

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
CAMPUS DI CESENA
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**IL RUOLO DELL'ECOGRAFIA E
DELL'ECOCARDIOGRAFIA NELLA DIAGNOSI
PRECOCE DELLE ANOMALIE E DELLE
PATOLOGIE FETALI**

Elaborato in
Ingegneria Clinica

Relatore
Claudio Lamberti

Presentato da
Stefania Giordano

Anno Accademico 2017/2018

Indice

Introduzione	1
1 Principi di base dell'ecografia	3
1.1 Introduzione alle onde sonore	3
1.2 Ultrasuoni	3
1.3 Impedenza acustica	3
1.4 Interazioni fondamentali	4
1.5 Componenti apparecchiatura ecografica.....	5
1.6 Tipologie di sonde ecografiche.....	6
1.7 Risoluzione.....	8
1.8 Focalizzazione	10
1.9 Modalità di acquisizione del segnale ultrasonoro.....	12
2 Ecografia fetale.....	14
2.1 Cenni storici	14
2.2 Esame ecografico nei tre trimestri	15
2.3 Ecografia 3D e 4D.....	20
3 Ecocardiografia fetale.....	25
3.1 Finalità ed esecuzione dell'esame ecocardiografico	25
3.2 Effetto Doppler	29
3.3 Applicazioni dell'effetto Doppler in ecografia	29
3.4 Tecnologia ed apparecchiatura Doppler	31
3.5 Doppler ad emissione continua.....	32
3.6 Doppler ad emissione pulsata.....	33
3.7 STIC: nuova tecnica di studio del cuore fetale	39

4	Artefatti e bioeffetti dell'ecografia fetale.....	41
4.1	Bioeffetti e danni biologici	41
4.2	Artefatti	42
5	Nuovi sviluppi e ausili per l'indagine ecografica.....	48
5.1	Ecografia in 5D.....	48
5.2	STRAIN	48
5.3	Phantom	49
	Conclusioni.....	52
	Bibliografia & Sitografia.....	53
	Ringraziamenti	

Introduzione

Lo screening e la diagnosi delle anomalie fetali rappresentano un capitolo importante della medicina fetale, in quanto si stima che nel mondo nascano circa otto milioni di bambini affetti da malformazioni congenite e circa tre milioni di loro muoiono prima del loro quinto compleanno. I risultati conseguiti negli ultimi decenni in questo settore, sono legati principalmente all'uso della metodica ecografica, che ha permesso di comprendere la storia naturale di molte malformazioni o più in generale delle anomalie dello sviluppo embriofetale.

L'ecografia è il metodo di indagine diagnostico assunto come gold standard per la valutazione del feto. Si tratta di una tecnica che, a differenze di altre, è non invasiva, non utilizza radiazioni ionizzanti che potrebbero causare gravi conseguenze sul feto o sulla gestante e non ha effetti collaterali rilevanti.

L'indagine ecografica è di fondamentale importanza per avere un quadro clinico, quanto più possibile completo del nascituro, consentendo così al medico esperto di poter valutare lo stato di salute del piccolo paziente ed eventualmente intervenire tramite chirurgia fetale, una tecnica ancora agli inizi del proprio sviluppo.

Tra gli organi fetali quello percentualmente più colpito da patologie è il cuore, pertanto, il riconoscimento in utero delle cardiopatie è molto importante. La possibilità di partorire in strutture in grado di assistere, sin dal momento della nascita un neonato cardiopatico, risulta spesso un elemento determinante per instaurare immediatamente le terapie, mediche o chirurgiche, idonee nel caso in questione. La complessità del cuore fetale nella sua configurazione spaziale e i rilevanti mutamenti nei rapporti con le strutture adiacenti giustificano le difficoltà di un approccio di studio ecotomografico bidimensionale. L'utilizzo integrato del color Doppler e del Doppler pulsato ha permesso di ampliare le informazioni ottenibili dall'esame bidimensionale integrandolo con lo studio degli aspetti emodinamici.

In questi ultimi anni le apparecchiature ecografiche sono diventate sempre più performanti grazie all'introduzione di tecnologie 3D, 4D, color-Doppler, etc. Oggi è possibile evidenziare strutture anatomiche che fino a poco tempo fa era impensabile poter visualizzare. Tuttavia, nonostante i progressi della tecnologia

e la diffusione della valutazione con US, le anomalie cardiache restano ancora le malformazioni più frequentemente misconosciute in epoca prenatale e ciò può avere profonde conseguenze mediche, psicologiche, socio-economiche e medico-legali. La probabilità di diagnosticare una cardiopatia in utero è strettamente correlata all'esperienza dell'operatore, all'epoca gestazionale in cui si esegue l'esame e all'apparecchiatura che si utilizza. Risulta molto difficile se non impossibile, diagnosticare difetti di piccole dimensioni come alcune anomalie del setto interventricolare.

Dai primi studi iniziati circa cinquant'anni orsono, oggi l'ecografia fetale ha raggiunto traguardi così avanzati, da essere inimmaginabili qualche decennio fa e le possibilità future sono molto promettenti, ma cosa bisogna realmente aspettarsi oggi dall'ecografia in gravidanza?

Capitolo 1

Principi di base dell'ecografia

1.1 Introduzione alle onde sonore

L'ecografia è una tecnica diagnostica che si basa sulla registrazione dell'eco di onde sonore ad alta frequenza; realizza immagini del corpo umano utilizzando ultrasuoni (US) che vengono riflessi da una discontinuità del mezzo di propagazione e che ritornano all'emettitore con una intensità e ritardo sufficiente per essere percepiti. Per onda si intende il movimento periodico, oscillatorio e vibratorio che si propaga in un mezzo con una velocità ben definita. Le onde che si propagano esclusivamente in mezzi diversi dal vuoto sono definite onde meccaniche in quanto per propagarsi sfruttano le proprietà elastiche del mezzo.

1.2 Ultrasuoni

Gli ultrasuoni sono delle onde meccaniche longitudinali a frequenze elevate, maggiori di 20000 Hz, non udibili dall'orecchio umano. Sono inoltre caratterizzati da una lunghezza d'onda che indica la distanza in metri tra due picchi successivi dell'onda, da una velocità di propagazione che indica la distanza percorsa dall'onda nell'unità di tempo in m/s e l'intensità, cioè l'ampiezza dell'onda in dB. Non trasportano materia e sono in grado di penetrare attraverso i tessuti corporei i quali sono caratterizzati da un parametro di estrema rilevanza, l'impedenza acustica.

1.3 Impedenza acustica

È una grandezza che descrive come un mezzo si oppone al passaggio delle onde sonore. È il prodotto della densità del mezzo (ρ) per la velocità di propagazione degli ultrasuoni (c):

$$Z = \rho \times c$$

L'importanza dell'impedenza acustica è data dal fatto che, in corrispondenza delle superfici di separazione tra mezzi con impedenza acustica diversa, hanno luogo i fenomeni di riflessione e diffusione da cui originano gli echi alla base della formazione delle immagini ecografiche. Gli echi sono onde di energia acustica riflessa in direzione della sorgente.

1.4 Interazioni fondamentali

Le interazioni fondamentali che intervengono tra un fascio di ultrasuoni e il mezzo in cui si propaga e che sono alla base della formazione dell'immagine sono:

- **Riflessione:** interazione tra un fascio di piccola lunghezza d'onda e un'interfaccia piana di grandi dimensioni, con un'incidenza di grandi dimensioni. Se due tessuti adiacenti hanno un'impedenza acustica differente, allo loro interfaccia una parte più o meno grande del fascio di ultrasuoni è riflessa e si genera un eco. La percentuale di riflessione è direttamente proporzionale all'impedenza dei tessuti, all'angolo di incidenza e alla frequenza del suono.
- **Rifrazione:** fenomeno per cui le onde con incidenza non perpendicolare, vengono riflesse con un angolo di divergenza uguale a quello di incidenza. Il fascio che viene trasmesso è deviato dalla linea retta proporzionalmente alla differenza nella velocità degli ultrasuoni in ciascun lato dell'interfaccia. Tale fenomeno è responsabile di alcuni artefatti.
- **Diffusione o Scattering:** è la diffusione in tutte le direzioni che il fascio ultrasonoro subisce quando incontra una superficie irregolare o tante piccole superfici orientate in modo diverso di dimensioni più piccole della lunghezza d'onda.
- **Assorbimento:** è la trasformazione dell'energia acustica in energia termica (80%), che il fascio ultrasonoro subisce nell'attraversare i tessuti.
- **Attenuazione:** è la riduzione d'intensità che il fascio ultrasonoro subisce nell'attraversare i tessuti; dipende in gran parte dall'assorbimento ma anche dalla riflessione, dalla diffusione e dall'allargamento del fascio.

1.5 Componenti apparecchiatura ecografica

Una moderna apparecchiatura ecografica è costituita da tre elementi fondamentali: la sonda, il sistema centrale e il monitor.

Il sistema centrale dell'apparecchiatura real time comprende due parti elettroniche distinte controllate da un computer: la sezione di trasmissione e la sezione di ricezione e trattamento del segnale.

Il monitor è il sistema necessario per visualizzare in scala di grigi o a colori le immagini ecografiche.

I componenti essenziali della sonda o trasduttore sono i cristalli piezoelettrici (o elementi attivi) collegati agli elettrodi, lo strato di smorzamento (damping o backing layer) e lo strato di accoppiamento (o matching layer). Quest'ultimo ha la funzione di ridurre la riflessione degli ultrasuoni nell'interfaccia di contatto tra il trasduttore e la cute. È un composto di resina epossidica appesantita con tungsteno e polvere di alluminio. Lo spessore ottimale di tale strato deve essere un quarto della lunghezza d'onda generata dalla ceramica. Questo accorgimento tecnico consente di ridurre la percentuale di riverberazione, di migliorare la frequenza e la trasmissione degli ultrasuoni nei tessuti. La sua impedenza deve avere un valore intermedio tra quella degli elementi attivi e quella dei tessuti molli.

Le sonde ecografiche sono trasduttori capaci di generare ultrasuoni per effetto piezoelettrico e di ricevere e convertire in impulsi elettrici i segnali eco di ritorno. La piezoelettricità è il fenomeno fisico tale per cui applicando una sollecitazione meccanica perpendicolare ad una lamina di uno specifico materiale, sulle due facce della lamina si genera una differenza di potenziale (effetto diretto). L'effetto si manifesta anche in modo inverso: applicando una differenza di potenziale sulle due facce opposte della lamina si genera una deformazione meccanica del cristallo. Il fenomeno piezoelettrico si manifesta in diversi solidi cristallini tra cui il titanato di bario e il titanato zirconato di piombo e si deve alla particolare struttura microscopica di questi cristalli la cui cella unitaria non è simmetrica. Quindi, le ceramiche piezoelettriche svolgono una duplice funzione: quando vengono sollecitate dalla corrente elettrica si espandono e si contraggono generando ultrasuoni, viceversa, quando sono investite dai segnali eco di ritorno, cioè da vibrazioni meccaniche, generano segnali elettrici.

1.6 Tipologie di sonde ecografiche

Per formare l'immagine ecografica occorre che un fascio di ultrasuoni generato da un trasduttore venga lanciato nei tessuti e che il segnale riflesso ritorni alla sonda per essere elaborato e visualizzato sul monitor. Il tempo necessario (t) affinché il segnale ritorni al trasduttore dipende dalla profondità del bersaglio:

$$t = \frac{2 \times d}{c}$$

d rappresenta la distanza dell'interfaccia riflettente dal trasduttore e c è la velocità di propagazione degli ultrasuoni nel mezzo.

Durante il funzionamento, la sonda trasmette piccoli pacchetti di ultrasuoni per l'1% del tempo mentre per il restante 99% resta in ascolto degli echi di ritorno. Secondo il ritardo con cui arrivano alla sonda, gli echi vengono disposti nella matrice dell'immagine (echi precoci=zone vicine; echi tardivi= zone profonde). A causa dell'attenuazione degli ultrasuoni nei tessuti, gli echi provenienti da strutture distali saranno meno intensi di quelli provenienti da strutture simili ma più prossimali. Per compensare ciò, gli echi lontani sono amplificati rispetto a quelli più vicini (Time Gain Compensation).

Le sonde producono immagini diverse a seconda delle loro caratteristiche:

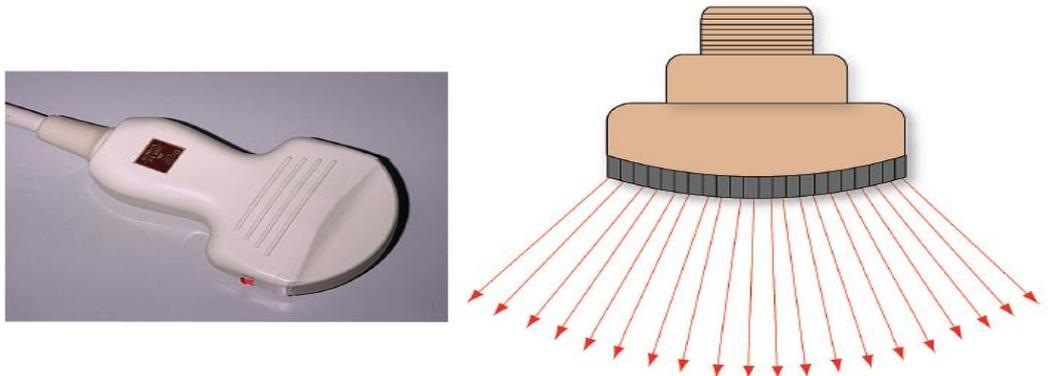
- **Phased-Array:** più cristalli vengono eccitati singolarmente per creare un fascio settoriale. Hanno una piccola base d'appoggio, sono usate in finestre anatomiche strette (ad esempio le coste) e comunemente utilizzate in cardiologia, pediatria e per applicazioni addominali. Hanno sostituito le precedenti sonde settoriali, costruite con un trasduttore a cristallo singolo che oscillava meccanicamente descrivendo un angolo da 45° a 60°, completando un ciclo elettroacustico per volta in ogni posizione adiacente del suo asse di oscillazione. Producono un'immagine a tronco di cono con base stretta.



- **Lineari:** 180-200 elementi piezoelettrici di piccole dimensioni affiancati, che vengono attivati in blocchi sequenziali con modalità diverse a seconda delle apparecchiature, emettendo un fascio di onde parallele fra loro ad alta frequenza (7.5-14 MHz) garantendo una buona risoluzione per gli strati superficiali (tessuti molli) , un ampio campo visivo ma una ridotta risoluzione in profondità. Producono un'immagine rettangolare.



- **Convex:** trasduttori ad elementi multipli disposti su una superficie curva e attivati con modalità identiche a quelle descritte per i trasduttori lineari. Hanno una bassa frequenza (2.5-5 MHz) con alto potere di penetrazione, adatte per lo studio addominale-pelvico. Producono un'immagine a tronco di cono con base larga.

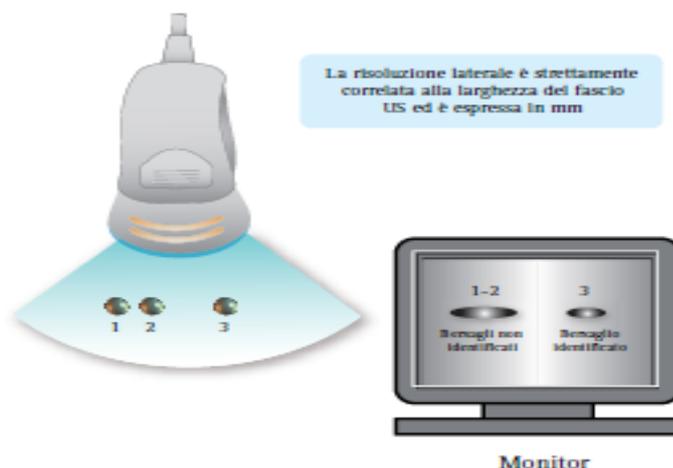


Ogni sonda è caratterizzata da una frequenza fondamentale che è quella del fascio di ultrasuoni che emette. Le sonde di attuale produzione sono generalmente multifrequenza, in grado cioè di emettere frequenze fondamentali in uno spettro più ampio che in passato, con la possibilità di variarle secondo le condizioni dell'indagine, il tipo di paziente e la profondità alla quale si trova il campo d'interesse. Uno dei più importanti requisiti per stabilire la qualità di un trasduttore è la risoluzione spaziale.

1.7 Risoluzione

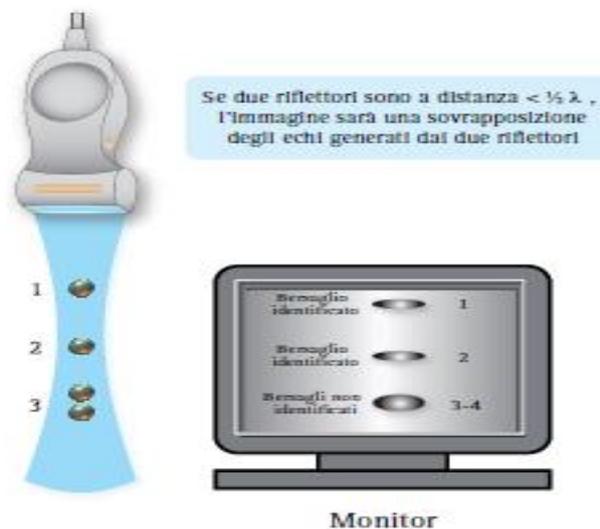
La risoluzione spaziale, ovvero la capacità di distinguere come separati due oggetti molto vicini, dipende dalla risoluzione assiale e da quella laterale.

La **risoluzione laterale** definisce la capacità di distinguere due bersagli vicini disposti lungo un asse perpendicolare a quello del fascio di ultrasuoni. È espressa in mm ed è strettamente correlata alla larghezza del fascio di ultrasuoni che a sua volta è connessa allo spessore e alla frequenza emessa dal cristallo. A parità di diametro del cristallo, aumentando la frequenza si riduce la larghezza del fascio. A parità di frequenza, la larghezza del fascio si riduce aumentando la larghezza del cristallo.

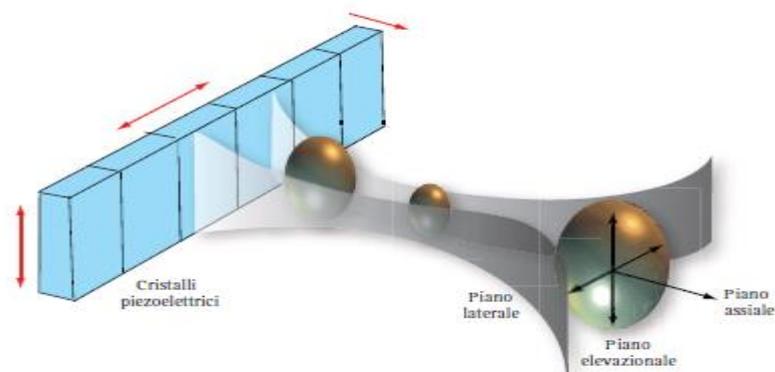


La **risoluzione assiale** definisce la proprietà di distinguere due bersagli separati disposti lungo l'asse del fascio di ultrasuoni e viene espressa in mm. È generalmente migliore di quella laterale. Per migliorare la risoluzione assiale bisogna ridurre la SPL (Lunghezza Spaziale dell'Impulso) riducendo o la lunghezza d'onda o il numero di cicli dell'impulso. Per ottimizzare la

risoluzione assiale del trasduttore gli impulsi dovrebbero essere di breve durata; la durata dell'impulso di ultrasuoni può essere ridotta smorzando il più rapidamente possibile la vibrazione del trasduttore dopo ogni singola eccitazione elettrica. Questo viene ottenuto disponendo dietro il piano dei cristalli uno strato di resina epossidica di bario che assorbe le vibrazioni e la ridondanza degli stessi riducendo il numero di cicli per ciascun impulso. Se il numero di cicli è già ridotto al massimo dal backing layer, l'unico modo per migliorare la risoluzione assiale è quello di aumentare la frequenza di trasmissione.



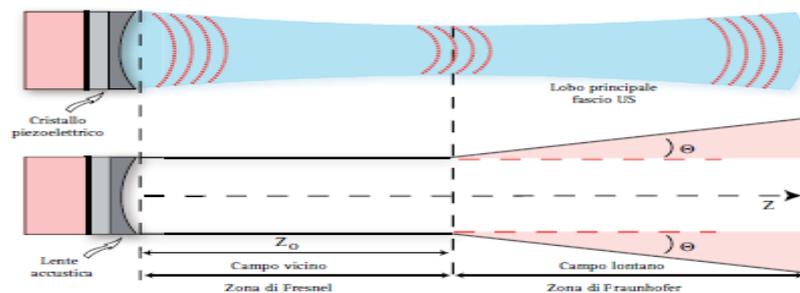
La **risoluzione elevazionale** è influenzata dallo spessore del fascio che nelle sonde anulari non rappresenta un problema in quanto la risoluzione elevazionale coincide con la risoluzione laterale della sonda. Nelle sonde lineari o convex la risoluzione elevazionale viene regolata dal raggio di curvatura di una lente acustica di cristallo chiamata lente *Hanafy*, disposta anteriormente al piano dei cristalli attivi.



1.8 Focalizzazione

Una migliore risoluzione spaziale può essere ottenuta non soltanto regolando il diametro dei cristalli e la frequenza degli ultrasuoni generati ma anche riducendo la naturale divergenza del fascio di ultrasuoni tramite la focalizzazione.

La zona di massima focalizzazione del fascio di ultrasuoni viene definita **area focale** o **zona di convergenza**, mentre il punto di massima collimazione prende il nome di **zona focale** o **fuoco**. Qui il fascio presenta la minore larghezza, il minimo spessore elevazionale e, di conseguenza, la massima intensità. Tale zona è delimitata dai punti in cui il diametro è due volte più grande del diametro del punto focale. La distanza focale rappresenta invece la distanza che intercorre tra il fuoco e la superficie del trasduttore ed è l'area del campo sonoro dove è massima la risoluzione assiale e laterale.

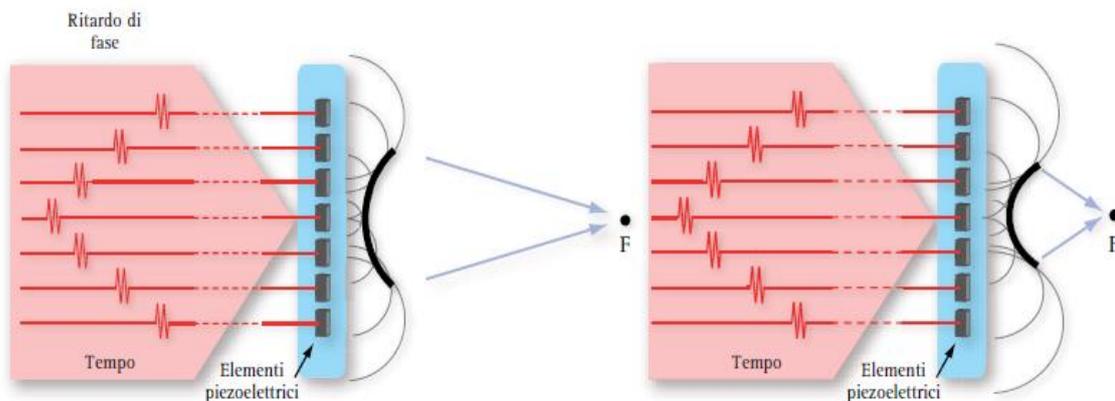


La focalizzazione del fascio può essere ottenuta con diverse tecniche. Una prima tecnica detta **focalizzazione meccanica** prevede l'uso di cristalli piezoelettrici sagomati concavi o l'interposizione di lenti acustiche tra i cristalli e la superficie del trasduttore. Le lenti acustiche usate in ecografia hanno una forma di lente concava e sono costruite con materiali plastici come il polistirene, il nylon o l'alluminio, dove la velocità degli ultrasuoni è maggiore rispetto a quella dell'aria e dei tessuti. Grazie a questa caratteristica ed alla forma di disco concavo, le lenti acustiche fanno convergere il fascio in un punto focale che coincide con il fuoco della lente stessa. Il centro della lente è il punto che ha la proprietà di non deviare gli US. La tecnica conosciuta come **focalizzazione intrinseca**, prevede l'uso di cristalli piezoelettrici concavi che vengono sagomati nel corso della polarizzazione. Questa tecnica è strettamente legata al raggio di curvatura del cristallo che deve avere un valore caratteristico e ben definito. La scelta tecnica fra i due tipi di focalizzazione (intrinseca o estrinseca) è legata alla frequenza nominale della sonda e alle applicazioni

cliniche.

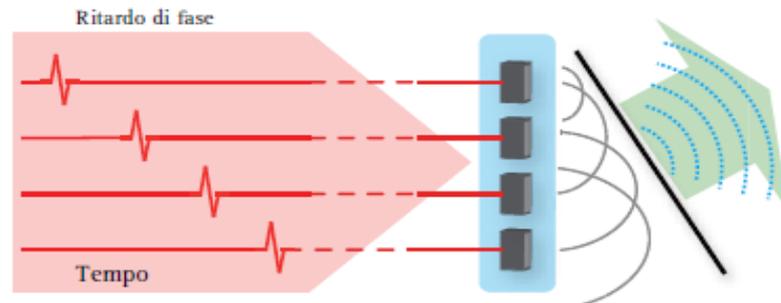


Una seconda tecnica detta **focalizzazione dinamica** o **elettronica** prevede una regolazione dinamica del fascio dalla superficie in profondità. Negli strumenti più moderni e nelle apparecchiature digitali, la focalizzazione viene realizzata in modo dinamico, sfruttando circuiti elettronici che programmano il ritardo o fase con cui vengono eccitati i singoli cristalli che compongono la filiera degli elementi attivi. Il sistema elettronico che regola gli intervalli ed il ritardo con cui vengono eccitati i singoli cristalli configura la funzione del Beamformer. Quest'ultimo funziona come una lente acustica dinamica che genera, indirizza e focalizza gli US in trasmissione e decodifica i segnali eco in ricezione a seconda della fase e dell'ampiezza, utilizzando un controllo elettronico dei profili di ritardo nell'eccitazione dei singoli cristalli.



L'attivazione ordinata e sequenziale dei cristalli con ritardi di fase progressivamente maggiori da un'estremità all'altra della filiera è detta **Steering** ed è in grado di modificare la direzione del fascio US inclinandolo elettronicamente verso destra o sinistra. Questa funzione, si rivela di grande versatilità ed utilità nelle Phased-Arrays di uso cardiologico. Inoltre, essa trova larga applicazione nell'esame colorDoppler dei vasi superficiali con sonda lineare, in quanto consente di generare fasi US la cui direzione può essere modificata elettronicamente in campi angolari sufficientemente estesi (90° - 100°). Lo steering trascina con sé un inconveniente difficilmente superabile, vale a dire la generazione di emissioni parassite. Questo inconveniente viene

esaltato da sequenze di fase che generano fasci inclinati di 45° - 50° rispetto all'asse del trasduttore, mentre è ben controllabile con inclinazioni entro i 30° .



1.9 Modalità di acquisizione del segnale ultrasonoro

Gli echi prodotti, una volta raggiunta la sonda, possono essere visualizzati con diverse modalità:

A-MODE (Amplitude Mode, Modulazione in Ampiezza): modalità di visualizzazione monodimensionale. L'eco è rappresentato con dei picchi che modificano una linea su un oscilloscopio. L'ampiezza dei picchi è proporzionale all'intensità dell'eco, mentre la profondità è proporzionale alla distanza delle interfacce che hanno generato l'eco. L'A Mode trova ancora residuali applicazioni nell'ecografia oculare.

B-MODE (Brightness Mode, Modulazione di Luminosità): gli echi sono rappresentati in sequenza lungo una linea secondo la loro distanza dalla sorgente (determinata sulla base del ritardo con cui ritornano alla sonda) e la loro intensità viene presentata in scala di grigio: il bianco corrisponde al massimo dell'intensità mentre il nero all'assenza di echi; le sfumature intermedie rappresentano i vari livelli di intensità. Questa modalità di rappresentazione, utilizzata in sequenza temporale o mediante multiple linee di scansione affiancate, opportunamente sincronizzate, è la modalità di visualizzazione degli echi più utilizzata in ecografia.

B MODE REAL TIME: è la naturale evoluzione del B-Mode; la singola linea di scansione è affiancata a molte altre così da formare un pennello o ventaglio che fornirà, quindi, immagini bidimensionali di sezioni di un organo o di un tessuto. Gli echi dei singoli fasci ultrasonori arrivano ai cristalli della sonda con una sequenza opportunamente temporizzata, continuamente processati ed elaborati, così da fornire frame che, se in numero adeguato (almeno 15 per

secondo), daranno una sensazione di fluidità alle immagini visualizzate sul monitor. Ciò permette la visualizzazione delle strutture in tempo reale, cioè in maniera dinamica, ottenendo, oltre a valutazioni di tipo morfologico, informazioni di tipo funzionale (ad esempio visualizzando le contrazioni cardiache, l'attività peristaltica intestinale, ecc).

TM-MODE (Time Motion Mode): negli organi provvisti di movimenti continui può essere utile visualizzare tali movimenti lungo una linea di scansione fissa, soprattutto per eseguire misurazioni. Il TM-Mode è in concreto un B-Mode in cui lungo una linea di scansione fissa si hanno continui refresh della posizione dei vari echi che, però, non vanno a sovrapporsi ai precedenti (come avviene nel B-Mode RT) ma si affiancano in successione l'uno all'altro comunicando così informazioni sulla motilità della parte indagata lungo quella singola linea di scansione nel tempo. Questa modalità di visualizzazione è classicamente molto utilizzata in ecocardiografia ma è di grande utilità anche in ecografia d'urgenza (pneumotorace, versamenti pleurici, studio della vena cava inferiore).

Capitolo 2

Ecografia fetale



2.1 Cenni storici

Per lungo tempo il feto è stato considerato oggetto inaccessibile alle tradizionali metodiche diagnostiche: circondato dal liquido amniotico, protetto dall'ammion, dalle pareti uterine e dalla parete addominale materna, risultava inaccessibile per l'intera durata del periodo gestazionale.

L'avvento dell'ecografia ostetrica ha consentito di indagare il feto in epoca gestazionale precoce, innescando una sorta di esaltante effetto domino degli orizzonti diagnostici nonché terapeutici nel management del feto normale e patologico; le apparecchiature di ultima generazione ed il costante miglioramento della professionalità degli operatori offrono oggi l'opportunità di effettuare esami sempre più precisi e di descrivere patologie embrio-fetali spesso in epoche gestazionali precocissime. Negli ultimi anni '50, la proficua collaborazione tra medici ed ingegneri ha consentito di intuire l'enorme potenzialità dell'impiego in medicina delle onde ultrasonore. I primi apparecchi ultrasonografici impiegati erano costruiti in modo rudimentale, impiegando tecnologia proveniente dall'industria bellica e navale. Nel 1952 D.H.Howry e W.R. Bliss, utilizzando attrezzatura sonar navale con amplificatore radar, costruirono un sistema ultrasonografico nel quale un fascio ultrasonoro, emesso dal trasduttore immerso in acqua, era orientato verso il paziente, anch'egli posto nella stessa vasca d'acqua dell'oggetto da esaminare. I primi studi in gravidanza, avviati alla fine degli anni '50, rendevano appena possibile

visualizzare il contorno della testa fetale. Nel 1961 T.G.Brown introdusse nella pratica clinica l'utilizzo di uno scandaglio automatico; in seguito, grazie alla collaborazione con I.Donald, pubblicò il primo lavoro sulla misura del diametro biparietale fetale. Nel 1962 lo scopo di eliminare l'interposizione di acqua nelle vasche, riducendo in tal modo i notevoli disagi dell'operatore ed ancor più del paziente, spinse Howry a realizzare un apparecchio per scansioni a contatto diretto con il corpo; tale innovativa strumentazione prevedeva un braccio snodabile (pantografo) al quale era collegato un trasduttore applicabile direttamente sulla cute del paziente, previa interposizione di olio naturale. Nel 1966, il sempre più crescente impegno nel migliorare la tecnologia degli apparecchi ultrasonografici portò Von Micsky a perfezionare ecografi dotati di borse a contenuto d'acqua, applicabili sull'addome delle pazienti gravide in posizione ortostatica o distese sul lettino; nel 1968 un'ulteriore innovazione fu introdotta da Thompson che brevettò ecografi per scansione a contatto, dotati di trasduttori mossi da motore o collegati a braccio snodabile per scansione manuale. Nel 1974 Fraser migliorò notevolmente la metodica B-Mode mediante l'introduzione della scala dei grigi che consentiva una più precisa caratterizzazione dei tessuti. Negli ultimi trent'anni ed a tutt'oggi la costante e quasi esponenziale crescita della tecnologia informatica ha prodotto apparecchiature untrasonografiche che hanno rivoluzionato l'approccio diagnostico del feto: attualmente, il monitoraggio ecografico della gravidanza rappresenta la migliore metodica a disposizione del medico per ridurre la mortalità e la morbilità materno-fetale.

2.2 Esame ecografico nei tre trimestri di gestazione

I principali obiettivi dell'esame ultrasonografico sono:

- nel primo trimestre, accertare la presenza e il numero di feti e della loro attività cardiaca;
- nel secondo trimestre, riconoscere precocemente le malformazioni fetali;
- nel terzo trimestre, valutare lo sviluppo ed il benessere fetale.

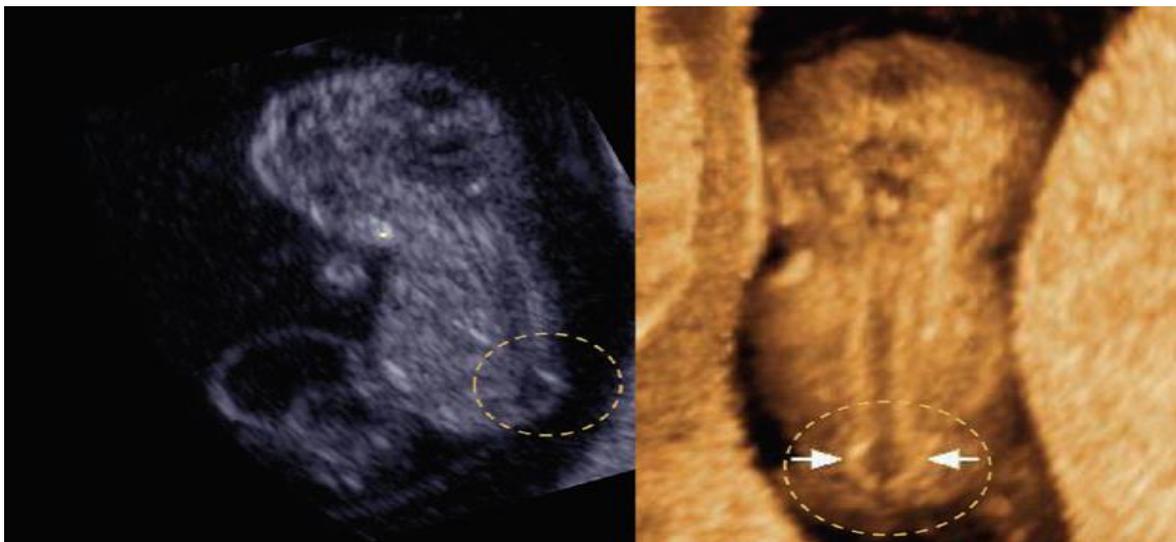
Nel I trimestre l'esame ecografico eseguito con ecografo real time, può essere effettuato sia con insonazione trans-addominale (TA) con l'impiego di una sonda addominale di almeno 3.5 MHz, sia con insonazione trans-vaginale (TV), utilizzando una sonda vaginale di almeno 5 MHz. In questo primo trimestre di gestazione l'esame ecografico non ha come finalità la ricerca di eventuali malformazioni dell'embrione o del feto pertanto il riconoscimento di

eventuali anomalie non deve essere considerato la regola. Tuttavia, in concomitanza con l'esame ecografico del I trimestre, si esegue il test di Translucenza Nucale. Nella regione posteriore del collo fetale esiste un'area che non riflette gli ultrasuoni, quindi anecogena e translucente; in questa zona c'è un piccolo accumolo fisiologico di liquido fra la cute ed i tessuti paravertebrali sottostanti. Gli studiosi hanno notato come l'eccessivo spessore di questa zona sia riconducibile ad un aumentato rischio di sindrome di Down o altre patologie cromosomiche come la sindrome di Noonan.

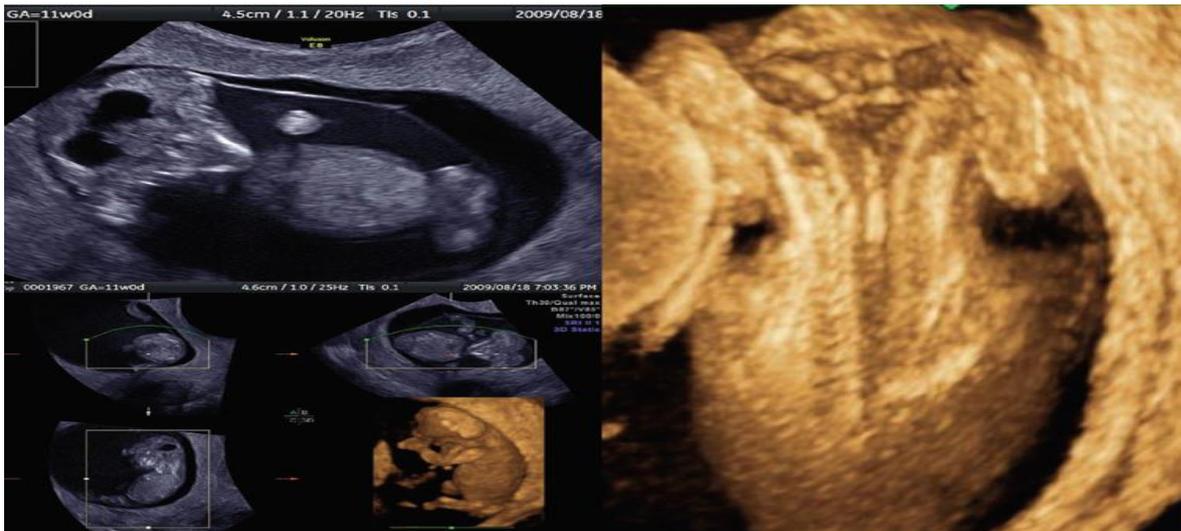


Sindrome di Noonan: NT aumentata con cariotipo normale

Altre patologie riscontrabili in questo primo trimestre di gestazione sono quelle relative al tubo neurale. La spina bifida è la più comune anomalia congenita del midollo spinale; la base di questa anomalia è una mancata chiusura del tubo neurale durante la prima età embrionale. Si è registrata una diagnosi precoce usando l'ecografia 2D e 3D prima delle prime dieci settimane di gestazione.

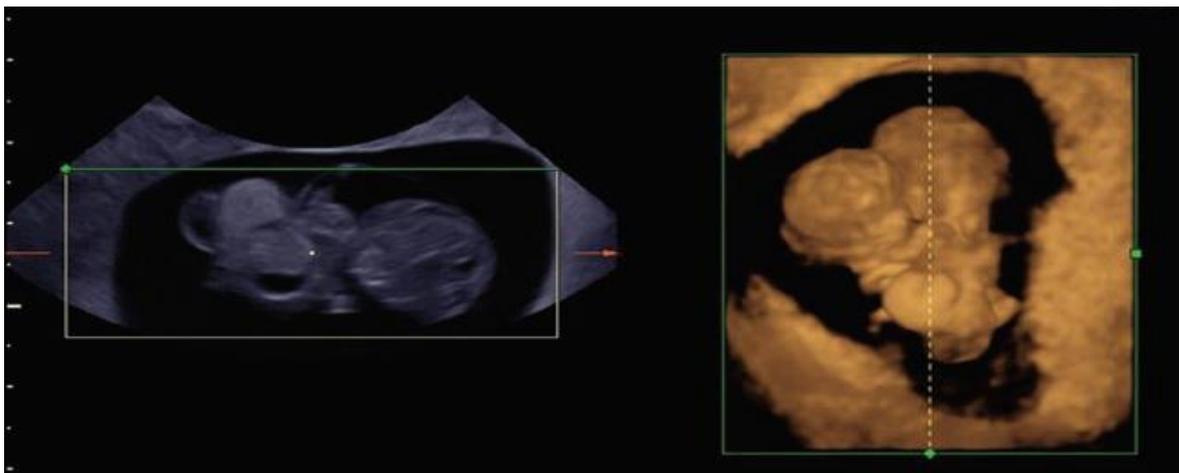


Spina bifida: a sinistra immagine sagittale 2D, a destra immagine 3D del tubo neurale.



Craniorachischisi in un feto a undici settimane di gestazione.

A causa delle piccole dimensioni del feto a quest'epoca gestazionale è necessario utilizzare ecografi ad alta risoluzione ed una buona esperienza da parte dell'operatore. L'**esame ecografico morfologico fetale** (altrimenti detto esame ecografico del secondo trimestre o di screening per malformazioni fetali o esame strutturale) è effettuato intorno alla XIX-XXI settimana; a questo è affidato il compito di stabilire la regolare morfologia del corpo fetale, evidenziando nei casi patologici l'esistenza e l'entità delle malformazioni ecograficamente rilevabili.



Gemelli siamesi con LBWC (Complesso di Anomalie dell'Involucro del Corpo e degli Arti) a quattordici settimane di gestazione. Sono rilevate due teste ma un solo corpo; il fegato e altri organi addominali sono prolassati.

La patologia malformativa fetale interessa il 2-3% della popolazione generale. Le malformazioni fetali contribuiscono alla mortalità prenatale con una percentuale del 25/30% nei paesi che godono di buone condizioni socio-economiche-sanitarie. Numerose sono il numero di variabili che influiscono sulla diagnosticabilità di una malformazione fetale. La possibilità di diagnosticare una malformazione fetale infatti dipende dalla forma e dal tipo di malformazione, dalla gravità con cui quella stessa malformazione si presenta, dall'epoca gestazionale in cui viene eseguito l'esame, dall'esperienza dell'operatore, dalla qualità dell'apparecchiatura, dal metodo seguito e dalla presenza di fattori circostanziali che possono limitare l'attendibilità dell'esame ecografico. Condizione necessaria ma non sufficiente perchè una malformazione fetale sia diagnosticabile è che quella stessa malformazione sia sostenuta da un'alterazione anatomico-strutturale di entità tale da poter essere rilevata all'esame ecografico.



Cataratta congenita bilaterale con microftalmia: a sinistra immagine bidimensionale, a destra immagine 3D a quattordici settimane di gestazione. la patologia è diagnosticabile a partire dalla presenza di opacità dei cristallini.

I limiti di risoluzione dell'imaging ecografico, unitamente all'incostante possibilità di visualizzare in modo agevole piccole strutture anatomiche del feto, rendono ragione del fatto che minime alterazioni strutturali possano sfuggire all'esame stesso (ad esempio mancanza di un dito, alcune cardiopatie, spina bifida occulta e di minima entità). Inoltre la presenza di fattori limitanti l'esame o lo stesso atteggiamento fetale possono essere alla base della mancata

visualizzazione di strutture anche grossolane e quindi della mancata diagnosi di malformazioni a carico delle strutture fetali esaminate.

La sensibilità nella diagnosi di malformazione fetale, anche in centri dotati di ottimi standard qualitativi varia attestandosi su valori generalmente ben diversi dal 100%; varia in base all'apparato considerato e all'epoca gestazionale in cui viene eseguito l'esame.

Per l'esecuzione dello screening delle malformazioni fetali del II trimestre l'ecografo deve essere dotato delle seguenti caratteristiche:

- 1) Sonda convex da 3-5 MHz
- 2) Immagini in real time e scala dei grigi
- 3) Possibilità di congelare ed ingrandire/rimpicciolire l'immagine
- 4) Possibilità di memorizzare e/o stampare le immagini.

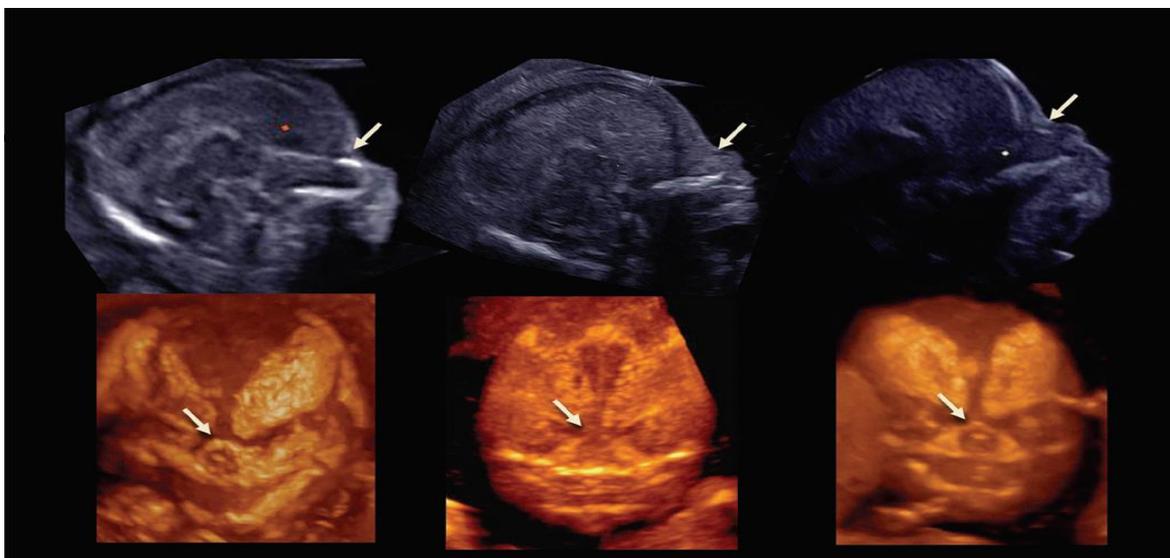
La detection rate dello screening delle malformazioni fetali del secondo trimestre varia a seconda degli organi interessati, con una sensibilità complessivamente più alta per le malformazioni maggiori del sistema nervoso centrale e più bassa per le malformazioni del sistema scheletrico e cardiaco. L'ecografia del II trimestre permette di rilevare le displasie scheletriche degli arti benchè queste siano difficili da diagnosticare perchè includono tante entità eterogenee: naso a sella, cranio a trifoglio, mano torta e piede torto, macrocrania, etc.



L'esame ecografico del III trimestre può consentire di individuare quelle anomalie fetali il cui riconoscimento è difficile o impossibile nel secondo trimestre. Tra queste si ricordano tutte le patologie evolutive che possono comparire in qualsiasi momento della gravidanza e che sono difficilmente riconoscibili prima di questo stadio di sviluppo: idrocefalia, tumori, ernia diaframmatica, patologie cardiache, patologie ostruttive renali, etc.

2.3 Ecografia 3D e 4D

Tali metodiche si basano sulla ricostruzione ed elaborazione computerizzata delle immagini ecografiche bidimensionali. Si possono ottenere delle immagini in tridimensionale, cioè immagini ferme che vengono analizzate successivamente da vari punti di vista e in tre dimensioni, oppure immagini in quattro dimensioni, cioè si hanno immagini tridimensionali in movimento e in tempo reale. La rilevazione della maggior parte delle malformazioni fetali si effettua ancora con le tradizionali immagini bidimensionali, vi sono però alcune patologie per le quali la valutazione tridimensionale può offrire dei vantaggi; in particolare lo studio dei tessuti molli, della spina bifida, di alcune patologie del sistema nervoso centrale e dell'apparato muscolo scheletrico.



A sinistra immagine bidimensionale 2D e ricostruzione 3D del profilo di un feto normale; l'osso nasale è chiaramente visualizzato in entrambe le immagini. Nel mezzo, immagine di un feto affetto da Trisomia 21 a quattordici settimane di gestazione; l'osso nasale manca sia nell'immagine 2D che in quella 3D. A destra immagine di un altro feto con ipoplasia dell'osso nasale, affetto da Trisomia 21; un piccolo osso nasale è visibile in entrambe le immagini.

L'ecografia 3D, cattura immagini bidimensionali del feto nei tre piani perpendicolari alle tre dimensioni dello spazio, le memorizza e le elabora secondo un processo detto di **Rendering**; così facendo si ottengono immagini molto vicine all'originale ma che hanno il difetto di essere statiche, cioè molto simili ad una fotografia. Per ottenere un buon Rendering di Superficie bisogna partire da un settaggio ottimale delle immagini bidimensionali; in particolare l'immagine 2D deve essere messa a fuoco e deve essere ben contrastata. Inoltre è necessario che davanti al volto del feto sia presente una falda di liquido. Una volta che il volume è stato acquisito bisogna impostare la ROI (Region of Interest), una sorta di rettangolo attraverso il quale è possibile vedere la struttura da studiare. Il Rendering di superficie viene rappresentato in basso a destra. Il Punto di Vista può essere modificato, in modo tale da poter esaminare la struttura in esame da angolazioni diverse. Esiste anche la possibilità di rendere curvilineo un lato del rettangolo che consente così di delineare in maniera più precisa le strutture di interesse e quindi di ottenere una resa qualitativamente migliore. Un parametro importante è la soglia (*threshold*) che, se adeguatamente settata, permette di migliorare la qualità del Rendering.



Le migliori immagini in termini di Rendering di Superficie si ottengono combinando due algoritmi: **Surface Smooth** e **Gradient Light**, che vengono combinati con percentuale differente, un mix di 80% di Surface Smooth e 20% di Gradient Light. Queste percentuali usate per il settaggio forniscono le migliori immagini dal punto di vista qualitativo. Per ottenere un Rendering di superficie esistono due modalità:

- 1) Si parte da una scansione bidimensionale del profilo del feto per ottenere un Rendering Frontale. Ruotando si può ottenere anche il profilo del feto che sarà di buona qualità ma comunque caratterizzato da una perdita del segnale ai lati.



- 2) Si parte da una sezione trasversale a livello delle orbite del feto e si ottiene il profilo del feto, cioè la visione laterale del volto.

Confrontando il frontale con il laterale, si nota che il frontale permette di vedere la simmetria del volto e dell'integrità delle labbra; mentre con il laterale non è possibile visualizzare le labbra in toto, ma l'intero profilo e di conseguenza verificare l'integrità delle orecchie del feto.



La procedura di acquisizione dei fotogrammi a volte è relativamente indaginosa in quanto viene effettuata muovendo manualmente la sonda, mentre il feto si muove e quindi, per ottenere fotogrammi qualitativamente soddisfacenti, bisogna ripetere la procedura più volte, comportando tempi di esecuzione relativamente lunghi. Problema fondamentale dell'ecografia tridimensionale quando si vuole ottenere un Rendering di Superficie è legato al fatto che il feto si muove per cui possono verificarsi artefatti da movimento. A questo pone rimedio l'ecografia 4D che oggi ha raggiunto livelli tali da non aver nulla da invidiare al 3D statico relativamente alla qualità delle immagini.

L'ecografia 4D, detta anche quadridimensionale, è un ulteriore passo avanti; cioè applica all'ecografia 3D la quarta dimensione, cioè il tempo; in realtà definire il tempo come quarta dimensione è un errore, ma rende più comprensibile il concetto. Questa metodica funziona allo stesso modo dell'ecografia 3D, l'unica differenza risiede nell'apparecchiatura più sofisticata che utilizza sonde dette volumetriche, in grado di acquisire fino a 30 immagini bidimensionali al secondo senza dover manovrare la sonda, ottenendo in real time un vero e proprio video del feto in movimento. Quindi si vedrà la sua superficie esterna con la forma della bocca, del naso, la lingua, ma soprattutto si vedrà il feto sbadigliare, succhiarsi il dito, giocherellare con il cordone ombelicale.

Queste due metodiche utilizzano apparecchi che sfruttano la stessa intensità degli ultrasuoni delle apparecchiature bidimensionali, con una durata media dell'esame che non si discosta molto dalla durata di una normale ecografia morfologica in due dimensioni. Sia l'ecografia 3D che la 4D sono metodiche diagnostiche di secondo livello, cioè di completamento all'esame tradizionale. Esse permettono di individuare anomalie della facies del feto, evidenziando segni caratteristici del suo viso come accade in particolari sindromi cromosomiche, di conseguenza tali indagini vengono talvolta prescritte a coppie portatrici di un rischio elevato o che hanno una storia familiare per esse. Soprattutto esse aiutano nella diagnosi del labbro leporino, rendendolo più comprensibile ai genitori e permettono ai chirurghi una migliore pianificazione dell'intervento chirurgico dopo la nascita. Permettono di evidenziare anomalie degli arti come, per esempio, il piede torto congenito e in sostanza anomalie di tutte le strutture di superficie del feto e del cordone ombelicale.



Schisi mediana del volto a quattordici settimane di gestazione.



Immagine 3D di Polidattilia e Sindattilia a quattordici settimane di gestazione

Capitolo 3

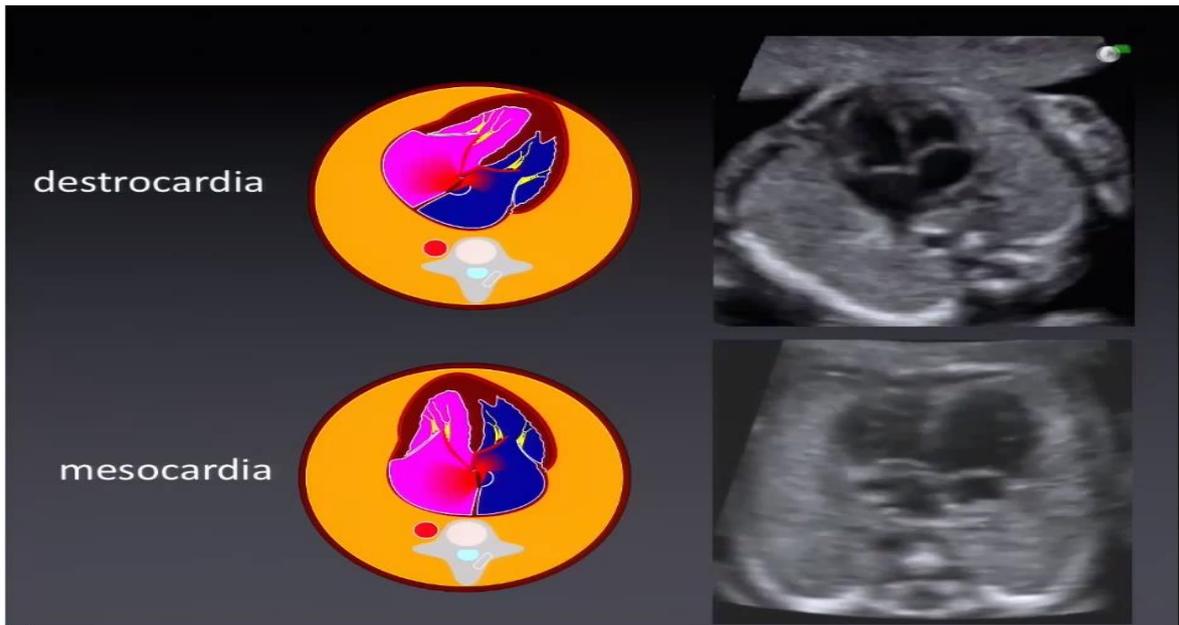
Ecocardiografia fetale

3.1 Finalità ed esecuzione dell'esame ecocardiografico

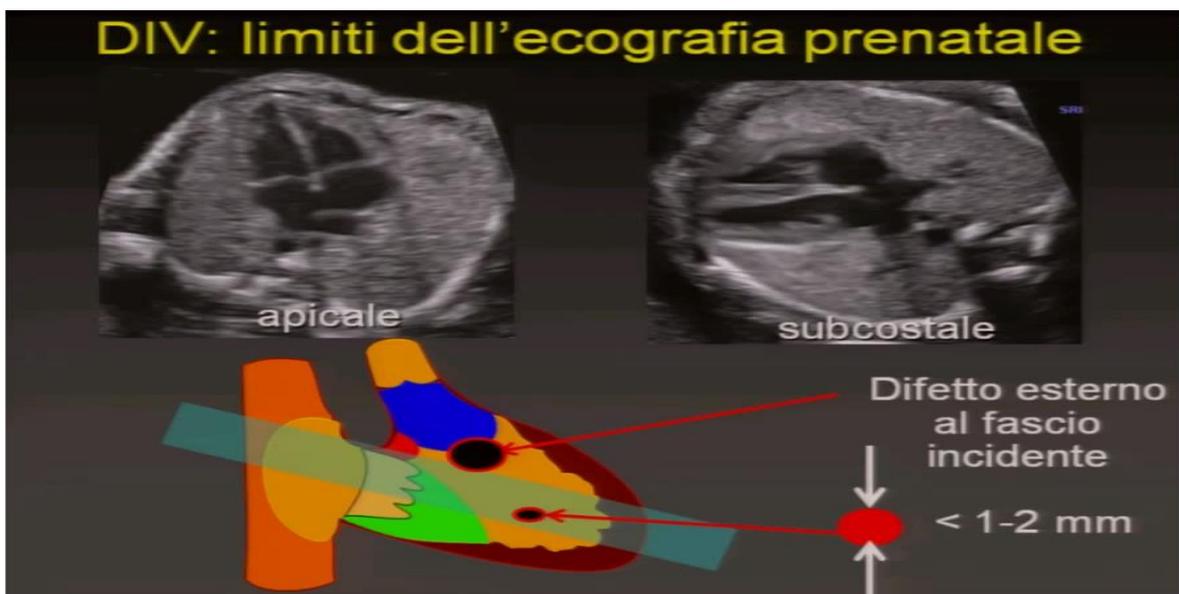
L'ecocardiografia fetale è un esame diagnostico con impostazioni e finalità diverse dallo studio del cuore eseguito di routine durante l'esame morfologico fetale. Uno degli obiettivi principali è quello di confermare la presenza o assenza di una patologia cardiaca sospettata all'esame ecografico di base del secondo trimestre o diagnosticare una malformazione cardiaca congenita. L'esame ecocardiografico fetale dovrebbe essere eseguito a partire dalla XX settimana di gestazione; in casi selezionati può essere offerto uno scan cardiaco intorno alla XIV settimana di gestazione con un follow-up a XX-XXIV settimane. L'ecocardiografia fetale comprende lo studio delle quattro camere e la visualizzazione del tratto di efflusso ventricolare sinistro, del tratto di efflusso del ventricolo destro, dell'arteria polmonare principale e dei suoi rami, dei ritorni venosi sistemici e polmonari.

Le cardiopatie congenite sono la malformazione neonatale più frequente, con una prevalenza stimata tra lo 0.8% e l'1.2%. Nel 50% dei casi queste malformazioni necessitano di uno o più interventi chirurgici correttivi o palliativi nel primo anno di vita. La diagnosi con ultrasuoni negli ultimi anni ha visto allargare sempre di più il proprio campo di applicazione, dato il basso costo, la facile fattibilità e ripetibilità e la sua innocuità, diventando un punto cardine nella diagnostica cardiologica.

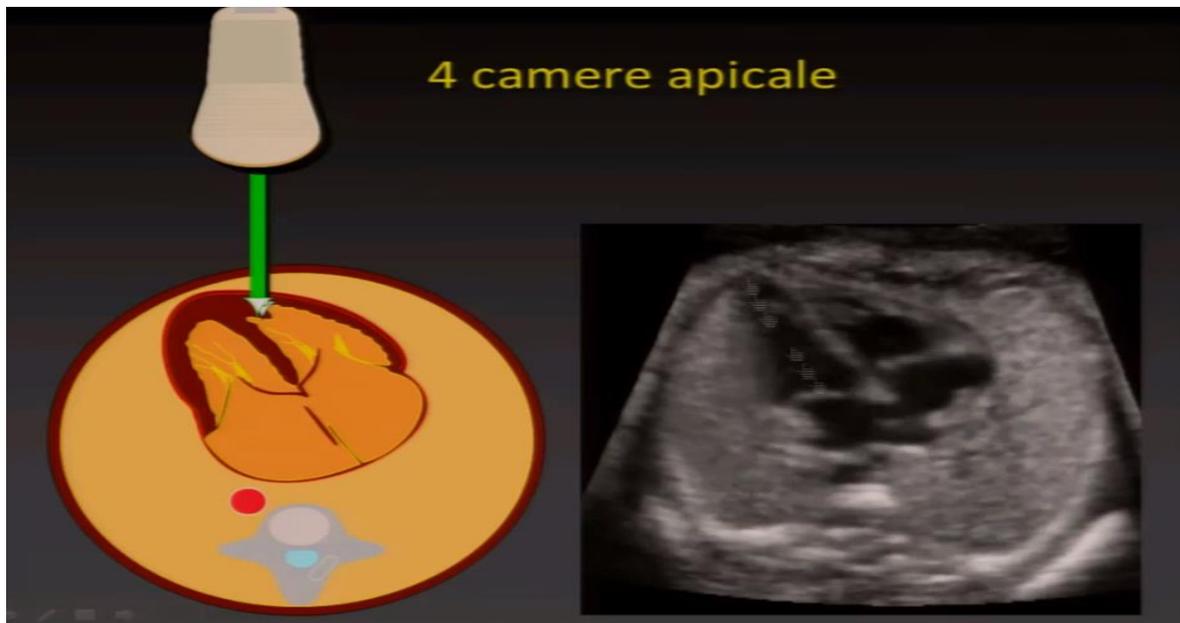
Durante l'ecocardiografia fetale del secondo trimestre, l'esaminatore dovrebbe confermare rapporti anatomici e caratteristici funzionali del flusso attraverso un'analisi sistematica nei seguenti settori: asse cardiaco e situs, morfologia ventricolare, presenza di versamento pericardico di dimensioni superiori a 3 mm, connessioni veno-atriali, atrio-ventricolari e ventricolo-arteriose del cuore; dimensioni e rapporti tra il tratto di efflusso di sinistra e di destra, archi dittale e aortico, setto interventricolare, settointeratriale, dimensione delle camere atriali e forame ovale, valvole atrioventricolari e semilunari, flusso attraverso ogni connessione del cuore utilizzando il doppler. Una delle prime cose da osservare con l'ecocardiografia è la posizione del cuore che assume un'importanza particolare perchè le patologie cardiache possono essere associate a patologie malformative piuttosto severe.



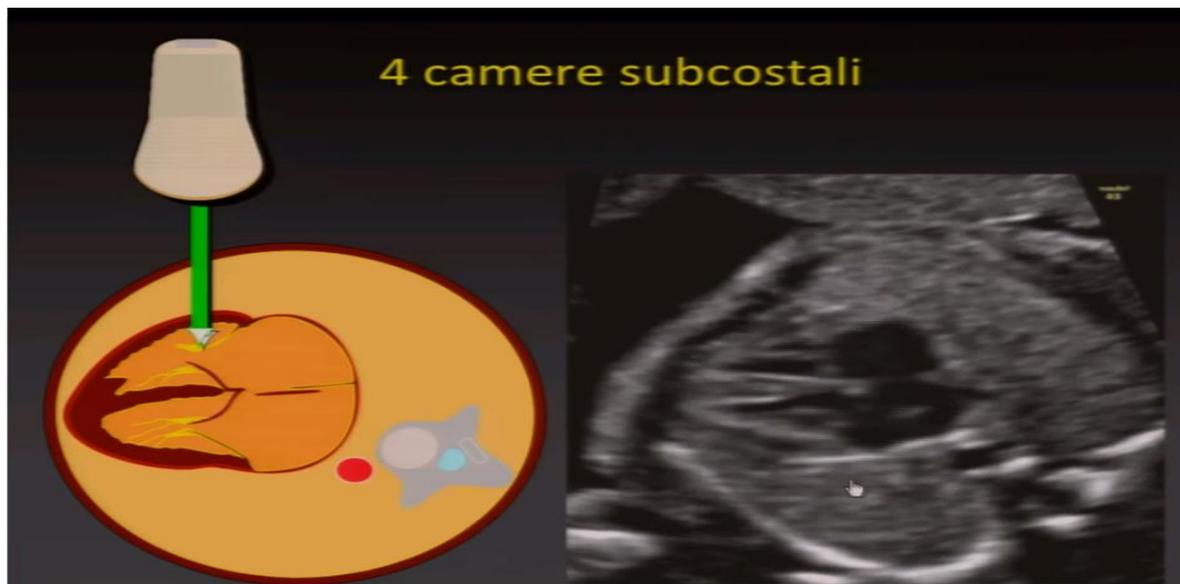
È importante vedere se l'apice del cuore si trova verso il lato sinistro ma, prima di fare ciò, va stabilito qual è il lato destro o sinistro del feto. È importante inoltre valutare la posizione dell'aorta e la pervietà delle valvole. Per valutare la presenza di un Difetto del Setto Interventricolare (DIV), si utilizza la proiezione a 4 camere e si può adottare l'approccio apicale o subcostale, ma esiste un limite tecnico alla diagnosi di questa patologia poichè si vede solo una parte del setto (quella centrale) e la parte visibile dipende dalla profondità del fascio e dalla focalizzazione. La sezione visibile è di solito di 1-2 mm e se il difetto del setto è al di fuori di tale zona, non lo si può vedere nella proiezione a 4 camere. Analogamente se il difetto è minore di 1-2 mm esso non è visibile benchè alla nascita possa essere piuttosto cospicuo.



Se si lavora con l'approccio apicale c'è un *minus* (zona scura in corrispondenza della giunzione setto ventricolare) e quindi si può avere un falso positivo; è difficile stabilire se il difetto è vero oppure c'è un artefatto perchè c'è poca risoluzione laterale in quanto in quel punto il setto è molto sottile.

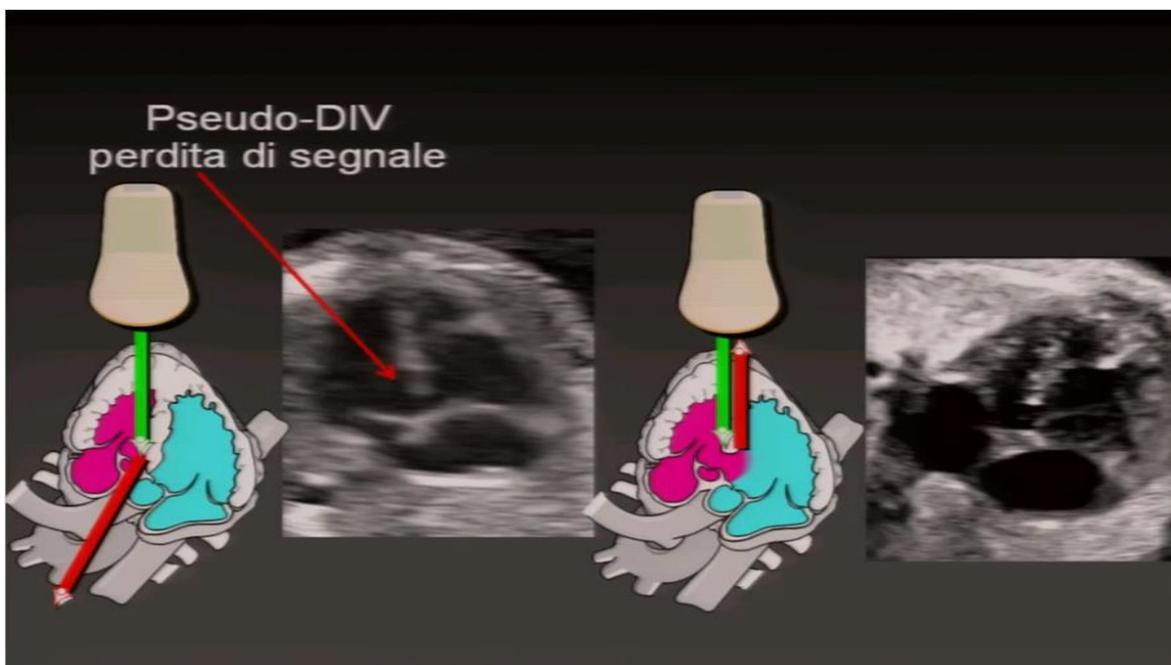


Si possono adottare degli accorgimenti per risolvere tale problema: occorre colpire il bersaglio da un altro punto di vista, quindi usare un approccio subcostale dove il setto si vede meglio.



Se il difetto lo si vede solo con un approccio allora lo si considera un artefatto. Uno pseudo DIV, cioè un artefatto, è dovuto ad un mancato rimbalzo di

ultrasuoni i quali non tornano indietro perchè la struttura è molto sottile e vengono refratti così il setto sfuma verso il nero. Quando c'è un vero difetto del setto si nota un pertugio delimitato da una cresta che rappresenta uno spessore di tessuto che rimanda indietro gli US.



Ci sono diverse modalità di imaging per valutare le anomalie cardiache fetali, che vanno dalle tecniche tradizionali che comprendono in bidimensionale, l'M-Mode, il Doppler pulsato e il color-Doppler all'utilizzo delle più moderne ed avanzate metodiche come il 4D e lo STIC.

L'utilizzo di trasduttori ad alta frequenza aumenta la probabilità di evidenziare difetti minori, ma riduce la penetrazione acustica. Per tutti gli esami bisognerebbe utilizzare sonde di frequenza più elevata possibile, tenendo presente, tuttavia, il compromesso che esiste tra il grado di penetrazione degli US e la risoluzione dell'immagine. La scala dei grigi resta l'elemento chiave di una valutazione ecografica affidabile del cuore fetale; l'impostazione della scala dei grigi sull'ecografo dovrebbe prevedere un elevato frame rate ed un aumento del contrasto. Le immagini dovrebbero essere ingrandite in modo tale che il cuore occupi uno spazio compreso tra un terzo e la metà dello schermo. Ove disponibile il cineloop (cioè la possibilità di rivedere una serie di fotogrammi in sequenza, a una velocità rallentata o frame by frame) può essere utilizzato per la valutazione dei difetti settali ventricolari e del movimento delle valvole cardiache durante il ciclo cardiaco.

3.2 Effetto Doppler

È il fenomeno tale per cui un'onda ultrasonora riflessa da una struttura in movimento ha frequenza minore o maggiore rispetto a quella dell'onda incidente a seconda che la struttura si allontani o si avvicini alla sonda.

La differenza di frequenza tra l'onda incidente e l'onda riflessa prende il nome di **Doppler Shift** o **Frequenza Doppler** e in termini matematici l'equazione che esprime l'effetto doppler può essere così descritta:

$$\Delta F = 2F \frac{V \times \cos\theta}{C}$$

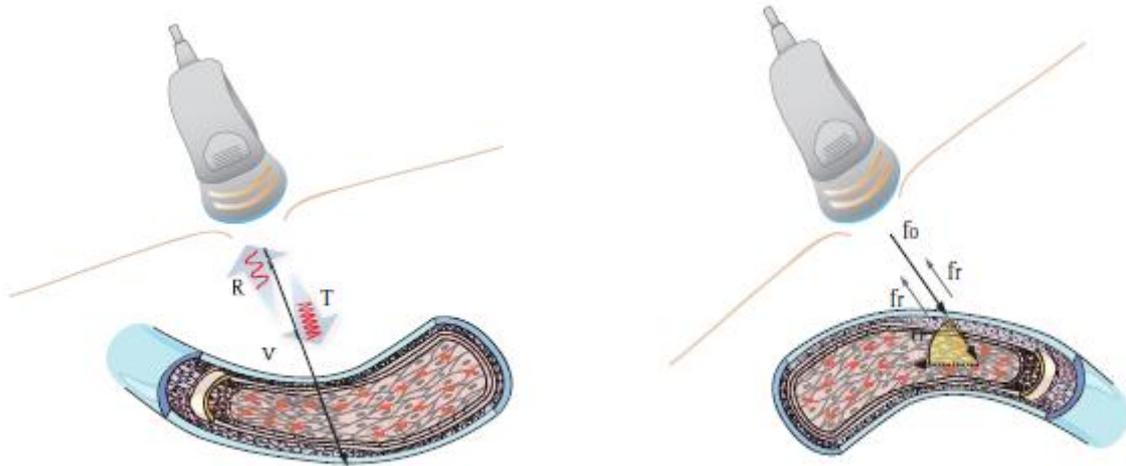
ove ΔF è la Frequenza Doppler (o Doppler Shift), cioè la differenza di frequenza fra l'onda incidente ed onda riflessa, mentre F è la frequenza dell'onda incidente. Il coefficiente 2 interviene nella relazione in quanto l'effetto doppler si realizza due volte: una prima volta quando l'onda incontra il bersaglio in movimento e una seconda volta quando, riflessa dal bersaglio in movimento, ritorna alla sorgente. V è la velocità di movimento del bersaglio; $\cos\theta$ è il coseno dell'angolo di incidenza che si crea fra l'asse di direzione del bersaglio in movimento e la direzione dell'onda mentre C è la velocità di propagazione dell'onda nel mezzo fisico di trasmissione. L'unico

parametro sconosciuto al sistema è $\cos\theta$; nella maggior parte delle apparecchiature Doppler, durante l'esame, la velocità viene calcolata assumendo per default che l'angolo incidente sia 0° e quindi il coseno sia uguale a 1. Questa situazione di calcolo andrà opportunamente corretta dopo l'acquisizione ed il congelamento dell'analisi spettrale per calcolare esattamente la velocità di scorrimento del sangue.

3.3 Applicazioni dell'effetto Doppler in ecografia

L'ecografia sfrutta l'effetto doppler per registrare la velocità (velocimetria) di scorrimento del sangue nei vasi. Un fascio di US generato per effetto piezoelettrico da un trasduttore (sorgente fissa), viene lanciato nei tessuti stazionari e si propaga alla velocità quasi costante di circa 1540 m/s in direzione del vaso da esplorare. Nel vaso gli US incontrano la colonna ematica (bersaglio mobile) che scorre con una velocità più o meno elevata verso il trasduttore o in direzione opposta, in relazione al settore circolatorio e alla natura del vaso. I

globuli rossi che rappresentano la parte preponderante della componente corpuscolata del sangue, colpiti dagli US, si comportano come dei riflettori e disperdono l'energia US a 360°, come altrettanti sorgenti di US.



Un fascio di US generato per effetto piezoelettrico da un trasduttore, viene lanciato nei tessuti stazionari (T) e si propaga a velocità quasi costante (1540 m/s) direzione del vaso da esplorare (v). R è la frequenza di ritorno.

Angolo di insonazione: è l'angolo che si forma tra l'asse di scorrimento del sangue e l'asse focale del fascio di US.

La frequenza del segnale di ritorno differirà di un valore ΔF rispetto alla frequenza degli US trasmessi e sarà uguale a $(F+\Delta F)$ se il flusso del sangue si dirige verso il trasduttore, mentre sarà uguale a $(F-\Delta F)$ se il flusso del sangue si allontana nel senso opposto. Il doppler-shift che cade costantemente nel range delle frequenze percepite come suono dall'orecchio umano, è proporzionale alla velocità di scorrimento del sangue, al senso di scorrimento del sangue, alla frequenza operativa del modulo doppler. Tuttavia bisogna tener conto del fatto che quando la frequenza di trasmissione è alta, l'attenuazione da assorbimento diventa molto elevata e riduce la capacità di penetrazione degli US in profondità. Pertanto, da un punto di vista pratico, la scelta della frequenza di trasmissione del modulo doppler deve rappresentare un giusto compromesso fra la profondità di campo e la velocità di scorrimento del sangue. Saranno necessarie frequenze più basse per lo studio dei vasi profondi (1.5-5 MHz per i vasi addominali) e frequenze più elevate per i vasi superficiali (5-10 MHz). Sarà necessaria una frequenza di 2 MHz per lo studio del cuore e dei vasi cerebrali per via transcranica. Una frequenza bassa 2MHz permette di arrivare a grandi profondità, fino a 20cm e quindi rilevare flussi in cavità come il cuore

o in vasi molto profondi, mentre aumentando la frequenza diminuisce la profondità di lavoro della sonda fino ad arrivare a 20MHz con cui si raggiungono i 2 cm di profondità massima. In generale, la frequenza operativa del Doppler è più bassa di quella comunemente usata per l'imaging B-Mode. La frequenza operativa ottimale per l'esame Doppler, in MHz, può essere ricavata dalla seguente relazione:

$$F_0 = \frac{90}{D}$$

Ove D , è la distanza del vaso da esplorare e 90 un coefficiente di proporzionalità calcolato.

La frequenza doppler avrà un segno positivo se la proiezione vettoriale dell'asse di scorrimento del sangue sull'asse del fascio US è diretta verso la sonda, negativa nel caso in cui se ne allontana. Il segno della frequenza doppler è dunque fondamentale per conoscere il senso circolatorio del sangue nel vaso: se ΔF è positivo il sangue scorre verso la sonda, se è negativo se ne allontana.

Se l'ecografia B-Mode crea l'immagine in base all'intensità degli echi riflessi e del backscattering, l'energia che genera il segnale doppler è solo lo scattering che origina dai globuli rossi in movimento. L'intensità dello scattering è angolo-indipendente e la sua intensità è proporzionale alla quarta potenza dell'intensità degli US. Pertanto, per ottenere un segnale Doppler di qualità bisogna usare scansioni oblique in quanto l'intensità dello scattering non varia con l'angolo di incidenza mentre l'intensità del segnale doppler è direttamente correlata con il coseno dell'angolo doppler. Naturalmente, poichè il segnale doppler viene sovrapposto all'immagine B-Mode, la qualità dell'immagine convenzionale, a fronte di un ottimo segnale doppler, tende a decadere. Per questo per ottenere un'immagine di buona qualità e registrare un buon segnale doppler bisogna ricorrere ad un giusto compromesso: i migliori risultati vengono ottenuti usando scansioni con angoli di insonazione tra i 30° e i 60°.

3.4 Tecnologia ed apparecchiatura Doppler

In base alle caratteristiche di emissione degli US, possiamo distinguere apparecchiature Doppler ad Emissione Continua (CW) e ad Emissione Pulsata (PW). Negli ultimi dieci anni le apparecchiature doppler ad Emissione Pulsata hanno avuto uno sviluppo tumultuoso e continuo passando dal Duplex-scanner al color power Doppler. Questo ha relegato le applicazioni cliniche del doppler

ad emissione continua a settori clinici marginali. Gli spettacolari sviluppi del color power doppler non sono riusciti a superare la necessità dell'analisi spettrale delle velocità, l'unica modalità di rappresentazione del segnale doppler in grado di fornire una misura numerica e ripetibile della velocità di scorrimento del sangue e delle sue variazioni nel tempo.

Durante l'analisi del segnale Doppler in ambito ostetrico, si valutano tre indici che consentono una sorta di monitoraggio della crescita del feto:

- Il rapporto sistole/diastole: S/D ;
- L'indice di resistenza $RI = (S-D)/S$;
- L'indice di pulsatilità $PI = (S-D)/f_{media}$.

Tali 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 . Se c'è un incremento degli indici S/D e RI , sia per quanto riguarda l'arteria uterina, sia per quella ombelicale, probabilmente i feti saranno affetti da IUGR (Ritardo di Accrescimento Intrauterino).

3.5 Doppler ad emissione continua

Questo tipo di apparecchiatura si basa su una tecnologia relativamente semplice e poco costosa. Le peculiarità meccaniche della sonda spiegano gran parte delle funzioni del CW doppler. Il trasduttore che nelle applicazioni vascolari ha una forma a *pencil* è costruito con due elementi piezoelettrici a forma di “ D ”, giustapposti l'uno contro l'altro ma ben separati nella meccanica ed isolati nelle connessioni elettriche. Uno dei due cristalli emette US in modo continuo, l'altro resta continuamente in ricezione per raccogliere il segnale di ritorno. Un segnale elettrico continuo, sinusoidale di frequenza F , generato da un trasmettitore ad onda continua, eccita l'elemento piezoelettrico prescelto per la trasmissione. Questo converte il segnale elettrico in US della stessa frequenza F_0 , e li trasmette nei tessuti. L'energia retrodiffusa che deriva dallo scattering dei globuli rossi che confluiscono nei vasi viene raccolta dal trasduttore in ricezione continua e riconvertita in un segnale elettrico di RF. Questo segnale viene amplificato e moltiplicato elettronicamente nel demodulatore con una frequenza di riferimento (la stessa generata dal trasmettitore). Per interferenza

si genera un segnale complesso da cui viene isolata la frequenza di battimento, un segnale di bassa frequenza, nel range delle frequenze udibili. Il segnale complesso è costituito da una componente che è il prodotto del segnale di riferimento e del segnale doppler positivo ($F_0 + \Delta F$) e da una seconda componente che è uguale alla differenza fra la frequenza di riferimento e la frequenza di ritorno negativa ($F_0 - \Delta F$). La frequenza di battimento corrisponde al doppler shift o segnale doppler. La frequenza doppler amplificata da un altoparlante viene rappresentata con un suono.

Nel Doppler Continuo Non Direzionale il segnale in uscita è identico sia nel caso in cui la colonna ematica si avvicina, sia nel caso in cui si allontana dal trasduttore; qui è impossibile riconoscere la fase di ΔF e quindi se il segnale sia positivo o negativo. Questo trova applicazioni in ostetricia (cardiotocografia).

Le apparecchiature CW Doppler Direzionali sono invece capaci di rappresentare la fase o direzione del flusso e l'ampiezza del segnale.

3.6 Doppler ad emissione pulsata

Il nome duplex-scanner è riservato alle apparecchiature ecografiche a doppia scansione che usando il medesimo trasduttore formano l'immagine B-Mode ed eseguono contemporaneamente l'analisi spettrale del segnale doppler. Il trasduttore genera US in modo discontinuo e funziona in modo alternato da trasmettitore e ricevitore. L'emissione degli US avviene per brevi impulsi ed in trasmissione, l'operatore può variare sia la potenza acustica degli US che la durata dell'impulso. Entrambe le scelte migliorano la sensibilità del PW Doppler a scapito di un'esposizione acustica più elevata e di impoverimento della risoluzione assiale dell'immagine B-Mode. Nell'intervallo di tempo che separa due impulsi successivi la sonda raccoglie i segnali che consentono di formare l'immagine B-Mode e le frequenze doppler. Nelle apparecchiature duplex, il rischio di ambiguità spettrale o aliasing è insito nelle caratteristiche specifiche di funzionamento del trasduttore. Per un corretto campionamento del segnale doppler è indispensabile che l'intervallo di tempo che separa due impulsi successivi, vale a dire il periodo in cui la sonda funziona da ricevitore raccogliendo gli echi ed il segnale doppler di ritorno, sia sufficientemente lungo da permettere il ritorno degli echi più tardivi che originano dal volume campione. Il principio teorico che spiega l'aliasing è il teorema del campionamento di Shannon. L'enunciato stabilisce che per poter rappresentare

correttamente un segnale analogico di frequenza massima f_{max} , è necessario che la frequenza di campionamento sia almeno uguale o superiore a due volte il valore della frequenza massima da rappresentare. Da tale teorema si evince che per campionare correttamente un segnale Doppler bisogna impostare una frequenza di ripetizione degli impulsi (PRF) uguale o superiore al doppio della frequenza spettrale doppler. Tutti gli strumenti ecodoppler sono dotati di una manopola che regola direttamente la PRF. In alcuni strumenti esiste una funzione indiretta detta velocity-range che corregge automaticamente la PRF in funzione del valore massimo nella scala delle velocità. Agendo sul velocity-range si corregge la PRF e si ottiene una contrazione o espansione della curva spettrale.

Il color-Doppler (o color-flow imaging o color-flow Doppler - CD) combina in modo spettacolare l'immagine B-Mode in scala di grigi con una cartografia dinamica a colori dei flussi vascolari. Il color-doppler basa le sue funzioni, i suoi pregi e i suoi limiti sull'emissione discontinua degli US ma a differenza del Doppler spettrale, esegue il campionamento non su un volume ristretto ma su un box-colore che l'operatore può restringere o ampliare a gran parte dell'immagine. Il segnale doppler non viene raccolto solo in un volume campione ristretto e posizionato all'interno di un vaso ma su parte o gran parte del piano di scansione B-Mode con una tecnica di campionamento detta acquisizione multigate. Ciascuna linea del campo sonoro viene interrogata singolarmente con più volumi campione ed il segnale doppler viene raccolto ad intervalli di tempo prefissati in relazione al numero dei campionamenti e per frazioni di tempo brevi in relazione alla grandezza di ciascun volume campione. Le soluzioni adottate dalle aziende costruttrici per ottenere l'acquisizione combinata dell'immagine B-Mode e del segnale Doppler sono diverse. Nell'acquisizione Asincrona i data-set dell'immagine in scala di grigio e del Doppler vengono raccolti con due scansioni separate che si ripetono in modo alternato. Questa soluzione tecnica offre il vantaggio di ottimizzare la durata dell'impulso US dedicato all'acquisizione del segnale B-Mode e del segnale Doppler. Una seconda soluzione tecnica prevede l'acquisizione Alternata del segnale B-Mode e del segnale Doppler lungo le diverse linee di scansione che compongono il box colore. Anche questa modalità di acquisizione consente di ottimizzare la forma dell'impulso e l'angolo di incidenza. In più offre un'ottima risoluzione B-Mode ed un'elevata capacità di rappresentazione delle variazioni velocimetriche in funzione del tempo.

Il color doppler è una cartografia dinamica che rappresenta con pixel colorati i flussi o meglio la velocità media con cui gruppi di globuli rossi scorrono nei vasi. Per convenzione il colore rosso viene usato per rappresentare un flusso in avvicinamento ed il colore blu un flusso in allontanamento rispetto al trasduttore. Il terzo colore fondamentale, il verde, viene usato per codificare la dispersione delle velocità. Mentre nell'analisi spettrale vengono rappresentate tutte le frequenze e quindi le velocità dei globuli rossi presenti nel volume campione, nel color doppler l'assegnazione del codice cromatico a ciascun pixel viene stabilito in base alla velocità media o modale, rilevata all'interno di quell'unità campione lungo la linea di scansione. L'ampiezza del segnale doppler in funzione della velocità di flusso e dell'angolo di incidenza viene rappresentata variando la saturazione dei colori rosso e blu. Colori meno saturi (più chiari) indicano una maggiore ampiezza di ΔF e quindi una velocità più alta ed un angolo di incidenza basso. Colori più saturi (più scuri) indicano invece la situazione opposta. Nelle aree dove il regime di moto è turbolento e la dispersione spettrale è grande, il verde, sovrapponendosi ai colori rosso e blu, colora i pixel in giallo o ciano. Il codice cromatico attribuito alle variazioni di velocità dipende anche dalla geometria del vaso, dal tipo di trasduttore e dall'angolo Doppler. Per questo motivo la corrispondenza fra le velocità rappresentate dal color Doppler ed i valori calcolati con l'analisi spettrale non è lineare. Ad esempio, quando viene usato un trasduttore lineare, l'angolo di incidenza rispetto ad un vaso rettilineo presente nel campo di scansione è costante, ma prossimo a 90° . Variando lo steering e quindi l'angolo di insonazione, le caratteristiche cromatiche del flusso saranno altrettanto costanti in ogni segmento del vaso. Al contrario, se il fascio US viene emesso da un trasduttore settoriale o convex, gli angoli di insonazione non sono uniformi. Pertanto, il punto di vista della sonda rispetto al flusso, in un vaso con decorso curvilineo concavo o convesso, varierà progressivamente a mano a mano che ci si sposta da 0° a 180° . Le diverse porzioni del vaso assumeranno un codice cromatico diverso anche se il flusso in realtà non subisce cambiamenti di direzione. In particolare un'estremità del vaso verrà colorata in rosso perchè si avvicina al trasduttore, mentre l'altra metà si colorerà in blu.

Il color Doppler svolge un ruolo fondamentale nella diagnosi di:

- difetti cardiaci fetali;
- valutazione delle risposte emodinamiche a ipossia fetale e anemia;
- ricostruzione tridimensionale e visualizzazione dei vasi fetali e placentari.

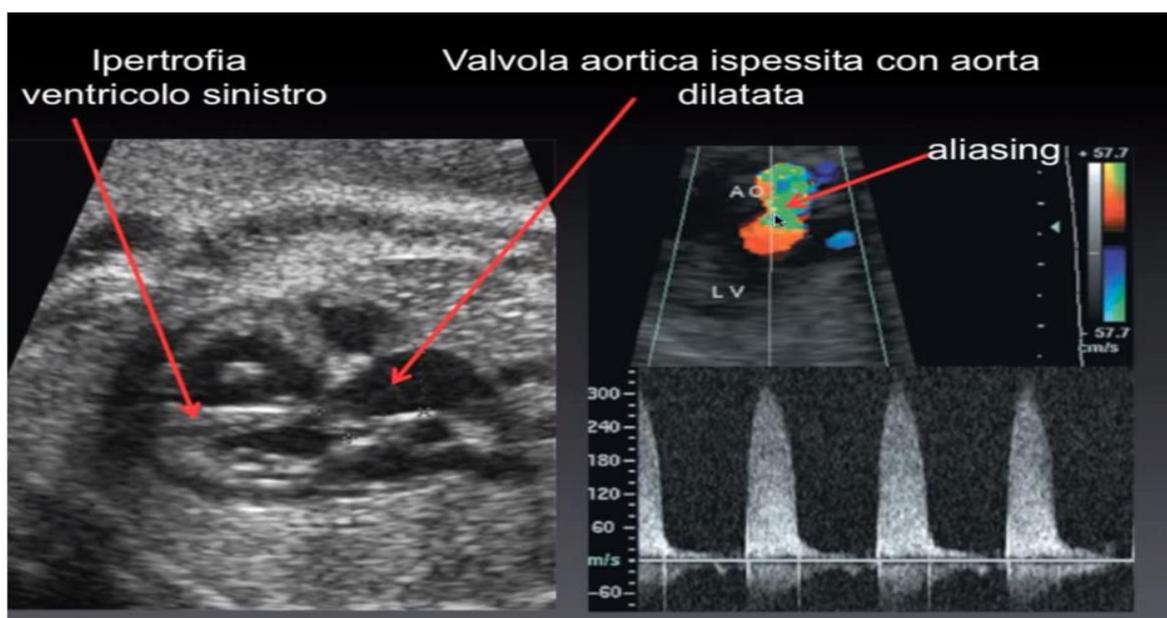
Alcune malformazioni del cervello fetale sono spesso associate con un decorso anomalo di vasi intracranici e la loro visualizzazione mediante color Doppler può essere utilizzata per confermare la diagnosi. È possibile studiare il decorso delle arterie e delle vene polmonari dal cuore fino nei segmenti polmonari periferici e la valutazione del flusso in questi vasi può essere utile per l'individuazione di ipoplasia polmonare. Il color Doppler consente non solo la visualizzazione del flusso di sangue, ma anche il movimento di fluido. Tale metodica permette la diagnosi di palatoschisi, dimostrando il movimento di fluido tra la bocca e il naso durante i movimenti respiratori. Il color Doppler facilita la diagnosi di una patologia fetale di grande importanza, la Coartazione Aortica, per la cui diagnosticabilità il feto deve tuttavia trovarsi in una determinata posizione. Molto importante è visualizzare le sezioni longitudinali perchè mettono in evidenza che l'arco aortico è più sottile del normale e deformato. Se la coartazione è severa, si dice che c'è uno Shelf (ovvero una scalino).



Lo shelf viene evidenziato in maniera particolare se si fa uso di power Doppler.



Altre anomalie che vengono bene evidenziate con il doppler sono: la cardiomegalia e le anomalie del situs, difetti dei setti, dominanza destra, Fallot, DORV e la più difficile da diagnosticare, la trasposizione dei grandi vasi. Permette inoltre di diagnosticare la stenosi polmonare e aortica; in quest'ultima, alla doppler flussimetria si nota che il flusso di sangue è turbolento e scorre a velocità maggiore. Invece al Doppler a colori c'è un mosaico di colori (aliasing) conseguenza del flusso molto turbolento. L'utilizzo del color doppler è obbligatorio durante l'esecuzione dell'ecocardiogramma fetale con sospetto di patologia cardiaca.



Il power Doppler (color Doppler energy, color power angio etc.- PD) è una modalità di imaging color Doppler che rappresenta, con una cartografia monocromatica, la potenza del segnale Doppler. Come in modalità color, il segnale nel box colore viene raccolto in più punti lungo ciascuna linea di scansione e viene isolato per autocorrelazione di una sequenza di impulsi. Tutti i segnali di ritorno da ciascun punto di campionamento contribuiscono a creare l'immagine power Doppler in base alla loro potenza. Da un punto di vista teorico, pertanto, le due tecniche differiscono solo per il parametro che da origine all'immagine flussimetrica. Il color Doppler riproduce le variazioni di velocità media con cui i globuli rossi fluiscono nel vaso, il power Doppler invece riproduce la potenza del segnale, ossia l'integrale della curva spettrale.

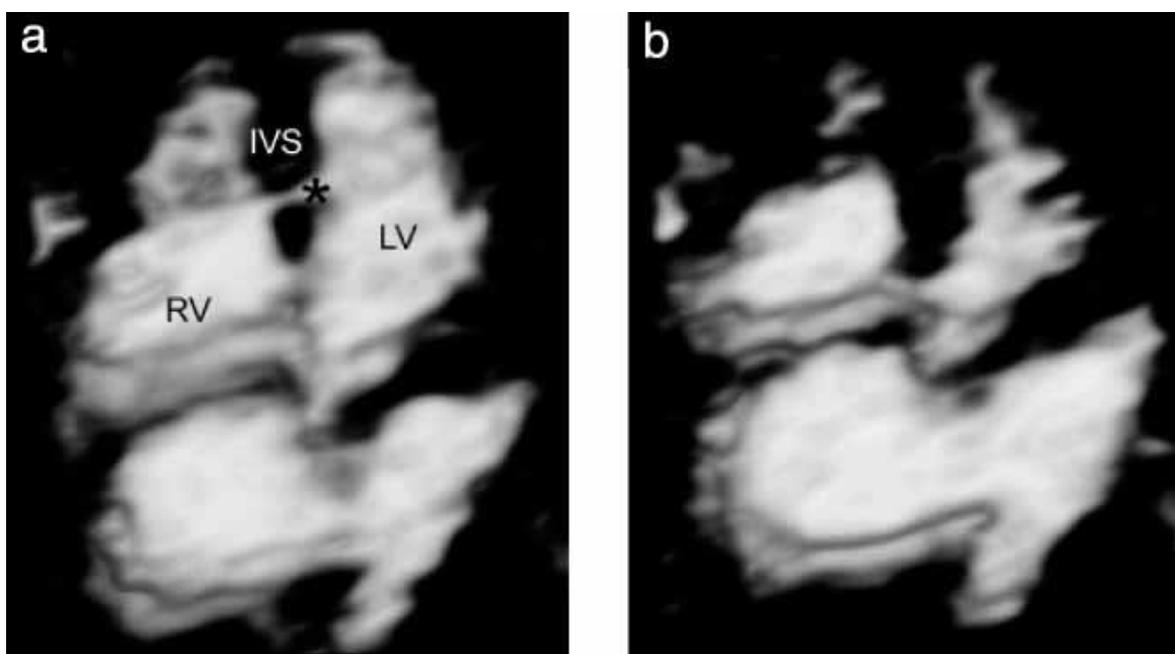
Il power Doppler non fornisce quindi informazioni sulla direzione del flusso e fornisce solo indirettamente una misura della velocità di scorrimento. Il tono di colore in ciascun pixel è espressione della somma (integrale) del quadrato dell'ampiezza spettrale del segnale doppler e quindi solo del numero di globuli rossi che fluiscono in quella regione del vaso. Essendo approssimativamente proporzionale al numero di globuli rossi che si muovono nel volume unitario, il segnale power è più intenso se si origina dai vasi di grosso calibro rispetto ai vasi di piccolo calibro.



Cuore fetale con power Doppler: viene mostrato il cuore con l'arco aortico.

3.7 STIC: nuova tecnica di studio del cuore fetale

La tecnica STIC (Spatio Temporal Image Correlation) consente di studiare la funzionalità del cuore ed i movimenti delle sue strutture anatomiche attraverso lo studio di un ciclo cardiaco virtuale ricavato da svariati cicli sovrapposti. La possibilità di visualizzare le varie strutture anatomiche su tre piani contemporaneamente consente una migliore comprensione dei rapporti topografici tra camere cardiache e grossi vasi e di effettuare al computer la ricostruzione tridimensionale con color-Doppler. Il cosiddetto **Inversion Mode** da inoltre la possibilità di visualizzare gli stampi dei ventricoli e dei grossi vasi come in corso di cateterismo cardiaco.



Vista di un cuore fetale durante la diastole (a) e la sistole (b) tramite STIC Inversion Mode: il flusso di sangue che devia attraverso il setto interventricolare viene mostrato come un flap iperecogeno che connette i due ventricoli, confermando un difetto del setto ventricolare ().*

Tale metodica rappresenta uno sviluppo importante nel campo degli ultrasuoni in 4D. Un software accoppiato ad un equipaggiatura Voluson730 Expert e un trasduttore convex real time per scanning automatico (RAB 4-8 MHz), permette un'acquisizione volumetrica del cuore fetale e delle sue connessioni vascolari. Le analisi volumetriche sono eseguite in modalità di rendering di superficie e multiplanare. I vantaggi maggiori sono la rapida acquisizione delle immagini e la possibilità di un'analisi a posteriori (i dati sono immagazzinati

su hard disk drive) da parte di uno specialista di ecocardiografia fetale. A differenza degli ultrasuoni in 2D questa tecnica può essere applicata per valutare qualsiasi cardiopatia congenita grazie al maggior numero di frames acquisiti e provenienti da una specifica regione anatomica. Lo svantaggio principale è correlato alla necessità di avere immobilità fetale. La maggiore diffusione di tale metodologia può migliorare la scoperta di malformazioni cardiache prenatali poiché i dati dei volumi presi da un sonografo possono essere inviati tramite le reti di telecomunicazione per essere analizzati da specialisti dell'ecocardiografia fetale. Inoltre, questa metodica permette la valutazione per mezzo del cineloop.

La modalità di superficie rappresenta il volume cardiaco rendered presentando una sequenza di cineloop che, a sua volta, permette di valutare il movimento cardiaco attraverso un ciclo cardiaco completo. Il tempo di acquisizione volumetrica è di circa 7.5-12.5 secondi. I limiti potenziali sono: l'età gestazionale precoce (meno di 13 settimane), posizione fetale (ombre acustiche causate dalle costole), obesità materna e recenti chirurgie addominali. Esse possono influenzare negativamente la qualità delle immagini benchè tali fenomeni siano comunque presenti anche con l'uso degli US convenzionali. In caso di associazione al color doppler il limite principale è correlato all'angolo di insonazione e bisogna evitare l'incidenza perpendicolare. I vantaggi sono: numero illimitato di piani di immagine che possono essere esaminati, tempo di valutazione più breve, addestramento specifico non richiesto perchè l'analisi avviene successivamente da parte di uno specialista. Lo STIC è utile per rilevare complesse malattie cardiache congenite come la d-TGA o la sindrome del cuore sinistro ipoplastico, che sono difficili da valutare con la convenzionale ecocardiografia perchè gli assi cardiaci sono in apparenza distorti.

Capitolo 4

Artefatti e bioeffetti dell'ecografia fetale

4.1 Bioeffetti e danni biologici

Nonostante gli ultrasuoni per uso diagnostico vantino un'eccellente storia di sicurezza, è da tempo noto che essi, a certi livelli, possono alterare i sistemi biologici. Si possono definire due meccanismi secondo i quali gli ultrasuoni possono indurre effetti biologici: il meccanismo termico e il meccanismo non termico o meccanico. I bioeffetti non termici sono causati dall'alternarsi dell'espansione e della contrazione del tessuto che si verifica quando le onde di pressione degli ultrasuoni attraversano o passano vicino a gas. Questi bioeffetti sono noti anche come cavitazione e riguardano la generazione, la crescita, la vibrazione e il possibile collasso di bolle microscopiche all'interno del tessuto. La cavitazione dipende da diversi fattori, quali la pressione e la frequenza degli ultrasuoni, il campo ultrasonoro (focalizzato o non focalizzato, pulsato o continuo), la natura e lo stato del tessuto e degli organi adiacenti. I possibili bioeffetti meccanici vengono valutati tramite l'indice meccanico (MI), definito come la pressione rarefazionale di picco in Mpa divisa per la radice quadrata della frequenza centrale della sonda in MHz. La visualizzazione del MI aiuta l'operatore a mantenere i possibili bioeffetti meccanici a livello minimo.

Il bioeffetto termico è invece l'aumento di temperatura del tessuto esposto all'energia acustica. L'energia acustica viene assorbita dal tessuto corporeo; l'assorbimento è la conversione di questa energia in calore. Se il deposito di energia in una certa area è superiore alla capacità di dissipazione del calore, si verificherà un aumento di temperatura che dipende dalla quantità di energia, dal volume dell'esposizione e dalle caratteristiche termiche del tessuto. Ai fini di aiutare l'operatore ad essere a conoscenza delle condizioni che possono provocare un aumento di temperatura in certi casi particolari si usa il cosiddetto indice termico (TI), definito come il rapporto tra la potenza acustica totale e la potenza necessaria per aumentare la temperatura del tessuto di un grado. Come per l'indice meccanico, gli indici termici svolgono la funzione di indicatori relativi dell'aumento della temperatura: un valore più alto rappresenta un maggiore aumento della temperatura.

Per valutare i possibili effetti del fascio ultrasonoro sul tessuto, si deve calcolare l'intensità rilevata sulla zona interessata. La quantità di attenuazione subita dal fascio che attraversa un tessuto corporeo è determinata da 3 fattori: il tipo di tessuto attraversato, la frequenza del fascio e la distanza percorsa.

L'ecografia prenatale usata nella pratica clinica appare priva di rischi. Ad oggi, non è stato pubblicato e validato alcuno studio che suggerisca altrimenti. Il tempo di esposizione fetale dovrebbe essere ridotto al minimo e si dovrebbe usare anche il più basso livello di potenza acustica necessario ad ottenere informazioni diagnostiche, come suggerito dalla regola ALARA (As Low As Reasonably Achievable).

4.2 Artefatti

Uno dei motivi che rendono particolarmente difficile l'esecuzione dell'esame e la sua interpretazione è la frequente presenza di immagini artefatti. Un artefatto ecografico può essere definito come una informazione falsa, multipla o distorta generata dalla macchina o dall'interazione degli ultrasuoni con i tessuti. Gli artefatti ecografici si formano perché si assume erroneamente che:

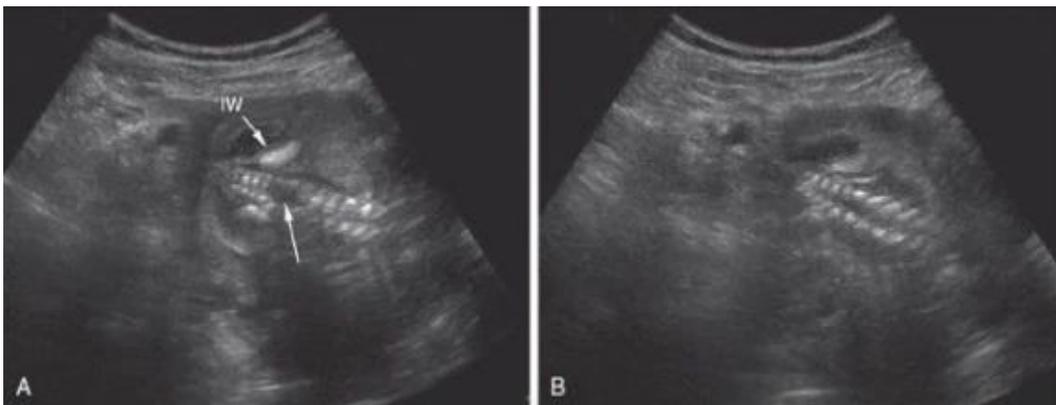
- la propagazione degli ultrasuoni è sempre rettilinea
- il fascio di ultrasuoni è infinitamente sottile nella sua direzione laterale e nello spessore
- la velocità del suono è costante nei tessuti
- l'eco rilevato origina dall'ultimo impulso inviato
- l'eco rilevato ha eseguito la più breve strada possibile tra il riflettore e la sonda
- l'ampiezza degli echi è proporzionale alla differenza tra l'impedenza acustica dei diversi tratti di tessuto
- l'ampiezza degli ultrasuoni diminuisce con l'aumentare della penetrazione in profondità.

In ecografia comunque gli artefatti possono a volte essere elementi utili d'interpretazione. Per questo è possibile parlare di artefatti buoni, nel senso che forniscono utili informazioni per la diagnosi, ed artefatti cattivi che invece possono portare a diagnosi incorrette o completamente errate. Alla categoria degli artefatti buoni appartengono il rinforzo di parete posteriore, l'ombra acustica posteriore ed alcuni tipi di riverberi quali ad esempio il ring down artifact. Alla categoria dei cattivi appartengono la rifrazione, le

immagini a specchio, l'anisotropismo, il range-ambiguity, gli artefatti dei lobi laterali, artefatti da cambiamento della velocità, da volume parziale, il doppler-aliasing.

I più comuni sono i seguenti:

- Cono d'ombra posteriore: interfacce con impedenze acustiche marcatamente diverse possono causare la completa riflessione del fascio ultrasonoro. Tale fenomeno produce, distalmente alla superficie iperriflettente, una zona priva di echi, scura, detta cono d'ombra posteriore. Tale cono può essere prodotto da calcoli, gas, strutture ossee e cicatrici. Oggetti con superfici iperriflettenti lisce o accumuli di piccoli oggetti iperriflettenti hanno un'ombra acustica posteriore pulita (nel senso di molto anecogena, ovvero nera). Oggetti piccoli con superficie irregolare o oggetti o sostanze meno densi hanno, invece, un'ombra acustica posteriore spuria (cioè non completamente anecogena).

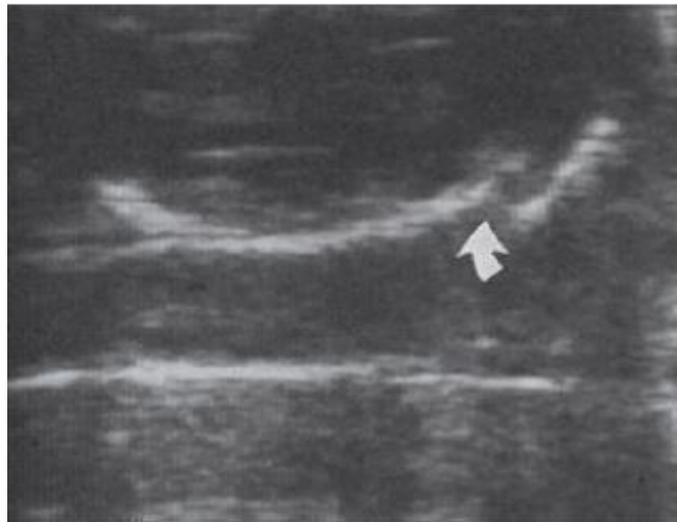


Apparente mancanza di elementi vertebrali. A: ecografia coronale della colonna distale suggestiva di assenza di segmenti vertebrali (freccia) compatibile con la spina bifida. Questo aspetto è invece dovuto all'ombra prodotta dall'ala iliaca sovrastante. B: con un'angolazione leggermente diversa e un piano di sezione differente, la porzione distale normale della colonna viene visualizzata meglio e appare intatta.

- Artefatti da riverbero: le riverberazioni sono prodotte da strutture (gas, osso, parete prossimale di una raccolta liquida), che producono una forte riflessione degli US, tale che questi colpiscono il trasduttore e da questo vengono inviati nuovamente nei tessuti; questo percorso viene effettuato più volte, dando origine a riflessioni multiple tra oggetto e trasduttore, che determinano una serie di bande ecogene distanziate tra loro da un

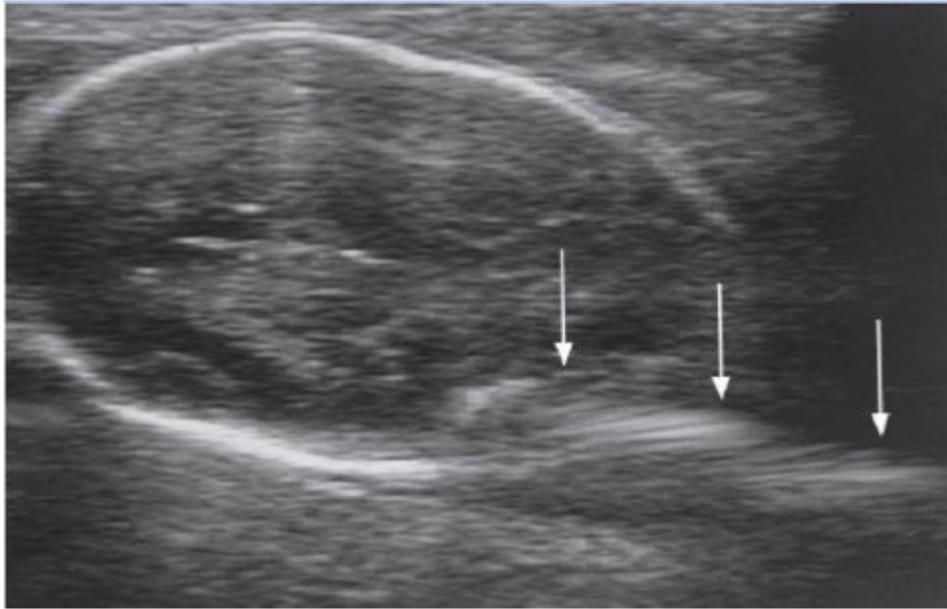
intervallo costante, pari alla distanza tra oggetto e sonda e con intensità crescente.

- Ring down artifact: è un particolare tipo di artefatto da riverberazione che si produce in seguito a riflessioni multiple che avvengono tra parete posteriore ed anteriore di un oggetto. Queste riflessioni multiple producono una serie di echi paralleli e assai vicini tra loro, realizzando un'immagine assai caratteristica detta a coda di cometa. Questo artefatto si verifica quando viene insonata una struttura di piccole dimensioni ed elevata impedenza acustica quali piccole bolle gassose o microcalcificazioni.
- Ombra laterale da rifrazione: quando un ultrasuono attraversa un'interfaccia devia dalla sua direzione rettilinea con un angolo che presenterà una deflessione verso il versante dell'impedenza maggiore. Nelle immagini ecografiche i fenomeni di rifrazione si rendono evidenti in corrispondenza dei profili laterali di strutture rotondeggianti od ovali, solide o liquide, determinando la comparsa delle cosiddette ombre acustiche laterali. La rifrazione causa una distorsione delle immagini tale che i diametri laterali degli organi possono risultare sottostimati oppure che si può avere la mancata visualizzazione delle pareti ad esempio della vescica, simulando una lesione di continuo.



L'interazione del fascio di ultrasuoni con la superficie del cranio produce degli artefatti. Sembra che questo feto abbia suture sovrapposte (freccia); in realtà si tratta di un artefatto da riverberazione correlato alla rifrazione del fascio di ultrasuoni. Cambiando l'angolazione del trasduttore, il cranio fetale appare normale.

- **Range ambiguity:** questo artefatto si forma in presenza di raccolte liquide di notevoli dimensioni, come nel caso di vescica sovradistesa. L'artefatto si genera perchè gli echi provenienti dalla parete distale della raccolta raggiungono la sonda dopo che è partito un altro impulso di ultrasuoni, per cui l'elaboratore dell'ecografo interpreta questi echi come provenienti da molto più vicino del reale e li pone quindi all'interno della raccolta, simulando la presenza di un deposito ecogeno.
- **Artefatto da cambiamento di velocità:** gli ecografi ricostruiscono l'immagine come se gli US attraversassero il corpo umano a velocità costante; la velocità di propagazione, però, varia nei diversi tessuti. Poichè gli US attraversano l'acqua ed il grasso più lentamente rispetto alla velocità costante presunta, accade che nell'immagine una struttura adiposa o liquida venga riprodotta più grande che nella realtà a causa di uno spostamento in senso distale della parete posteriore. Ugualmente spostate risulteranno tutte le interfacce poste distalmente alla struttura in questione. Una situazione esattamente contraria avviene per le strutture nelle quali la velocità di propagazione è più alta rispetto alla velocità costante di settaggio; in tal caso, tali formazioni risulteranno più piccole.
- **Anisotropismo:** questo artefatto è causato dal fatto che l'immagine è formata solo grazie agli echi che tornano verso la sonda. I restanti echi diffusi si disperdono nei tessuti senza contribuire alla formazione dell'immagine.
- **Side lobe artifact:** questo artefatto piuttosto insidioso è dovuto alla morfologia del fascio ultrasonoro. Oltre al fascio principale vi sono dei fasci minori per intensità, disposti lateralmente al fascio principale, detti lobi laterali. La loro presenza può determinare la comparsa di echi in una raccolta liquida perchè, mentre il lobo principale la attraversa senza che si creino echi, i lobi laterali interagiscono con strutture od organi posti lateralmente alla raccolta e gli echi da essi generati, giunti alla sonda, vengono interpretati come facenti parte del fascio principale e, quindi, disegnati nel lume della raccolta liquida. L'effettuazione di più scansioni o una migliore regolazione dei fuochi permette una corretta interpretazione delle immagini.



E' possibile osservare un artefatto da lobi laterali sopra la testa del feto (freccie). la natura artefattuale di questi echi può essere confermata notando che questi non si limitano alla testa, ma ne superano i confini. inoltre se si modifica l'orientamento del piano di scansione, la regione si rivelerà normale.

- Artefatto da sdoppiamento/spostamento laterale: in presenza di fenomeni di rifrazione, le strutture colpite dal fascio rifratto vengono riprodotte in una posizione che non corrisponde alla loro sede reale. L'effetto può essere lo sdoppiamento o lo spostamento dell'immagine.
- Aliasing: è il più frequente artefatto dell'eco-doppler. Per il doppler pulsato esiste un limite di velocità massima calcolabile legato al cosiddetto numero di Nyquist: se la velocità del flusso supera la metà del PRF (pulse repetition frequency) la direzione del flusso sembra invertire il suo senso (un flusso in avvicinamento sembrerà allontanarsi). A casusa dell'aliasing viene simulata la presenza di turbolenze.
- Speckle: la presenza di interfacce riflettenti non perfettamente speculari provoca complessi schemi di interferenza denominati speckle, che appaiono come una granulosità diffusa su tutta l'immagine. Siccome gli schemi interferenziali da frame a frame cambiano, ne consegue un rumore di difficilissima eliminazione.
- Mirror artifacts: strutture poste presso interfacce ricurve e a forte riflessione sono riprodotte sia nella loro posizione reale che al di là dell'interfaccia che ha agito come specchio. Questo artefatto si produce a causa di riflessioni multiple che avvengono tra la superficie che agisce da specchio e la struttura posta a ridosso di essa, con conseguente

allungamento del tragitto del fascio e allungamento del tempo impiegato dagli US per ritornare alla sonda. Il computer interpreta gli echi riflessi una seconda volta come posti più in profondità e quindi riproduce un'immagine anche al di là della superficie specchio, in sede speculare a quella reale. Questo artefatto è particolarmente insidioso perchè può indurre in gravi errori diagnostici. Un'immagine reale sarà visibile in tutte le scansioni, mentre un artefatto da mirror no.

Uno degli artefatti più singolari è quello responsabile della visualizzazione di un feto fantasma nel corso di un' ecografia ostetrica. Si tratta di un feto aggiuntivo oltre a quello per cui è stata fatta diagnosi in gravidanza, che può essere visualizzato durante l'ecografia del primo trimestre o in quelle successive. Inizialmente veniva descritto come prodotto dalla parziale rifrazione di un fascio di ultrasuoni in un piano di scansione ecografica risultante in una duplicazione o anche triplicazione dell'immagine. L'effetto si verificava spesso nella visualizzazione degli organi pelvici in quanto il muscolo retto interposto tra il trasduttore e l'area di interesse agiva come una lente rifrangendo il fascio di ultrasuoni. Sebbene rarissima, l'evenienza del feto fantasma, oggi definito come un mirror image artifact (MIA), è tutt'ora attuale e la sua descrizione in letteratura piuttosto esigua.

Capitolo 5

Nuovi sviluppi e ausili per l'indagine ecografica

5.1 Ecografia in 5D

Nonostante l'ecografia 3D e 4D siano delle tecniche di imaging fetale avanzate, probabilmente tra qualche anno, lasceranno il posto all'ecografia 5D. Gli ecografi di ultima generazione che utilizzano tale tecnologia, permettono di riprodurre filmati real-time ultrarealistici per una visione molto dettagliata del feto.

Il funzionamento di base è sempre lo stesso: una sonda che emette ultrasuoni e un sensore che li riceve. Quello che cambia è la velocità di calcolo del processore dell'apparecchio, che permette un utilizzo migliore delle informazioni raccolte. Aumenta così la sensibilità dello strumento nel diagnosticare eventuali anomalie o malformazioni a carico di alcuni organi fetali, soprattutto il cuore, l'apparato digerente e il cervello. Si tratta di un esame di secondo livello, da fare solo quando c'è una specifica indicazione, cioè quando con la tradizionale ecografia 2D è stato formulato un sospetto diagnostico che deve essere confermato. L'eco 5D non garantisce la sicurezza assoluta del risultato; l'attendibilità dell'esame dipende in gran parte dalle capacità dell'operatore che deve essere preparato ed esperto. Tuttavia per quanto esperto sia l'operatore, l'eco 5D non diagnostica il 100% delle anomalie e delle malformazioni.

5.2 STRAIN

E' una nuova tecnica diagnostica che si può affiancare all'acquisizione dei parametri ecocardiografici standard.

Lo Strain Doppler e lo Strain Bidimensionale cominciano a farsi strada nella diagnostica prenatale. Queste tecniche si basano sulla valutazione della funzione sistolica e diastolica regionale e segmentaria del miocardio, permettendo una valutazione più oggettiva della funzione sistolica e diastolica ventricolare. Lo Strain Doppler si basa sull'analisi dei dati acquisiti dal doppler tissutale, opportunamente processati da software dedicati. Nel feto questa tecnica sembra essere particolarmente utile nella diagnostica delle aritmie, in

quanto il suo frame rate e la possibilità di campionare nello stesso battito più segmenti cardiaci permette una rapida e precisa determinazione del timing di attivazione atriale e ventricolare.

Lo strain Bidimensionale si basa invece sull'acquisizione di un pattern tipico del miocardio (detto Finger Print), che può essere eseguito durante il ciclo cardiaco. In altre parole il software riconosce un pezzettino di tessuto, valutandone la deformazione. Questa tecnica dispone di un frame rate più basso, ma soddisfacente in rapporto alle frequenze cardiache studiate. Lo strain bidimensionale permette una valutazione globale e segmentaria della contrattilità miocardica, sia longitudinale che radiale. La semiautomatizzazione della processazione, inoltre, permette una minore dipendenza dall'operatore nonché una maggiore rapidità di analisi. Lo strain bidimensionale può essere chiamato in causa nella diagnostica prenatale per dirimere alcuni dubbi diagnostici, in particolare per quelle patologie per cui non esistono parametri diagnostici di sicuro valore predittivo (coartazione aortica) o quelle cardiopatie di origine genetica o metabolica (ipertrofica, dilatativa, restrittiva, da diabete materno, da glicogenosi, etc) in cui la funzione sistolica non risulta ancora compromessa in epoca prenatale.

5.3 Phantom

Un programma di controllo risulta essenziale in ultrasonografia per mantenere uno standard qualitativo accettabile del funzionamento dell'ecografo nel tempo. L'ecografo tende ad andare incontro a deterioramento fisico; ciò deriva da usura di componenti elettronici e incide anche sulla sicurezza elettrica, in rapporto alla qualità della componentistica utilizzata, del tempo globale di funzionamento e delle caratteristiche dell'ambiente in cui si opera. Tutto ciò porta ad un graduale peggioramento della qualità dell'immagine che va a riflettersi in una minore capacità di identificare e interpretare correttamente reperti patologici. Strumento essenziale per verificare l'adeguatezza dell'apparecchiatura ecografica è il phantom, un fantoccio che è costruito in modo da ottenere un'immagine predeterminata con elementi di riferimento costanti.

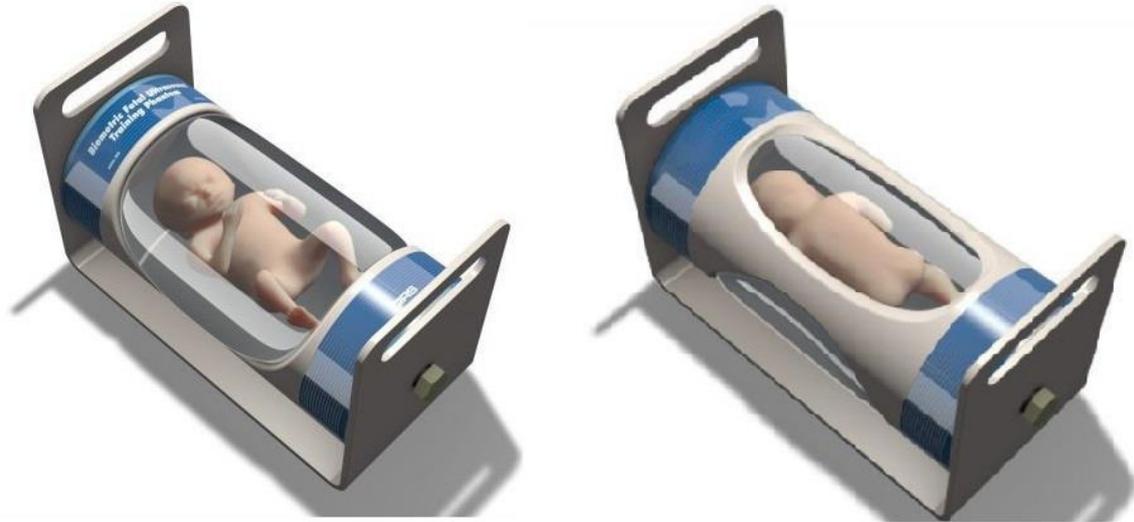
Esistono più tipologie di phantom usati in ecografia fetale: quelli per valutare le prestazioni delle sonde ecografiche e quelle per training medico.

I phantom CIRS 065-20 e 065-36 forniscono un modello tessuto-equivalente e anatomicamente appropriato di un feto per una scansione ultrasonica superficiale della morfologia fetale. Permettono di far training e ottimizzare la tecnica di acquisizione a mano libera e di dimostrare e valutare il sistema 3D manuale ed automatico. Questi phantom sono a basso costo, permettono all'operatore di far pratica con attrezzi durevoli e in condizioni prive di stress. Sia il modello del feto che il "fluido amniotico" non ecogeno nel quale esso è sospeso, sono costituiti da un gel elastomerico tessuto-equivalente. I phantom rappresentano realisticamente il formato del feto a due età gestazionali: ventesima e trentaseiesima settimana. La velocità degli ultrasuoni è di 1550 m/s mentre la velocità del suono è di 1540 m/s. Il contrasto è simile a quello del parenchima epatico.



Un altro phantom utilizzato è il modello CIRS 068, che rappresenta un feto è fatto di tessuto equivalente ed è sospeso in un ambiente non ecogeno simile al fluido amniotico. Il modello è inserito in un cilindro rotante con due campi di vista. Si possono ottenere diversi orientamenti feto/trasduttore. Il modello contiene una testa fetale asimmetrica con la parte superiore del cranio, i lobi destro e sinistro del cervello, il terzo ventricolo nonché il ventricolo laterale. Questi riferimenti anatomici sono usati per misurare il diametro biparietale (BPD) e i diametri anteriore e posteriore (APD). Per valutare la lunghezza del femore si misurano le diafisi destra e sinistra femorale assieme all'epifisi distale. Un marker ombelicale indica la giusta posizione per valutare la circonferenza addominale (AC). Anche la lunghezza cranio-caudale (CRL),

può essere ricavata. Inoltre il modello ha tutti i dettagli facciali il ch  permette di spiegare i sistemi multidimensionali e valutare le anomalie fetali. Tutte le anatomie si basano du dati biometrici pubblicati per valori normali di crescita fetale per un'et  gestazionale di 21 settimane.



Conclusioni

Esiste nella popolazione generale l'impressione che l'ecografia prenatale abbia grandi capacità diagnostiche ma l'esperienza finora acquisita suggerisce che essa consente di identificare dal 30% al 70% delle malformazioni maggiori fetali, che richiedono un trattamento chirurgico o un'assistenza medica dopo la nascita. L'esame ecografico, come tutti gli esami di screening eseguiti su popolazione a basso rischio, non è in grado di garantire la normalità del feto, come evidenziato da tutti gli studi internazionali più autorevoli.

La continua evoluzione delle conoscenze in ambito di diagnosi prenatale ecografica e la diffusione su larga scala del suo utilizzo in ambito ostetrico impongono la necessità di un costante aggiornamento del personale sanitario coinvolto nella gestione della gravidanza finalizzato ad un utilizzo consapevole, appropriato e standardizzato di tale metodica diagnostica. Risulta evidente che la sola figura del medico non è sufficiente per un utilizzo ottimale della strumentazione ecografica. Appare dunque indispensabile la collaborazione con l'ingegnere biomedico, che con le sue competenze può aiutare il personale medico nella comprensione di eventuali errori legati alle apparecchiature. Occorre pertanto un più stretto legame tra l'ambito medico e quello ingegneristico per rendere l'ecografia una tecnica diagnostica davvero efficiente.

In futuro è auspicabile che i principi relativamente semplici su cui si basa il funzionamento delle tecnologie di diagnosi ultrasonora siano sostituiti da più complessi algoritmi per l'analisi del segnale, al fine di ottenere maggiori e migliori informazioni diagnostiche.

L'ecografia in conclusione, rimane la metodica più efficace per evidenziare malformazioni fetali o monitorare gravidanze patologiche. Come tutti gli strumenti, però, va utilizzata con discernimento e raziocinio, apprezzandone le prerogative senza enfatizzarne le aspettative e soprattutto con la precisa consapevolezza dei suoi limiti.

Bibliografia e sitografia

- Luciano Bertolozzi, “Principi basilari dell’ecografia”, www.iris.sssup.it.
- Gesù Antonio Bàez, “Screening ecografico del cuore fetale”, *Linee guida ISUOG (2010)*.
- L.J.Salomon, Z.Alfirevic, “Linee guida per l’esecuzione dell’ecografia fetale di screening del secondo trimestre”, *Linee guida ISUOG (2010)*.
- Edward Araujo Júnior, Sebastiao Marquez Zanforlin Filho, “Spatio-temporal image correlation (STIC): a new technique for fetal heart evaluation”, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology (2017)*.
- Laura Cecilioni, “Fisica degli ultrasuoni”, *Syllabus (2012)*.
- Ritsuko K.Pooh, Asim Kurjak, “3D/4D sonography moved prenatal diagnosis of fetal anomalies from the second to the first trimester of pregnancy”, *The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine*.
- Giovanni di Salvo, Maria Giovanna Russo, “Valutazione della funzione cardiaca in epoca fetale”, www.giornaledicardiologia.it.
- Luciano Bertolozzi, “Formazione dell’immagine, interazione biologica degli US, apparecchiature ecografiche”, www.iris.sssup.it.
- Paolo D’Alessio, “La flussimetria in ginecologia e ostetricia: aspetti clinici e attualità tecniche”, www.bios-spa.it.
- V.Parlato, M.Molis, L.Sorrentino, “L’ecografia in ostetricia”, www.unina.stidue.net.
- Gerardo Trattelli, “Terminologia ecografica, attrezzature e sonde”, www.siemc.it.
- Pietro Gaglioti, “Impiego degli ultrasuoni nell’assistenza infermieristica ed ostetrica: ecografia di supporto e controlli di qualità”, medsanna.campusnet.unito.it.

- E.Amedei, “Artefatti in ecografia”, *www.siemc.it*.
- Luciano Bertolozzi, “Principi teorici ed applicazioni Doppler”, *www.iris.sssup.it*.
- *www.cirsinc.com*.
- *www.diagnosiprenatale.it*.
- *www.technologicalminds.it*.