferiori a 0.85 nelle forme

inattive, ed inferiori a 0.8 nelle forme attive, permettono di individuare la malattia di Crohn[IV], e risultano ancora più specifici nelle fasi di ri-acutizzazione della malattia.

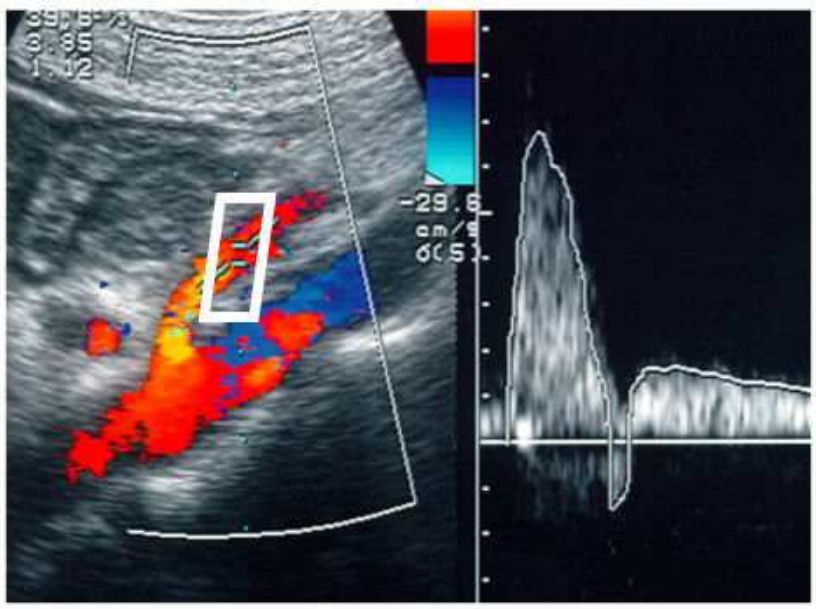


Fig 5.5: Una modificazione patologica delle velocità di picco sistolico e perdita del caratteristico reverse flow, in corso di cirrosi con consolidata ipertensione portale.

5.3.1 Aorta e vena cava

L'osservazione dei grossi vasi addominali, trova però, per notevole maggioranza, applicazione nell'asse aortico-cavale, rispettivamente l'arteria e la vena più grosse del corpo umano. Disposte in maniera parallela davanti alla colonna vertebrale, queste due grosse strutture vascolari permettono di mantenere la circolazione da e per i distretti addominali posti sotto il diaframma. L'analisi dei segnali Doppler, e dello spettro vascolare, permettono di individuare la malattia ateromasica nell'aorta addominale, bersaglio tipico, sia per l'insorgenza di placche calcifiche che comportano conseguenti irrigidimenti parietali, che per conseguenze patologiche come le ectasie e gli aneurismi aortici[V]. Attraverso l'analisi color e power Doppler si valutano le alterazioni morfologiche del vaso, stimando calibro (normale fino a 3 cm) e decorso; si esplorano le pareti dei vasi, ricercando placche per capire se sono di tipo fibrocalcifiche o fibroadipose, ulcerate o emorragiche; e si verifica il grado di ostruzione, con il semplice

[IV] Malattia infiammatoria cronica che interessa prevalentemente l'ansa terminale dell'intestino tenue (50-60% dei casi) e l'intestino crasso (15-20% dei casi). Le cause di questa malattia sono ancora sostanzialmente sconosciute, ma è certa una base autoimmune.

[V] Per estasia si intende la dilatazione diffusa, espansione o distensione, di un dotto, un canale, un vaso o un organo cavo, mentre per aneurisma si indica una dilatazione permanente circoscritta di un'arteria: può essere congenita, oppure formarsi per sfiancamento della parete arteriosa nel punto in cui esiste una lesione, generalmente ateromasica.

calcolo: lume vascolarizzato/lume reale*100. Infine la valutazione del diametro antero posteriore dell'aneurisma, la sua localizzazione ed estensione completano lo studio morfologico. L'indagine funzionale si sintetizza nella ricerca di turbolenze, e di ipotetiche iniziali dissezioni aortiche, rappresentate da anomali tragitti del segnale vascolare verso iniziali fissurazioni della parete, che sono minaccia seria per la salute del paziente. Per finire l'esame dello spettro vascolare permette di verificare eventuali discinesie (movimento anormale ed incontrollato) nella propagazione del segnale vascolare.

5.3.2 Reni e surreni

L'esame dei reni e dei surreni trova indicazione nello studio delle insufficienze renali croniche *(IRC)*, nello studio dell'ipertensione arteriosa di sospetta natura nefrovascolare, nella valutazione dei potenziali rigetti e nel normale funzionamento dei trapianti renali[15][16]. Rispetto alla tradizionale valutazione delle dimensioni dell'emuntorio[VI] (diametro maggiore generalmente non inferiore ai 9-11cm), al rispetto dei rapporti tra la parte vascolare escretice (la zona centrale o midollare) e la parte funzionale o nefronica (la zona corticale), alla valutazione dell'ecogenicità del tessuto specifico dell'organo (in genere tanto più è incrementata a livello della corticale rispetto alla midollare tanto più avanzata è l'insufficienza o la nefropatia correlate) lo studio delle nefropatie e dell'eventuale correlazione con la IRC; non può prescindere anche da valutazioni funzionali mediante eco-Doppler.

Una ridotta vascolarizzazione diffusa in tutto il parenchima, in particolare a livello delle arteriole corticali, visualizzata attraverso una riduzione importante all'analisi delle velocità di picco sistolico, fino all'appiattimento dello spettro (allungamento fase distolica), sono segno di un'importante sofferenza renale. Inoltre lo studio Doppler di alcuni indici emodinamici, associato agli indici di resistenza delle arterie renali corticali (con valori normali inferiori a 0.7), forniscono informazioni indirette sul grado di deficit funzionale, "pesando" il grado di nefroangiosclerosi (l'aterosclerosi dei piccoli vasi corticali tipica ad esempio di pazienti anziani o diabetici).

[VI] Ciascuno degli apparati che hanno la funzione di eliminare i prodotti catabolici dell'organismo.

Fig 5.6 Power doppler effettuato sulle arteriole renali in un caso di trapianto.

5.3.3 Ipertensione arteriosa

L'impiego dell' eco Doppler è essenziale per lo studio delle ipertensioni arteriose di sospetta natura nefrovascolare, per la sua capacità di esplorare gli assi arteriosi sia a livello ostiale (l'emergenza dell'arteria renale dall'aorta) che ilare (l'imbocco dell'arteria renale a livello del seno renale) con la stessa semplicità con cui si campionano le prime diramazioni delle arterie renali, la corticale e le arteriole corticali. L'uso dei mezzi di contrasto, può completare queste valutazioni funzionali permettendo di studiare la perfusione arteriosa mettendo in evidenza difetti di transito utili a discriminare le nefroangiosclerosi o le stenosi arteriose ilari od ostiali, conducendo alla diagnosi dell'ipertensione arteriosa secondaria, forma meno frequente di ipertensione (meno del 5% dei casi) ma estremamente importante da identificare, perché correggibile mediante un intervento in angioplastica.

La metodologia doppler attraverso l'identificazione di modificazioni di alcuni parametri emodinamici, in particolar modo la velocità di picco sistolico (valori patologici oltre 150 cm/sec), è estremamente sensibile nella diagnostica delle ipertensioni arteriose dovute alla presenza di placche ateromasiche che ostruiscono severamente il lume dei grossi vasi arteriosi.

Lo studio dell'arteriola corticale, invece, mira a esaminare soprattutto lo spettro, identificando alterazioni del tracciato o degli indici emodinamici come l'indice di resistenza, il cui incremento oltre 0.70 è estremamente indicativo non solo di

sofferenza dell'emuntorio interessato (ad esempio in corso di insufficienza renale) ma anche della presenza di nefroangisclerosi medio-severa.

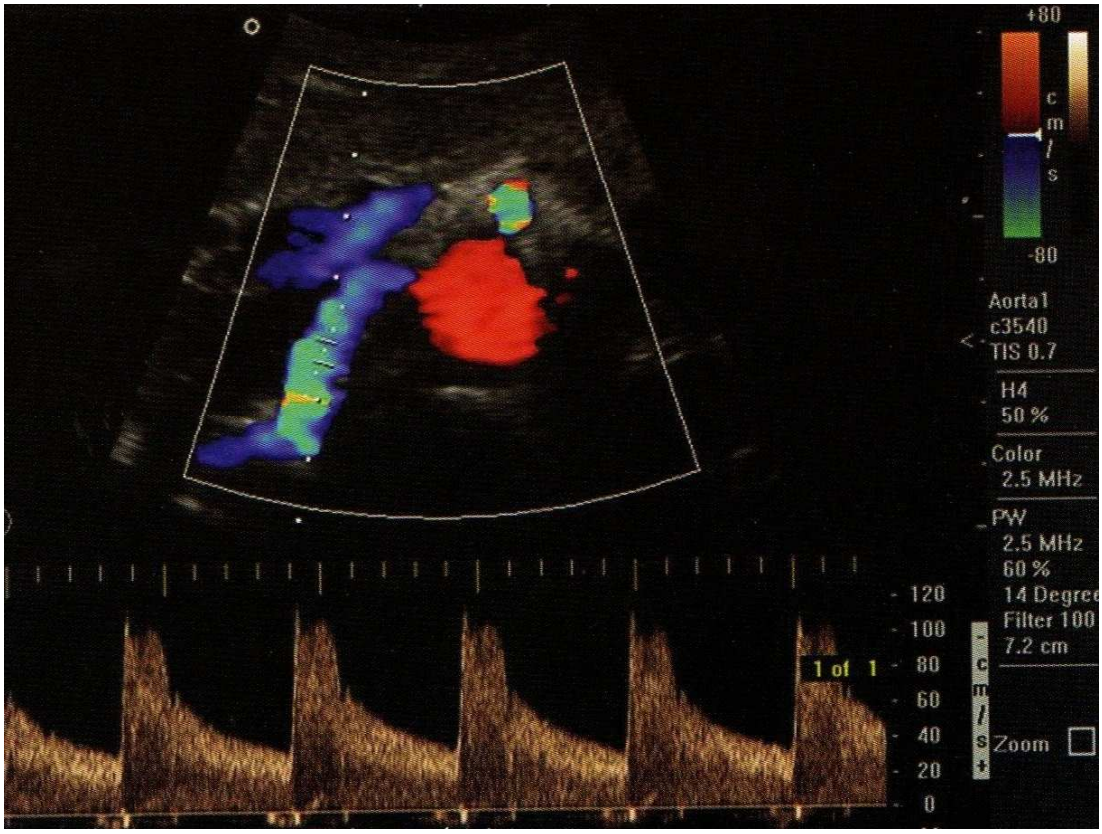


Fig 5.7 Immagine duplex dell'arteria renale destra, color e pulsed Doppler.

5.4 Doppler portale, fegato, vie biliari e sistema steno-portale

Il Doppler portale costituisce un esame diagnostico essenziale nello studio delle alterazioni funzionali che conseguono agli stadi avanzati, pre o cirrotici delle epatopatie croniche. Come in tutti gli esami Doppler si comincia da una valutazione morfologica, in questo caso del fegato per individuare eventuali epatopatie diffuse, e della milza, il cui volume tende ad aumentare oltre ai 45 cmq, fino a raggiungere anche valori di 90 cmq diretta conseguenza degli incrementi di pressione a livello del circolo splenoportale per l'irrigidimento post-cirrotico e l'incremento delle resistenze epatiche.

L'esame morfologico continua con la valutazione:

- della vena porta (diametro a.p.>12mm) ,
- della vena splenica (diametro a.p.>10mm),
- di eventuali circoli collaterali (ectasia della gastrica sinistra, varici, shunt splenorenali),
- dell'ascite, versamenti liberi in cavità addominale superiore (periepatica e perisplenica) e inferiore (scavo del Douglas).

Successivamente l’esame funzionale prevede di:

- valutare la dinamica dell'asse splenoportale, in particolare la riduzione dell'elasticità vascolare con perdita dell'escursione inspiratorio-espiratoria del calibro,
- valutare la dinamica delle sovraepatiche, i vasi si afflosciano in fase espiratoria e tendono a distendersi nelle fasi inspiratorie; quest'escursione viene perduta in corso di cirrosi, poiché l'irrigidimento del fegato assottiglia le vene e ne annulla l'escursione.

L'esame si completa quindi con lo studio color Doppler vero e proprio che permette di identificare flussi e parametri relativi ai flussi.

L'analisi degli indici emodinamici fornisce essenziali informazioni sulle velocità di transito a livello portale (le velocità massime tendono a presentare medie <24 cm/sec) e delle sovraepatiche. Si identifica quindi la distribuzione dei flussi, che appaiono normalmente epatopeti (direzionati verso il fegato) nell'asse portale ed epatofughi (in allontanamente dal fegato) a livello delle sovraepatiche, la diversa direzione è facilmente individuabile attraverso la diversità di colore per flussi opposti. L’ecografia rileva inoltre la presenza di turbolenze del segnale o l'assenza settoriale di segnale vascolare in presenza di trombosi parziali o complete dell'asse splenoportale o delle sue diramazioni intraepatiche. Infine attraverso il Doppler pulsato si analizzano i parametri emodinamici fornendo informazioni utili sulla distribuzione del circolo:

- **distribuzione del circolo portale**: il tracciato portale normale appare fluttuante, o meglio oscillante, mentre tende ad appiattirsi con il peggiorare della epatopatia nelle sue fasi cirrogene,
- **distribuzione del circolo delle sovraepatiche**: il tracciato è detto trifasico e tende a subire un appiattimento, portalizzazione, con l'evolvere dello scompenso emodinamico cirrogeno.

I dati possono venire successivamente ampliati con la rilevazione dei vari indici di resistenza delle arterie prese in esame per permette di stimare la severità dell' "ipertensione portale", in maniera più completa, in particolare si parla di indici di resistenza:

- dell'arteria epatica (indici di resistenza patologici >0.70),
- dell'arteria splenica (indici di resistenza normali <0.60),
- dell'arteria renale interlobare o corticale (indici di resistenza patologico >0.70),
- dell'arteria mesenterica superiore (indici di resistenza normali >0.85).

5.5 Doppler in gravidanza e Doppler transcranico

La dipendenza del valore stimato di velocità dall'angolo di insonazione ha suggerito che anziché i valori assoluti di velocità media o massima stimati dall'apparecchiatura, si introducessero dei parametri il più possibile indipendenti dall'angolo e basati sul rapporto tra segnali. Tali rapporti sono ovviamente legati alla particolare forma d'onda del flusso nel distretto che si sta investigando, che a sua volta dipende, in modo abbastanza complesso, da fattori "geografici", quali ad esempio, la distanza dal cuore del vaso investigato, oppure da fattori "geometrici", quali ad esempio la resistenza vascolare a valle del punto di misura o l'elasticità del vaso in esame. Questi ultimi due parametri e la fluidodinamica locale vengono parecchio modificati in presenza di alterazioni vascolari come stenosi, aneurismi, ecc.

Si devono ottenere quindi informazioni il più possibile accurate attraverso l'analisi del segnale Doppler, e per farlo sono stati identificati degli indici:

- il rapporto sistole/diastole S/D,
- l'indice di resistenza, RI= (S-D)/S,
- l'indice di pulsatilità, PI=(S-D)/$f_{media.}$

Gli indici sono ricavabili dall'analisi spettrale, misurabili dall'ampiezza del doppler shift: il punto più alto del grafico rappresenta il valore di S, mentre quello più basso il valore di D. Esistono comunque altri metodi basati sullo studio della morfologia dell'onda.

In ambito ostetrico, la valutazione degli indici consente una sorta di monitoraggio della crescita del feto. Ad esempio, poiché in una gravidanza normale l'indice S/D e l'indice R/I dell'arteria uterina diminuiscono con l'avanzare della gravidanza, quando si raggiunge una stabilizzazione, in assenza di questa diminuzione fisiologica, l'incidenza di patologie in ambito fetale aumenta notevolmente.

Le stesse tecniche sono molto utilizzate anche nella monografia Doppler transcranica, che analizza il flusso ematico nelle arterie del circolo di Willis e nelle arterie del sistema vertebrobasilare sfruttando le quattro finestre di accesso transcraniche: transtemporale, transorbitale, transforaminale e submandibolare. Per identificare l'arteria, si sfrutta sia la conoscenza della profondità del volume campione sia la possibilità di eseguire manovre di compressione delle carotidi per indurre risposte emodinamiche riconoscibili nelle arterie craniche. Nel contesto del Doppler transcranico, la comparsa di indici di pulsatilità superiori a 1,2 è legata ad aumenti di pressione intracranica, mentre valori inferiori a 0,8 possono rivelare la presenza di malformazioni arteriovenose e di stenosi.

5.5.1 Doppler in gravidanza

La crescita fetale intrauterina è un processo biologico continuo e complesso, in quanto svariati fattori di origine materna o fetale possono influire. Un esempio di patologia può essere rappresentato da un ritardo nella fisiologica evoluzione del feto, che va sotto il nome di *ritardo di accrescimento intrauterino* (IUGR, Intra-Uterine Growth Restriction), evento che interessa circa il 7% delle gravidanze e può avere

effetti estremamente pericolosi. Nei feti affetti da questa malattia c'è un incremento degli indici S/D e RI, sia per quanto riguarda l'arteria uterina, sia per quella ombelicale, dovuto ad un aumento delle resistenze vascolari a livello placentare.

Le cause sono generalmente legate a patologie di tipo congenito, presenti quindi fin dalla nascita, quali anomalie cromosomiche, genetiche, malformative o a processi infettivi intrauterini; mentre fra le cause materne, la più frequente riguarda l'insufficienza placentare, cioè una riduzione della capacità funzionale della placenta dovuta a svariati fattori, e che si manifesta soprattutto nella seconda metà della gravidanza. Nel caso in cui la placenta non funzioni in modo corretto, inizia una serie di progressivi adattamenti nell'ambiente intrauterino che portano ad una riduzione dell'accrescimento fetale e che nel peggiore dei casi possono determinare la morte.

Con la Doppler flussimetria, si riescono ad indagare i flussi nel distretto materno-fetale, e nel caso dell' IUGR, si riescono ad evidenziare le alterazioni di questi ultimi, tipiche della patologia. Si prendono in esame i flussi della madre analizzando l'arteria uterina e del feto analizzando arteria ombelicale, cerebrale e distretto venoso. Viene impiegata di norma nelle gravidanze a rischio (ipertensione, diabete, parto prematuro, malattie cardiache) per monitorare la gravidanza e stabilire il timing e le modalità del parto.

In questo ambito si possono distinguere quattro diverse tipologie di analisi[17]:

- **Doppler arterioso fetale**: le forme d'onda Doppler dell'arteria ombelicale, rispecchiano lo stato della circolazione placentare e l'aumento del flusso teledistolico che si osserva con il progredire della gestazione. Un'inversione del flusso diastolico nella circolazione dell'arteria ombelicale o una sua completa assenza è comunemente associata a un grave IUGR. Queste forme d'onda e le analisi Doppler relative possono essere ottenute da qualunque segmento lungo il cordone ombelicale. Oltre all'arteria ombelicale, di fondamentale importanza è l'arteria cerebrale media, il vaso cerebrale più accessibile all'imaging ecografico nel feto che trasporta oltre l'80% del flusso sanguigno cerebrale e che normalmente presenta un flusso anterogrado continuo ed a alta resistenza, opposto a quello del cordone ombelicale. Le arterie cerebrali destra e sinistra rappresentano i rami principali del circolo di Willis nel cervello fetale. Il circolo di Willis, rifornito dalle carotidi interne e dalle arterie vertebrali, può essere visualizzato con l'eco-color Doppler in un piano traverso del cranio fetale, ottenuto alla base del cranio. In tale piano traverso, le arterie medie prossimale e distale sono osservate nel loro asso lungo presentando un decorso quasi parallelo al fascio di ultrasuoni. Con questo posizionamento si realizza un coseno di zero gradi, pertanto la misura rispecchierà accuratamente la velocità del vaso.
- **Doppler venoso fetale**: lo studio Doppler ottenuto dalla circolazione venosa centrale nel feto riflette lo stato fisiologico del ventricolo destro. Specifiche informazioni per quanto riguarda il precarico del ventricolo destro, la compliance del miocardio e la pressione teledistolica ventricolare destra possono essere ricavate dall'ecodoppler della vena cava inferiore e del dotto venoso del feto; inoltre sovrapponendo l'immagine alla visualizzazione in scala di grigi, è possibile identificare il dotto venoso nel punto in cui si stacca dalla vena porta. La presenza di turbolenze, a causa del lume ristretto,

permette inoltre di identificare il dotto venoso nelle fasi inziali della gestazione.

- **Doppler cardiaco fetale**: per ottenere immagini accurate, bisogna innanzitutto che l'imaging del cuore fetale sia adeguato, agendo nel caso sul contrasto, riducendo al minimo la profondità del monitor di visualizzazione, insonando correttamente il cuore, allargando l'area di interessa attraverso lo zoom. Quando si aggiunge il color Doppler all'immagine, occorre selezionare le scale ad alta velocità, perché la circolazione del flusso cardiaco è più elevata rispetto alla circolazione periferica. Diverse alterazione del Doppler osservate in associazione a IUGR fetale nella circolazione periferica sono direttamente correlate all'adattamento del cuore fetale, e anche se l'aggiunta del doppler può migliorare la gestione del feto con tale patologia, mancano tuttora studi sulla valutazione clinica prospettica del feto con IUGR mediante questo tipo di metologia.
- **Doppler placentare**: con l'ampia applicazione del Doppler spettrale e del color Doppler nell'imaging ecografico nello studio della circolazione uteroplacentare, ombelicale e fetale, una potenziale estensione dello stesso può riguardare l'esame del flusso ematico nelle arterie intraplacentari. L'analisi della perfusione placentare però, non si è dimostrata, ad oggi, utile e tale tecnica è ancora in fase di sperimentazione.

5.5.2 Eco-color Doppler transcranico

Gli ultrasuoni in campo neurologico, vengono utilizzati da tempo nello studio della patologia vascolare, ma solo negli ultimi anni, grazie allo sviluppo di appositi software e di sonde dedicate si è esteso anche alla patologia cerebrale. La continua ricerca e l'investimento fatto da alcune case produttrici di apparecchiature biomediche hanno permesso di poter aggirare quell'ostacolo rappresentato dalle ossa cerebrali, che costituivano una barriera difficilmente penetrabile per gli ultrasuoni. Con la realizzazione di nuovi strumenti, e la correlata possibilità di ottenere immagini più nitide ed utilizzabili, gli studi sulla patologia circolatoria cerebrale acuta e cronica, sia arteriosa che venosa hanno subito un notevole sviluppo, realizzando altresì la nuova figura professionale del *neurosonologo.*

Sebbene la patologia cerebrale trovi e mantenga i suoi cardini nelle diagnosi ottenute tramite TAC e RMN, l'uso della metodica ultrasonora rappresenta un'innovazione che racchiude in se tutti i vantaggi tipici degli ultrasuoni e non riscontrabili in altre tecniche di imaging: basso costo d'esercizio, non invasività, ripetibilità e possibilità di eseguire l'esame anche con il paziente a letto.

L'uso specifico dell'eco-color Doppler transcranico o più precisamente della sua innovativa metodica, trova anche altre applicazioni, ad esempio[18]:

- ricerca di stenosi intracraniche,
- occlusione e ricanalizzazione dei vasi cerebrali,

- ricerca di passaggi e/o accessi nel forame ovale con shunt cardiaco dx-sx,[VII]
- ricerca di microemboli cerebrali.

5.6 Conclusioni

Come già accennato, gli ultrasuoni rappresentano una delle modalità di imaging più utilizzate al mondo e nel corso degli anni, si sono adattati a molte applicazioni attraverso la creazione di nuove tipologie di array specifiche per i diversi ambiti clinici, l'analisi dei segnali, le misurazioni e le tipologie di visualizzazione. I fattori su cui si è basata e si basa l'evoluzione degli ultrasuoni in medicina riguardano l'abilità nel rivelare l'anatomia ed il movimento dinamico degli organi oltre a riuscire ad identificare nel dettaglio il movimento dei flussi corporei. Le capacità diagnostiche continuano a migliorare così come la qualità dell'immagine, la convenienza, la facilità d'uso, la capacità di poter trasferire e manipolare l'immagine e la portabilità della strumentazione. Il potenziale diagnostico dell'imaging ultrasonoro sembra essere solo all'inizio e molti ambiti risultano tutt'ora inesplorati. La combinazione tra il continuo incremento delle prestazioni elettroniche e la migliore comprensione sull'interazione tra ultrasuoni e tessuti permetteranno ai sitemi d'imaging un aumento della complessità. In futuro è auspicabile che i principi relativamente semplici su cui si basa il funzionamento delle tecnologie di diagnosi ultrasonora saranno sostituiti da più complessi algoritmi per l'analisi del segnale, al fine di ottenere maggiori e migliori informazioni diagnostiche.

La tesi si è focalizzata su come vengono implementati ed utilizzati gli ultrasuoni nel campo dell'ecografia di tipo Doppler. In questa trattazione si è scelto di analizzare l'immagine ecografia, limitandosi al campo della doppler-flussimetria, approfondendo le tecniche ecodoppler. L'argomento è di particolare interesse dato lo sviluppo delle capacità e delle funzionalità di questo tipo di dispositivi per diagnosi: la tecnologia sia hardware che software si è evoluta a tal punto da aumentare la quantità e la qualità dei servizi che possono venire utilizzati da personale medico ed offerti al paziente.

Le applicazioni già esistenti e quelle sviluppabili nel campo medico riguardanti le onde ultrasonore sono innumerevoli, sia per le tecnologie che questi dispositivi integrano e sia perché l'impiego degli ultrasuoni non si focalizza solamente su di un determinato ambito, ma trova diffusione in quasi tutti i settori della medicina e delle specialità cliniche, con fini diagnostici e terapeutici. In questo contesto l'ecografia Doppler può definirsi una tecnologia relativamente recente, in quanto risalente all'inizio degli anni ottanta, ma che si avvale di un forte sviluppo promosso da un elevato interesse delle case produttrici di apparecchiature, ad ottenere ed offrire strumenti di diagnosi sempre più completi, portatili ed innocui.

[VII] Lo shunt circolatorio destro-dinistro si ha in caso di ostruzione della circolazione polmonare. Si determina così un rimescolamento di sangue venoso non ossigenato con il sangue arterioso, ciò determina cianosi e ritardi di crescita.

Nella trattazione, partendo da una panoramica iniziale sugli ultrasuoni, si è passati ad analizzare nello specifico l'effetto Doppler e la sua implementazione diagnostica. Le tecniche utilizzate dai flussimetri, nella totalità dei casi, sono quelle del Doppler continuo e pulsato per riuscire a definire il valore del Doppler-shift e la trasformazione in traccia cromatica dello stesso. La visualizzazione sullo schermo tramite colore è stata approfondita e diversificata a seconda dei vari utilizzi entrando nello specifico delle tecniche Color e Power esponendo differenti casi specifici .

L'analisi non si è limitata ad elencare le caratteristiche e le differenze tra le sue tecniche ma sono stati inseriti anche dei paragrafi riguardanti le problematiche che possono insorgere nell'interpretazione del segnale e la necessità di avere un sistema di controllo per quanto riguarda la qualità di visualizzazione su questi sistemi. Esistono sì degli standard di riferimento, ma non una completa copertura su tutti i punti, mancando ad esempio modelli di phantom standardizzati capaci di controllo sulla risoluzione spaziale, che vanno richiesti e costruiti appositamente. Inoltre l'utilizzo di mezzi di contrasto nell'ecodoppler, la cui tecnologia si può considerare matura da una decina d'anni, richiede sensibilità e attenzione, in quanto i potenziali effetti negativi, studiati prevalentemente su animali hanno rilevato effettivamente potenziali danni a seconda del regime di MI a cui si opera.

Non è stato difficile trovare fonti che riguardassero l'argomento, ma molte esponevano solamente linee generali, il più delle volte ripetute, con ambio spazio dedicato alle velocità ematiche e meno all'utilizzo in altri settori. Nonostante le molte applicazioni presenti che fondano il loro utilizzo sugli ultrasuoni, risultano pochi ed in molti casi incompleti, studi su di essi e sulle loro applicazioni biomediche, specie le più recenti. Non sono altresì presenti opere in italiano, se non in misura minima, che trattino la materia in modo esauriente, così come risulta difficile trovare trattazioni aggiornate e non troppo specialistiche su argomenti il cui interesse è destinato ad aumentare progressivamente nel corso del tempo, come il Doppler 3D.

La diffusione in medicina di tecniche diagnostiche come l'ecografia di tipo Doppler, aumenteranno esponenzialmente nel corso di questi anni andando di pari passo con l'evoluzione elettronica e dei software. Dovrebbe di conseguenza sussistere un più stretto legame tra l'ambito medico e quello ingegneristico per colmare lacune presenti, a mio avviso, da entrambe le parti, fornendo ad esempio opportunità di documentazione o di formazione di più facile accesso. Nello svolgere la mia ricerca ho notato che manca una sorta di legame culturale forte tra la parte medica e la parte ingegneristica, che probabilmente limita e rallenta il crescere di una consapevolezza comune di quanto sia importante produrre conoscenza ed innovazione, ma al contempo creare misure di controllo e di verifica sulla strumentazione, in un settore così importante e diffuso.

6 Bibliografia

[1] SZABO T.L., 2004, *Diagnostic ultrasound imaging: inside out,* "Academic Press", 1, pp.22.

[2] GUIOT C. - SPAGNOLO R., 2010, *Ultrasuoni in medicina principi fisici e applicazioni,* "UTET", pp.43-45.

[3] GUIOT C. - SPAGNOLO R., 2010, *Ultrasuoni in medicina principi fisici e applicazioni,* "UTET", cap.11.

[4][5] BRANCA F.P., 2008, *Fondamenti di ingegneria clinica,* "Sprinter", cap. 12.

[6] MIDIRI M. - NOVARIO R. - MARTINOLI C., 2004, *Controlli di qualità in ecografia,* "Supplementi de il radiologo 1/2004".

[7] GOODSITT A. - CARSON PL. et al., 1998, *Real time B-mode ultrasound quality control test procedures: report of AAPM task group n°1*. Med Phys 25: 1385.

[8] GUIOT C. - SPAGNOLO R., 2010, *Ultrasuoni in medicina principi fisici e applicazioni,* "UTET", pp.293-299.

[9] RAINE FENNING N.J. - NORDIN N.M. - RAMNARINE K.V. - CAMPBELL B.K.- CLEWES J.S. - PERKINS A. - JOHNSON I.R., 2008, *Determining the relationship between three-di-mensional power doppler data and true blod flow characteristics: an in-vitro flow phantom experiment, "Ultrasound Obstet. Gynecol.",* 32, pp.540-550.

[10] JONES N.W. - HUTCHINSON E.S. - BROWNBILL P. - CROCKER I.P. - ECCLES D. - BUGG G.J. - RAINE FENNING N.J., 2009, in-vitro *dual perfusion of human placental lobules as a flow phantom to investigate the relationship between fetoplacental flow and quantitative 3D power Doppler angiography,* "Placenta", 30, pp.130-135.

[11] MILLER D.L – AVERKIOU M.A. – BRAYMAN A.A. – EVERBACH E.C. – HOLLAND C.K. WIBLE J.H. – WU J., 2008, *Bioeffects consideration for diagnostic ultrasound contrast agents,* "Journal ultrasound med.", 27, pp. 611-663.

[12] WU M. – HUANG Z. – ZANG D. – WANG L. – DOM J. – WANG S. – ZHAO Y. – ZHAO J. *Color doppler studio emodinamico delle arterie temporale superficiale arteria temporale superficiale, dell'arteria cerebrale media, intervento di bypass per la malattia moyamoya.*, 2011, "World neurosurgery", 75(2), pp.258-263.

[13] CAROTTI M. - FILIPPUCCI E. - SALAFFI F. 2002, *Power Doppler e mezzi di contrasto nello studio della membrana sinoviale reumatoide*, "Reumatismo, vignetta radiologica", 54(4), pp.361-363.

[14] STACUL F. – BERTOLOTTO M. – DE GOBBIS F. – CALDERAN L. – CIOFFI V. – ROMANO A. – ZANCONATI F. – COVA M.A. *Ecografia, eco-color Doppler ed agoaspirazione ecoguidata nella diagnostica del nodulo tiroideo,* 2007, "La radiologia medica" 112(5), pp. 751-76

[15] FARINA R. – PENNISI F. – LA ROSA M. – PUGLISI C. – DI BENEDETTO A. – CAMPISI G. – MAZZONE G. – ETTORRE G.C., 2007, *Lo studio funzionale del rene trapiantato con il power doppler e le curve intensità/tempo*, Radiol. med., 112, pp. 64-73

[16]PARENTI G.C. – PALMARINI D. – BILZONI M. – CAMPIONI P. – MANNELLA P. – GINEVRA A., 2008 *Ruolo dell'eco-color Doppler nel monitoraggio dello stenting dell'arteria renale,* "Radiologia medica", 113, pp. 242-248.

[17] CULLEN P., 2009, *Ecografia in ostetricia e ginecologia* "Elsevier srl", cap. 22, pp. 1010.

[18] MALFERRARI G. – SANGUIGNI S. – ACCORSI F., 2007, *Eco-color Doppler transcarico*, "Mattioli".

SITI WEB

http://www.aium.org (American institute of ultrasound in medicine)

http://www.asurzona12.marche.it (Azienda sanitaria unica regionale)

http://www.bcgroupintl.com (Bc group international, inc., tissue simulatione and phantom tecnology)

http://www.cirsinc.com (Computerized imaging reference system, inc., tissue simulation & phantom tecnology)

http://www.efsumb.org (European federation of societies for ultrasound in medice and biology)

http://www.gehealthcare.com (General electic company)

http://ieee-uffc.org (IEEE ultrasonic, ferroelectrics and frequency control society)

http://ieeexplore.ieee.org (IEEE digital library)

http://www.jultrasoundmed.org (Journal of ultrasound in medicine)

http://www.ncbi.nlm.nih.gov (National center for biotechnology information)

http://www.sciencedirect.com (Science direct full-text scientific database)
http://www.scirus.com (Scientific research tool)
http://www.sirm.org (Società italiana per la radiologia medica)
http://www.siumb.it (Società italiana di ultrasonologia in medicina e biologia)