

Capitolo secondo

ECOGRAFIA E METODI “LEVEL-SET” DI EVOLUZIONE DI CURVE E SUPERFICI NELLO SPAZIO

In questo capitolo descriveremo l'ecografia come tecnica di acquisizione di bioimmagini evidenziandone i vantaggi ed i limiti, soffermandoci poi sull'ecocardiografia. Successivamente passeremo a descrivere i metodi Level set , basati su equazioni differenziali alle derivate parziali, che costituiscono la teoria matematica alla base dell'algoritmo di detezione dei contorni endocardici utilizzato per segmentare le immagini ecocardiografiche oggetto del nostro studio.

2.1 Introduzione all'ecografia

L'acquisizione e la formazione di immagini biomediche richiede l'uso di diversi tipi di energia, ionizzante o non ionizzante, radiante o non radiante,

proveniente dall'esterno dell'organismo o emessa da questo spontaneamente o in maniera indotta.

Nell'ambito delle tecniche che impiegano radiazioni ionizzanti, si ha la röntgendiagnostica, convenzionale o digitale, la quale utilizza l'interazione dei raggi X con l'organismo e la radioisotopodiagnostica, che usa le radiazioni beta e gamma emesse da radioisotopi introdotti nel soggetto in esame.

Vi sono poi numerose tecniche che non fanno uso di radiazioni ionizzanti.

- la termodiagnostica utilizza la cessione spontanea di calore, per irraggiamento di fotoni infrarossi o per conduzione da contatto da parte della superficie cutanea, della quale ricostruisce mappe termiche espressive dell'attività termogenetica delle strutture sottostanti, con un rapporto di corrispondenza tra sede dei processi patologici profondi e sede della variazione termica cutanea;
- la magnetodiagnostica permette la formazione di immagini di strati corporei attraverso l'analisi del segnale elettromagnetico emesso dai nuclei di H^1 dei tessuti corporei, in presenza di campi magnetici statici e variabili, dopo eccitazione con impulsi a radiofrequenza;
- l'ultrasonodiagnostica, infine, sfrutta il fenomeno di riflessione degli ultrasuoni in corrispondenza di ogni interfaccia tra tessuti a diversa impedenza acustica.

L'ecografia rappresenta un importante mezzo per la visualizzazione degli organi interni del corpo umano. Le sue peculiarità hanno fatto sì che si imponesse come valido ausilio diagnostico per i medici specialisti.

In particolare questa tecnica presenta le seguenti caratteristiche:

- non è una tecnica invasiva;
- non utilizza radiazioni ionizzanti e non è stata infatti dimostrata l'induzione di effetti biologici nocivi significativi;
- semplicità e facilità d'uso (un solo operatore può effettuare l'esame ecografico);
- elevato contenuto diagnostico;
- economicità d'acquisto e di gestione delle apparecchiature;
- possibilità di ottenere immagini real-time di organi in movimento;
- vasto campo di applicazione (sono esclusi dalle indagini ecografiche solo i tessuti spugnosi o contenenti aria ovvero le ossa, i polmoni e parte dell'intestino).

D'altro canto questa tecnica di indagine presenta anche dei limiti che in taluni casi fanno preferire l'uso di altri sistemi di diagnosi per immagini, quali la tomografia computerizzata (CT) o la risonanza magnetica nucleare (NMR):

- la risoluzione spaziale massima è minore se confrontata con le altre tecniche;
- il rapporto segnale/rumore è piuttosto alto.

La risoluzione spaziale, sebbene limitata, non compromette però l'acquisizione di importanti dettagli dell'anatomia. Ad esempio in ecocardiografia la possibilità di acquisire cineloop del cuore con un frame rate di 25/30 immagini/secondo compensa ampiamente la limitata qualità, espressa in termini di risoluzione spaziale, delle immagini acquisite

mediante questa tecnica rispetto alla tomografia assiale computerizzata e alla risonanza magnetica nucleare.

In questo lavoro focalizzeremo la nostra attenzione proprio sull'analisi morfologica del ventricolo sinistro mediante acquisizioni ecocardiografiche effettuate in condizioni di microgravità.

L'ultrasonografia cardiovascolare ha fatto grandi progressi dalle immagini A-mode ottenute dalla propagazione di un piccolo pacchetto di ultrasuoni, alla visualizzazione bidimensionale B-mode. Le tecniche Doppler sono utilizzate quotidianamente per studiare l'emodinamica e il flusso sanguigno. Poi, grazie al progresso tecnologico degli ultimi anni, soprattutto nel campo della microelettronica, oggi si dispone anche dell'ecografia 3D (off-line) che consente di avere una ricostruzioni del profilo ventricolare direttamente in tre dimensioni, a partire da alcune sezioni ortogonali, permettendo una analisi più accurata di eventuali patologie.

La più avanzata tecnologia mette a disposizione già' oggi apparecchiature in grado di acquisire dati volumetrici in tempo reale (real-time); tali apparecchiature sono in fase di introduzione negli ambienti di ricerca e clinici più all'avanguardia.

Di seguito illustriamo i principi alla base della tecnica ultrasonografica.

2.1.1 Cenni storici

Le origini dell'ecografia si fanno risalire, per tradizione, alle ricerche condotte sui pipistrelli dal biologo abate Lazzaro Spallanzani alla fine del XVIII secolo. Egli si rese conto che questi animali notturni riuscivano a volare e a localizzare le loro prede nella più completa oscurità, benché fossero praticamente ciechi, emettendo dei suoni ad alta frequenza. Un altro studioso a cui si deve una scoperta importante è il fisico austriaco Johann Christian Doppler. Questi nel 1842, presso l'Accademia delle Scienze di

Praga, formulò una teoria sul cambiamento di frequenza di un "fenomeno ondulatorio" (energia che si propaga cambiando periodicamente in ampiezza), che si verifica quando sorgente e ricevitore di tale fenomeno sono in movimento uno rispetto all'altro.

Un esempio concreto del tipo e della qualità delle informazioni che possono essere ricavate dall'effetto Doppler esiste in natura ed è fornito proprio dai pipistrelli che se ne servono non solo per volare al buio più completo, ma per valutare istante per istante direzione, distanza e velocità di un insetto volante, possibile preda.

Queste prime osservazioni furono la premessa dell'inizio degli studi sull'effetto Doppler, così chiamato proprio in onore del suo scopritore, e quindi sullo studio dei flussi vascolari. Nel 1880 Pierre Curie insieme al fratello Jacques, tecnico del laboratorio di Mineralogia della Sorbona, intraprese degli studi sui cristalli che portarono alla scoperta del fenomeno della piezoelettricità, alla base dell'emissione degli ultrasuoni da parte di alcuni tipi di materiali.

Il 14 Aprile del 1912 la tragedia dell'affondamento del transatlantico Titanic provocò grande clamore nell'opinione pubblica mondiale e ci si interrogò sulla possibilità di individuare gli ostacoli, causa di queste tragedie della navigazione. In quello stesso anno Lewis Richardson propose di rilevare gli ostacoli subacquei o nascosti dalla nebbia, emettendo dalla nave suoni ad alta frequenza e breve lunghezza d'onda, ricercando poi l'eco riflesso dall'ostacolo. Più che gli iceberg furono i temibili sommergibili tedeschi durante la prima Guerra Mondiale a ravvivare l'interesse dei ricercatori per la rilevazione di strutture sommerse. Buoni risultati ebbero gli studi compiuti nel 1917 da Paul Langevin, il quale fu in grado di realizzare un generatore ultrasonoro subacqueo al quarzo con frequenza di emissione di 50 khz. La moria dei pesci conseguente all'utilizzo di questo dispositivo durante gli esperimenti, stimolò le prime osservazioni di

Langevin sui danni biologici indotti dagli ultrasuoni e, d'altro canto, anche sui possibili usi terapeutici che ne potessero derivare.

La prima vera applicazione degli ultrasuoni in medicina si deve agli esperimenti di un neurologo tedesco, Friederick Dussik, che nel 1937 sperimentò per la prima volta l'uso degli ultrasuoni nel campo della diagnostica neurologica ottenendo la visualizzazione dei ventricoli cerebrali per la localizzazione indiretta delle neoformazioni endocraniche. Verso la fine della seconda Guerra Mondiale John Wild con un esperimento, il 16 maggio del 1953, riuscì a rappresentare "real time" una neoplasia al seno.

Da allora ha inizio l'era dell'ecografia moderna come efficace metodica diagnostica per lo studio di gran parte dei parenchimi del corpo umano.

Visto che il principio di funzionamento degli ecografi si basa sull'utilizzo degli ultrasuoni, è opportuno premettere alcune informazioni di carattere generale sulla loro natura e sulle loro proprietà.

2.1.2 Ultrasuoni e loro caratteristiche fisiche

All'origine dei suoni vi è il moto vibratorio di particelle appartenenti ad un mezzo, quale un gas, un liquido o un solido. Il suono è percepito dall'orecchio umano se la frequenza delle vibrazioni è compresa tra 16 Hz e 20 KHz. Sotto alla soglia udibile i suoni sono classificati come infrasuoni, mentre al di sopra come ultrasuoni.

Gli ultrasuoni sono dunque onde sonore di frequenza elevata: generalmente il campo di frequenze arriva fino a 2 GHz. Questa loro caratteristica fa sì che si differenzino dalle onde acustiche udibili perché, da un lato, si propagano con modalità assai simili a quelle che caratterizzano l'ottica geometrica (propagazione per fasci rettilinei, con formazione di zone d'ombra acustiche quando incontrano ostacoli), dall'altro presentano un'intensità notevolmente maggiore.

Gli ultrasuoni possono essere prodotti, oltre che da dispositivi artificiali, da sorgenti naturali, come avviene in alcuni animali, come abbiamo visto, quali i pipistrelli, che li utilizzano per localizzare gli ostacoli e le prede. I dispositivi artificiali possono essere alimentati da energia elettrica o meccanica. I primi comprendono una varietà di trasduttori elettromeccanici (piezoelettrici, elettrodinamici ed elettrostatici) capaci di irradiare e di ricevere vibrazioni elastiche ad alta frequenza. I dispositivi meccanici includono generatori a getto gassoso o liquido. Nelle applicazioni mediche gli ultrasuoni sono generati e rilevati esclusivamente con trasduttori alimentati da energia elettrica di tipo piezoelettrico.

Per definizione un'onda è la perturbazione di uno stato fisico non accompagnata da trasporto di materia. In ultrasonodiagnostica vengono utilizzate particolari onde meccaniche, dette elastiche, che si propagano con modalità dipendenti dalle forze elastiche esistenti tra le particelle elementari dei mezzi attraversati. Per questa ragione queste onde non possono propagarsi nel vuoto, a differenza delle onde elettromagnetiche.

La presenza di un mezzo materiale infatti, a differenza della luce, è necessaria per la propagazione degli ultrasuoni, il cui meccanismo è basato sul movimento vibratorio della sorgente sonora. Nel caso dell'aria, per esempio, attorno alla sorgente si formano una serie di stati di compressione e di rarefazione dell'aria circostante; nella fase di compressione le particelle tendono ad allontanarsi dalla sorgente stessa, mentre in quella di rarefazione ad avvicinarsi. Questo avviene sempre in tutte le direzioni contemporaneamente. La perturbazione si allarga in maniera concentrica, e ogni particella coinvolta inizia a vibrare a sua volta lungo la direzione di propagazione, vale a dire lungo la retta che la congiunge con la sorgente ultrasonora. La perturbazione possiede un andamento periodico, senza trasporto di materia. Le onde, di tipo elastico, sono costituite da una

semionda di compressione (corrispondente alla fase di compressione) e da una semionda di rarefazione (coincidente a quella di rarefazione).

Le onde sonore sono soggette a tutti i fenomeni dovuti a propagazione ondulatoria: riflessione, rifrazione e attenuazione. La riflessione avviene quando l'onda incide su una superficie riflettente, la rifrazione quando l'onda passa da un mezzo ad uno diverso, e l'attenuazione quando il mezzo ha caratteristiche tali da determinare una perdita regolare d'energia che si trasforma in calore.

Le vibrazioni delle particelle del mezzo, producendosi lungo la direzione di propagazione, sono vibrazioni longitudinali. La velocità del suono dipende dalle caratteristiche fisiche del mezzo.

Nell'aria la velocità del suono è di circa 340 *m/s*. Nei liquidi e nei solidi essa è molto maggiore: nell'acqua è di circa 1480 *m/s*, mentre nei tessuti molli è in media di 1540 *m/s*

Mezzo	Densità (g/dm³)	Velocità (m/s)
Aria	1,2	340
Acqua	1000	1480
Grasso	920	1460
Fegato	1060	1540-80
Milza	1060	1555-80
Sangue	1060	1560
Rene	1060	1560
Muscolo	1070	1545-1630
Oso	1380-1810	2700-4100

Tabella 2-1: Velocità di propagazione di un'onda ultrasonora in mezzi diversi

Un concetto utile a valutare la propagazione di un'onda acustica è quello del *fronte d'onda*. Consideriamo le particelle di un mezzo che in un dato istante sono sottoposte alla stessa perturbazione e si discostano dalla loro posizione di equilibrio della stessa quantità: esse sono definite "in fase" tra loro. Se tracciamo una linea ideale congiungente tutti i punti in fase otteniamo il fronte d'onda, ed una retta ad essa ortogonale indica univocamente la direzione di propagazione dell'onda.

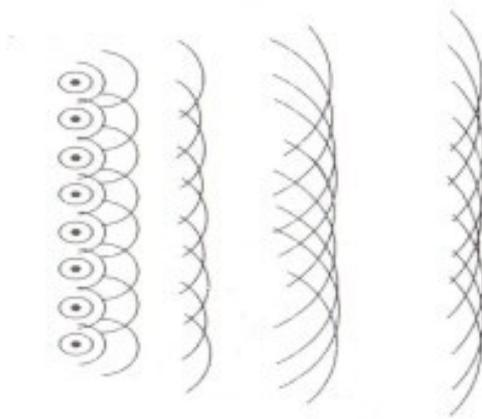


Figura 2-1: Fronte d'onda

2.1.2.1 Onde elastiche

La propagazione degli ultrasuoni avviene secondo il modello delle onde elastiche ovvero quelle onde che si propagano in mezzi che seguono la legge di Hooke, secondo la quale piccole deformazioni elastiche sono proporzionali alla forza deformante.

In un mezzo elastico si possono propagare onde trasversali e/o longitudinali. In un liquido o in un gas non esistono forze del primo tipo, a differenza dei solidi dove si possono propagare entrambe. Di conseguenza, nei solidi avremo sia onde trasversali sia longitudinali, mentre nei fluidi solo quelle longitudinali. Ed inoltre è possibile riscontrare onde trasversali

sulla superficie di separazione tra fluidi diversi, in presenza di una forza esterna.

In particolare, nella propagazione delle onde longitudinali le molecole, costituenti il mezzo, si muovono lungo la direzione di trasmissione dell'energia meccanica, vibrando avanti e indietro nella stessa direzione in cui viaggia l'onda (figura 2.2). Le onde acustiche appartengono a tale famiglia.

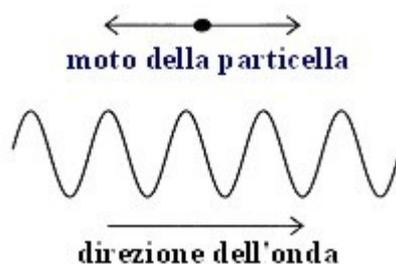


Figura 2-2: Onda longitudinale

Nelle onde trasversali, invece, il moto delle particelle è ortogonale alla direzione di propagazione dell'onda stessa e un tipico esempio è rappresentato dalle onde che si creano sulla superficie di un lago quando facciamo cadere un sasso. In tal caso le molecole d'acqua si muovono verticalmente mentre l'onda si propaga orizzontalmente.

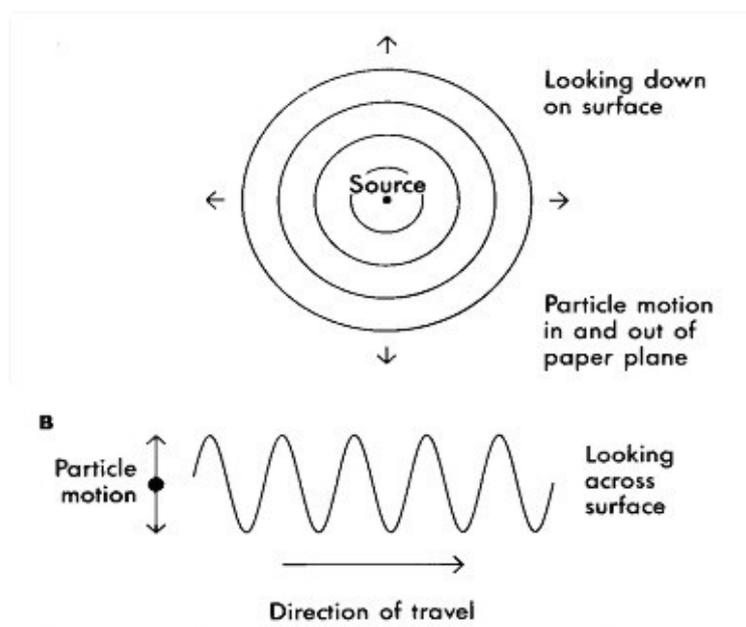


Figura 2-3: Onda trasversale. Nel disegno in alto si indica la direzione radiale di propagazione dell'onda, in quello in basso il moto delle particelle perpendicolare alla direzione di propagazione dell'onda.

Le onde acustiche si propagano nei tessuti sotto forma d'onde compressionali, con periodiche compressioni e rarefazioni ad una velocità propria del particolare tessuto.

A tale proposito, è necessario ricordare cosa s'intende con i termini elasticità e compressibilità di un mezzo. L'**elasticità** è la capacità di un materiale di ritornare alla forma e al volume originario nel momento stesso in cui è tolta la forza che ne ha provocato una deformazione. L'altra caratteristica fisica definita come **compressibilità** (**K**) fornisce un'indicazione sul cambiamento di volume e quindi sulla variazione di densità che accompagna una variazione di pressione. Tutti i fluidi reali, infatti, presentano un certo grado di comprimibilità ed offrono una resistenza più o meno apprezzabile agli agenti esterni che tendono a deformati. E' immediato evincere come ad una variazione in volume del

mezzo corrisponda un elevato coefficiente di compressibilità. Come vedremo più avanti tale parametro, insieme alla densità, è strettamente legato alla velocità di propagazione.

Affinché si abbia la trasmissione di un'onda acustica, è necessaria la presenza di un mezzo elastico comprimibile atto a supportare tale propagazione, la quale non può avvenire nel vuoto.

Le modalità con le quali può essere esercitata l'azione di compressione e rarefazione del mezzo sono le più diverse e sono determinate dal movimento della sorgente di onde elastiche, che, per semplificazione, immagineremo come un ipotetico pistone che, posto in movimento, induce delle variazioni di pressione nel mezzo circostante. Nella realtà, il "pistone" non è altro che una superficie vibrante che, col suo movimento, va a sollecitare il mezzo nel quale si trova immersa, dando così luogo alla generazione dell'oscillazione elastica. Fra gli innumerevoli esempi di tale fenomeno citiamo la generazione delle onde sonore derivanti dall'oscillazione di un oggetto nell'aria

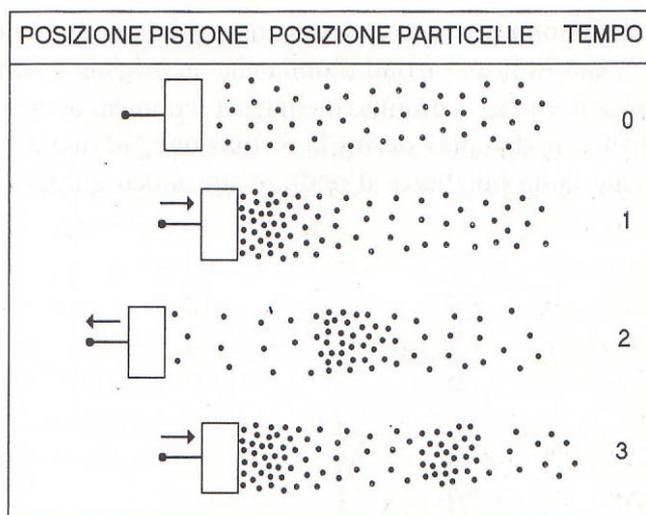


Figura 2-4: Oscillazione delle molecole d'aria prodotta da un pistone

Uno dei casi di maggiore interesse, dal nostro punto di vista, è rappresentato dalla situazione in cui il movimento della sorgente è un'oscillazione di tipo armonico, ed è descritta dalla seguente relazione:

$$x = \sin(2\pi ft)$$

dove x è la posizione via via occupata dalla sorgente, t è il tempo e f è la frequenza di oscillazione espressa in cicli al secondo. Nella realtà, infatti, larga parte delle onde elastiche presenti in natura è generata da sorgenti vibranti che oscillano seguendo leggi di tipo armonico.

Definiamo ora le grandezze che caratterizzano un'onda ultrasonica. L'**ampiezza** dell'onda è il valore della massima pressione, positiva o negativa, raggiunta dal mezzo in fase di compressione: è indicativa della forza che l'onda esercita sulle particelle del mezzo e quindi dell'entità dello spostamento delle particelle dalla posizione di equilibrio mentre l'**intensità** è la potenza associata all'onda che è trasferita alla superficie cui è applicata. Più esattamente è la quantità di energia che attraversa nell'unità di tempo una superficie unitaria, ortogonale all'asse del fascio. L'unità di misura dell'intensità in ultrasonodiagnostica è il W/cm^2 . Considerando che le intensità assolute sono estremamente variabili nel tempo e nello spazio, in genere è più comodo fare riferimento ad intensità relative, definite come rapporto tra due intensità assolute, espresse sotto forma di logaritmo in base 10:

$$I_r = \log_{10} \frac{I_2}{I_1}$$

l'unità di misura relativa è il Bel (B) e spesso viene utilizzato un suo sottomultiplo equivalente ad un decimo di Bel, il decibel (dB).

La **potenza** di un fascio ultrasonoro è l'energia trasportata nell'unità di tempo e corrisponde al valore dell'intensità se si considera l'intera area di sezione in cui l'onda si propaga.

La **frequenza** f rappresenta il numero di cicli di compressione e rarefazione fatti nell'unità di tempo (l'unità di misura è l'Hertz).

La **lunghezza d'onda** λ è la distanza tra due punti in fase tra loro di due cicli successivi ovvero la distanza che intercorre tra due zone successive di eguale densità ed è espressa in metri o sottomultipli. Le lunghezze d'onda usate generalmente in ultrasonodiagnostica vanno, generalmente, da 0.07 a 1.5 mm circa (nella diagnostica medica si usano $f = 3-10$ MHz con $\lambda = 0,5 - 0,154$ mm).

Il periodo è l'inverso della frequenza e rappresenta il tempo impiegato per percorrere una distanza pari alla lunghezza d'onda.

La **velocità di propagazione** c è una caratteristica del mezzo nel quale si diffondono le onde e rappresenta la velocità con la quale l'energia meccanica attraversa il mezzo stesso.

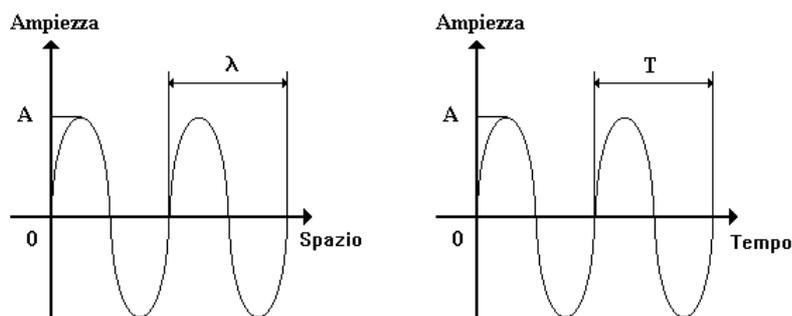


Figura 2-5: parametri di un'onda acustica

La relazione esistente tra la lunghezza d'onda, la velocità di propagazione e la frequenza è espressa dalla relazione:

$$\lambda=c/f$$

equivalente a, sostituendo la frequenza con il periodo

$$\lambda=c*T$$

La frequenza è una proprietà intrinseca dell'onda acustica mentre la velocità di propagazione è una proprietà che dipende dalle caratteristiche del mezzo attraversato; ne consegue che la lunghezza d'onda varia al passaggio tra due mezzi con velocità di propagazione differenti.

Poiché, come sarà chiarito più avanti, non è possibile risolvere oggetti più piccoli della lunghezza d'onda, la relazione precedente mostra come sia auspicabile impiegare frequenze più elevate possibili (corrispondenti a lunghezze d'onda più piccole) per ottenere le migliori risoluzioni.

In funzione della frequenza si possono quindi generare onde acustiche:

- minori di 20 Hz (infrasuoni);
- comprese nell'intervallo 20-20000 Hz (onde acustiche udibili dall'uomo);
- superiori a 20 KHz (ultrasuoni).

Di seguito andremo ad osservare come gli ultrasuoni interagiscono con la materia e in particolare con i tessuti nei quali si propagano.

2.1.2.2 Impedenza acustica

L'impedenza acustica Z è una proprietà caratteristica di ogni mezzo e dà una misura dell'entità delle forze che si oppongono alla propagazione dell'onda acustica al suo interno. E' definita come il prodotto della *densità* del mezzo per la *velocità di propagazione* c e la sua unità di misura è il *Rayl*:

$$Z = \rho \cdot c$$

dove:

$$\begin{aligned} Z &= [\text{rayl}] \quad [1 \text{rayl} = 1 \text{kg} / (\text{m}^2 \text{s})] \\ \rho &= [\text{kg} / \text{m}^3] \\ c &= [\text{m} / \text{s}] \end{aligned}$$

Questa quantità è una misura della resistenza imposta dal mezzo al passaggio dell'onda acustica. Volendo fare un'analogia si può pensare alla resistenza elettrica, la quale rappresenta il grado di difficoltà degli elettroni nell'attraversare uno specifico materiale. Dalla definizione è immediato che l'impedenza acustica è un parametro dipendente esclusivamente dalle caratteristiche fisiche del mezzo. Ciascun materiale, pertanto, sarà caratterizzato da un valore d'impedenza acustica.

Il concetto di impedenza acustica è fondamentale nella diagnostica ultrasonica in quanto, in corrispondenza delle superfici di separazione tra mezzi ad impedenza acustica diversa, denominate interfacce acustiche, hanno luogo i fenomeni di riflessione e di diffusione da cui hanno origine gli echi che sono alla base della formazione delle immagini e dei tracciati ecografici. Da un punto di vista fisico, infatti, le immagini ecografiche sono la rappresentazione, in forma grafica, della distribuzione delle variazioni d'impedenza acustica all'interno del mezzo esaminato.

Come già accennato i tipi d'interazione che si verificano quando un'onda acustica attraversa un mezzo sono simili a quelli che possiamo osservare

nella propagazione della luce e sono:

- riflessione,
- rifrazione,
- scattering,
- assorbimento.

Nei paragrafi successivi descriveremo brevemente questi fenomeni alla base della tecnica ecografia.

2.1.2.3 Riflessione e rifrazione

I fenomeni di maggiore interesse dal punto di vista della diagnostica ad ultrasuoni, legati alla propagazione dell'onda ultrasonora, sono rappresentati dalla riflessione e dalla rifrazione che si manifestano in presenza delle difformità, a livello microscopico e macroscopico, presenti nei tessuti biologici.

Quando un fascio di ultrasuoni incontra l'interfaccia acustica di due mezzi con impedenze acustiche differenti, una parte della sua energia viene riflessa e torna indietro verso il trasduttore e la parte rimanente prosegue il suo cammino nel mezzo come fascio trasmesso fino ad incontrare una seconda interfaccia acustica, e così via.

In particolare, quando un'onda incontra una superficie di separazione (*interfaccia*) tra due mezzi differenti, con impedenze acustiche Z_1 e Z_2 , essa verrà in parte riflessa ed in parte rifratta. L'onda riflessa ritornerà indietro con la medesima velocità dell'onda incidente, mentre l'onda rifratta (o trasmessa) prosegue la penetrazione nel secondo mezzo ma a velocità differente.

Le modalità di riflessione dipendono da diversi parametri legati al fascio di ultrasuoni (lunghezza d'onda ed intensità), ai mezzi attraversati (velocità di propagazione dell'onda ed impedenza acustica) e dall'interfaccia stessa (dimensioni, angolo con cui viene incisa dal fascio di ultrasuoni).

Si consideri l'interazione tra un fascio di ultrasuoni con una lunghezza d'onda piccola, ed una interfaccia piana, di grandi dimensioni, incisa perpendicolarmente: un'interfaccia di questo tipo viene definita *interfaccia speculare*. Se la lunghezza d'onda è minore delle dimensioni della struttura riflettente, che è ciò che accade nelle interfacce speculari, si ha una riflessione che può essere descritta ricorrendo alle leggi dell'ottica geometrica.

Nella costruzione di immagini ecografiche, le interfacce speculari corrispondono generalmente alle superfici di organi, alle pareti di vasi etc. il comportamento del fascio è coerente con le leggi dell'ottica per cui l'angolo di riflessione è uguale all'angolo di incidenza che nel caso specifico vale 90° . L'entità dell'energia riflessa è proporzionale alla differenza di impedenza acustica tra i due mezzi attraversati.

La quantità di energia riflessa I_{rifl} rispetto all'energia incidente I_i è data dalla relazione:

$$I_{rifl} = R * I_i$$

E quindi la quantità di energia rifratta vale:

$$I_{rifr} = (1-R) * I_i$$

Dove R è il *coefficiente di riflessione* espresso come:

$$R = \frac{(Z_A - Z_B)}{(Z_A + Z_B)} = \frac{(1 - \frac{Z_A}{Z_B})}{(1 + \frac{Z_A}{Z_B})}$$

Le riflessioni tra tessuti molli sono, in genere, dell'ordine dell'1% perciò il 99% dell'energia viene trasmessa ed è disponibile per valutare i tessuti sottostanti. Essendo infatti le due impedenze acustiche non molto diverse, il rapporto

$$\frac{Z_A}{Z_B}$$

è molto vicino all'unità e perciò il coefficiente di riflessione risulta piccolo. Al contrario, le riflessioni all'interfaccia con l'osso sono molto elevate in quanto, essendo caratterizzato da un'elevata impedenza acustica, il coefficiente di riflessione R è molto vicino all'unità perché il rapporto

$$\frac{Z_A}{Z_B}$$

risulta piccolo.

L'aria e le strutture ossee costituiscono una vera e propria barriera al passaggio di un fascio ultrasonoro mentre l'acqua, il sangue ed i tessuti molli in genere consentono una maggiore propagazione dell'onda ultrasonora.

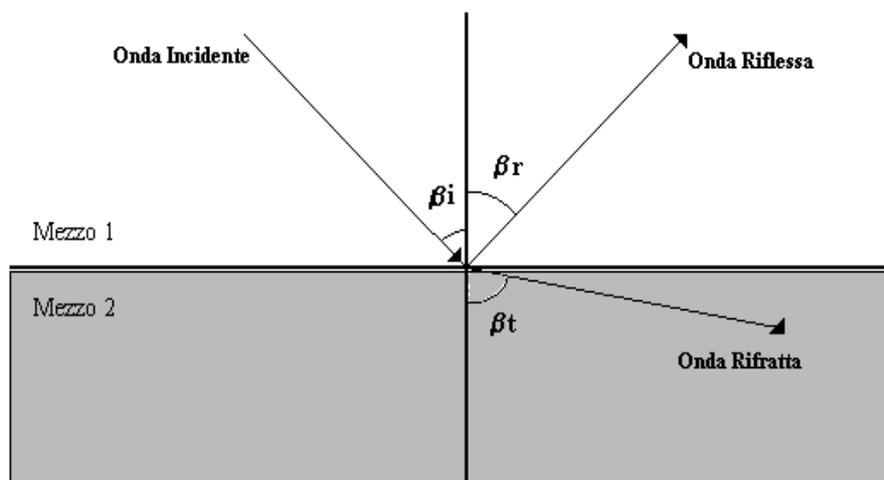


Figura 2-6: onda incidente che incontra un'interfaccia

Finora abbiamo assunto, per applicare i principi dell'ottica, che la lunghezza d'onda del fascio ultrasonoro fosse minore delle dimensioni delle strutture riflettenti e tale ipotesi ci ha permesso di considerare le sole riflessioni speculari.

D'altra parte, se le dimensioni delle superfici riflettenti sono comparabili o minori rispetto alla lunghezza d'onda, gli ultrasuoni incidenti sono diffusi in tutte le direzioni. In pratica, ogni struttura si comporta come se fosse una nuova sorgente ultrasonora che genera onde in tutte le direzioni alla stessa frequenza dell'onda che l'ha investita. Tale fenomeno è noto come *scattering di Rayleigh*.

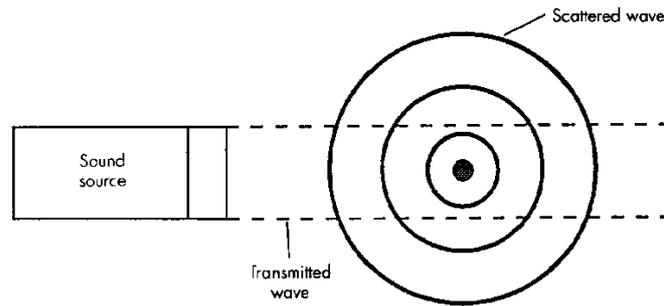


Figura 2.7: Scattering del fascio ultrasonoro

Inoltre, se le interfacce di separazione tra due mezzi sono maggiori della lunghezza d'onda incidente presentano delle irregolarità di dimensioni paragonabili alla lunghezza d'onda, il fascio ultrasonoro colpisce la struttura con diversi angoli d'incidenza e ciò genera la diffusione dell'energia acustica secondo molteplici angoli di riflessione. Tale fenomeno è chiamato **riflessione diffusa**. La perdita di coerenza del fascio riflesso riduce l'intensità dell'eco che torna al trasduttore.

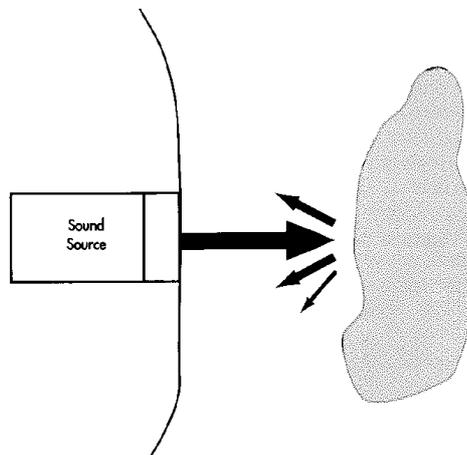


Figura 2-8: Riflessione diffusa

In generale, l'intensità sonora che giunge al trasduttore in seguito a scattering è molto minore rispetto a quella rilevabile dopo una riflessione speculare.

E' evidente che se aumentiamo la frequenza del fascio ultrasonoro incidente (in altre parole, diminuiamo la lunghezza d'onda) siamo in grado di rilevare con maggiore precisione le irregolarità delle superfici o le eventuali disomogeneità del mezzo in esame poiché aumenta la risoluzione.

La dipendenza dello scattering dalla frequenza consente di utilizzare tale fenomeno per ottenere informazioni sui diversi tipi di tessuti che costituiscono il corpo in esame. Questo perché le particelle che concorrono alla formazione dello scattering sono di volta in volta diverse a seconda della frequenza dell'onda acustica incidente a causa delle differenti dimensioni delle particelle stesse. La luce solare per esempio, è diffusa dalle molecole che compongono l'atmosfera e questo illumina il cielo (senza la diffusione, infatti, il cielo sarebbe nero, come avviene sulla luna, che è priva d'atmosfera). In particolare, il cielo ci appare azzurro perché è la componente blu della luce (alta frequenza) ad essere diffusa più efficacemente delle altre componenti che costituiscono l'intero spettro. Da ciò deduciamo che l'atmosfera è composta principalmente da particelle aventi dimensioni paragonabili alla lunghezza d'onda della componente blu della luce.

L'intensità ricevuta da una sorgente sonora in seguito ad una riflessione speculare dipende fortemente dall'angolo d'incidenza e conseguentemente in certe condizioni tutta l'energia (o in parte) potrebbe non ritornare al trasduttore e quindi essere persa. Lo scattering limita quest'effetto permettendo la visualizzazione di strutture che non sono necessariamente perpendicolari alla direzione del fascio incidente.

Concludiamo ponendo in evidenza un aspetto negativo di tale fenomeno che si presenta quando le onde ultrasonore colpiscono simultaneamente

diverse strutture riflettenti. In tal caso gli echi diffusi che si formano, prima di giungere al trasduttore, interferiscono. L'*interferenza* è un fenomeno fisico originato dalla sovrapposizione di due o più onde di uguale lunghezza d'onda. In particolare si possono presentare due situazioni:

- interferenza costruttiva nella quale i diversi contributi che si sovrappongono intensificano l'eco rilevato;
- interferenza distruttiva nella quale le onde diffuse che si sovrappongono sono sfasate e generano un segnale molto piccolo o addirittura nullo.

Da ciò discende che l'immagine ecografica che otteniamo non è una riproduzione fedele della disposizione delle strutture costituenti il mezzo, ma è piuttosto una rappresentazione delle interferenze generate dagli ostacoli colpiti dal fascio. L'immagine generata è quindi affetta da rumore acustico responsabile della formazione di artefatti.

2.1.2.4 Assorbimento ed attenuazione

La diminuzione dell'ampiezza dell'onda acustica nella sua propagazione è espressa con il termine *attenuazione*, indicando con ciò sia l'energia persa per assorbimento che per diffusione della stessa in altre direzioni. L'intensità di un fascio di ultrasuoni decresce progressivamente durante l'attraversamento dei tessuti, in maniera proporzionale alla sua frequenza. Questo processo di attenuazione è il risultato di quattro fenomeni diversi: riflessione, diffusione, allargamento del fascio ed assorbimento. I primi tre fenomeni sottraggono energia al fascio. Il fenomeno più importante è quello dell'assorbimento di energia da parte dei vari tessuti attraversati con conversione della maggior parte della stessa in calore. I principali fenomeni

che sono causa di assorbimento sono le forze di attrito proprie di ogni mezzo elastico ed i processi di rilassamento molecolare. La profondità di esplorazione è limitata dall'attenuazione per assorbimento dei tessuti ovvero una parte dell'energia dell'onda è sottratta dalle molecole del mezzo dopo le collisioni e convertita in energia termica.

A differenza delle interazioni viste nei precedenti paragrafi (riflessione, rifrazione e scattering) nelle quali l'energia è diffusa in svariate direzioni, in tale fenomeno parte dell'energia trasportata dalle onde acustiche è dissipata in calore provocando un aumento di temperatura del mezzo e, cosa più importante, una diminuzione esponenziale dell'ampiezza dell'onda acustica mentre si propaga, ossia una diminuzione della pressione, della densità molecolare, dello spostamento e della velocità delle particelle.

Tutto ciò costituisce sicuramente un aspetto negativo per la formazione delle immagini ecografiche in quanto i segnali che riceviamo (echi) risultano molto deboli, ma in alcune applicazioni mediche la generazione di calore nei tessuti biologici è utile per la cura delle forme reumatiche, artritiche e dell'asma (fisioterapia).

La legge dell'assorbimento è espressa dalla seguente relazione (*legge dell'assorbimento*):

$$I(x) = I_0 * e^{-2\alpha x}$$

dove con $I(x)$ indichiamo il valore dell'intensità alla profondità x del tragitto percorso all'interno del tessuto esaminato, con I_0 l'intensità del fascio emessa e con $\alpha = c * f^\beta$ il coefficiente di attenuazione. In esso c è la

velocità di propagazione dell'onda, f è la frequenza e β è un coefficiente che dipende dal tipo di materiale solitamente sempre maggiore di 1.

E' chiaro che all'aumentare della frequenza aumenterà il coefficiente di attenuazione e quindi la profondità di esplorazione.

E' utile introdurre un ulteriore parametro per quantificare l'assorbimento, si tratta dell'*emidistanza* ovvero la distanza dalla sorgente alla quale l'intensità del fascio risulta essere dimezzata cioè:

$$I = \frac{I_0}{2}$$

Spessore di materiale necessario per ridurre del 50% (-3dB) l'intensità di un'onda ultrasonora (in cm): Emidistanza		
	1MHZ	5MHZ
Acqua	1360	54
Aria	0.25	0.01
Cervello	3.5	1
Fegato	3	0.5
Grasso	5	1
Muscolo	1.5	0.3
Olio di ricino	3	0.12
Osso	0.2	0.04
Perspex	1.5	0.3
Polietilene	0.6	0.12
Rene	3	0.5
Sangue	17	3
Umor vitreo	-	6

Tabella 2-2: Emidistanze

Se la frequenza aumenta troppo, aumenta anche l'energia assorbita e in questo modo si può arrivare anche alla bruciatura dei tessuti stessi.

Uno dei fattori determinanti per la scelta della frequenza utilizzata nella tecnica ecografica è la profondità alla quale si vuole che arrivi il fascio ultrasonoro. Nella maggior parte delle applicazioni mediche diagnostiche le frequenze utilizzate sono comprese nell'intervallo 2-10MHz. In particolare le basse frequenze ($\approx 2\text{MHz}$) sono usate per maggiori penetrazioni, mentre le alte frequenze ($\approx 10\text{MHz}$) sono impiegate per applicazioni superficiali nelle quali è richiesta un'alta risoluzione assiale. La ridotta capacità di penetrazione dei fasci ad alta frequenza è parzialmente compensata attraverso l'utilizzo di trasduttori invasivi (ad esempio esofagei). Frequenze ancora più alte (50 MHz) sono utilizzate in speciali applicazioni tra le quali menzioniamo la tecnica intravascolare che prevede l'impiego di cateteri sui quali è montato il trasduttore che vengono inseriti per via endovenosa fino all'organo da esaminare .

Le attenuazioni più forti si hanno nel caso dell'aria e delle strutture ossee. Quando si ha a che fare con masse d'aria come quelle contenute nei polmoni, non si ha la possibilità di eseguire un esame soddisfacente in quanto il fascio ultrasonoro viene fortemente attenuato prima di arrivare alle zone di interesse. Nel caso dell'interfaccia trasduttore-pelle, per evitare la presenza di bolle d'aria, si fa uso di un "gel" con lo scopo di ridurre al minimo l'attenuazione del segnale ultrasonoro. A causa del fenomeno dell'assorbimento risulta inoltre impossibile esplorare zone corporee "coperte" da strutture ossee. E' il caso delle ossa del torace che hanno una impedenza acustica elevata e che danno origine ad una elevata riflessione. Questo crea non pochi problemi quando si effettuano esami ecocardiografici: è indispensabile infatti che le dimensioni del fascio siano tali da passare attraverso gli spazi intercostali per poter raggiungere il cuore.

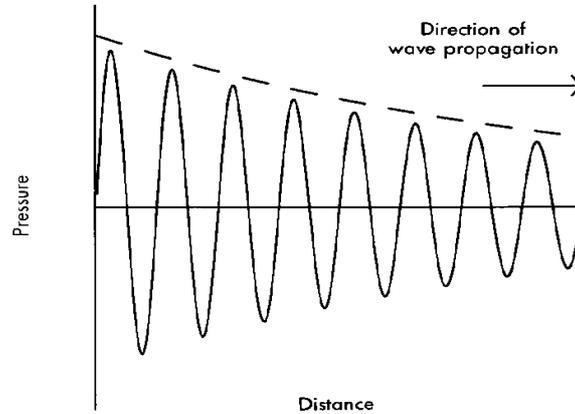


Figura 2-9: Diminuzione esponenziale dell'ampiezza dell'onda acustica.

2.1.3 Trasduttori

Nelle applicazioni diagnostiche gli ultrasuoni sono generati, da appositi trasduttori che sono in grado di trasformare energia elettrica in energia meccanica (sottoforma di un'onda acustica) e viceversa.

I trasduttori utilizzati negli ecotomografi, come abbiamo detto, devono generare onde ultrasonore di frequenza compresa tra 1 e 20 MHz ovvero devono essere in grado di oscillare da 1 a 20 milioni di volte al secondo con modalità controllabili dall'esterno.

Questi trasduttori sono costituiti principalmente da un dischetto di ceramica piezoelettrica, sulla cui superficie piana vengono collegati due elettrodi mediante un procedimento di metallizzazione. Alla base del loro funzionamento vi è un fenomeno fisico chiamato effetto piezoelettrico. Si definisce *piezoelettricità* la proprietà di alcune sostanze cristalline di generare una differenza di potenziale sotto l'azione di sollecitazioni

meccaniche e, reciprocamente, di deformarsi quando siano sottoposte all'azione di una differenza di potenziale.

Il fenomeno, scoperto nel 1880 dai fratelli Jacques e Pierre Curie, è particolarmente evidente in alcuni composti presenti in natura (ad esempio nel quarzo, nel titanato di bario e nel titanato zirconato di piombo) ed in alcuni prodotti di sintesi, realizzati industrialmente per specifiche applicazioni. Il quarzo, grazie alle eccellenti proprietà di trasmissione, è impiegato per la realizzazione di trasduttori adatti in alcune terapie mediche ad ultrasuoni. Fra i prodotti di sintesi, il più diffuso è una ceramica ferroelettrica policristallina, composta da piombo, zirconio e titanio, nota col nome *PZT*. Le ceramiche piezoelettriche sono materiali di ultima generazione realizzate mediante processi ad alta temperatura, in qualsiasi forma e dimensione e con la direzione di polarizzazione scelta arbitrariamente. Ciò consente una maggiore versatilità nel progetto di trasduttori.

Un cristallo così realizzato può essere pilotato con due modalità sostanzialmente differenti: *ad onda continua o ad impulsi*. Nel primo caso, si applica al trasduttore un segnale elettrico variabile con andamento di tipo sinusoidale, di frequenza pari a quella dell'ultrasuono da generare. In virtù della piezoelettricità del materiale, le variazioni del campo elettrico sono trasformate in deformazioni meccaniche, con la conseguente generazione di un'onda ultrasonora di frequenza pari a quella del segnale elettrico applicato al trasduttore. In particolare, se la frequenza della tensione applicata è elevata ed uguale alla frequenza di risonanza della piastrina piezoelettrica, si ha la massima conversione dell'energia elettrica in meccanica.

Nel secondo caso, al trasduttore è applicato un breve impulso di tensione, della durata di qualche microsecondo e di ampiezza sufficiente a provocare un'improvvisa deformazione del materiale piezoelettrico. Successivamente alla deformazione, il materiale tende a riportarsi alla sua forma originaria e

ciò avviene con un'oscillazione smorzata avente frequenza pari alla frequenza di risonanza del dispositivo. Come conseguenza, si ha la generazione di un'onda acustica smorzata, anch'essa di frequenza pari alla frequenza di risonanza del trasduttore e di durata dipendente dalla maggiore o minore tendenza all'oscillazione del materiale piezoelettrico.

Questi dispositivi non devono generare un treno di impulsi ma bensì un pacchetto di impulsi. Per fare questo viene depositato sulla faccia posteriore del trasduttore un materiale smorzante che ha lo scopo di ridurre la lunghezza complessiva dell'impulso generato.

Nel rilevamento dell'immagine ecografia assume grande importanza avere un fascio molto stretto perché è necessario un elevato potere separatore per distinguere due punti molto vicini tra loro. Il fascio ultrasonoro non ha una intensità uniforme e può essere suddiviso in due zone distinte: *il campo vicino* e *il campo lontano*.

Altri fasci, chiamati *lobi laterali*, danno luogo a segnali spuri, che non viaggiano lungo la direzione del fascio principale.

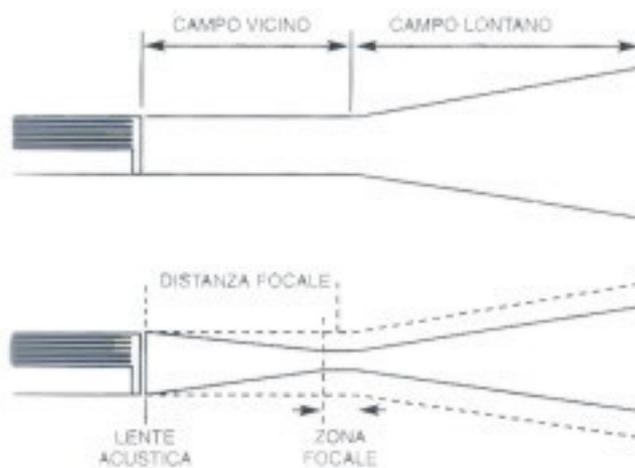


Figura 2-10: Effetto della focalizzazione del fascio

La profondità del campo vicino dipende dalle dimensioni del trasduttore e dalla lunghezza d'onda λ (quindi anche dalla frequenza f). Il fascio tende a convergere nella zona vicina e a divergere nella zona lontana.

Per avere la massima qualità dell'informazione da un punto di vista clinico è necessario che l'oggetto che dobbiamo acquisire venga investito dal fascio in corrispondenza della zona di convergenza del fascio (*regione focale*).

Per focalizzare il fascio ultrasonoro si utilizzano diversi metodi: l'uso di un cristallo intrinsecamente focalizzato, l'utilizzo di trasduttori multielemento focalizzati elettronicamente e l'uso di *lenti acustiche*. Queste ultime sono realizzate in plexiglas o materiali simili, e anteposte al trasduttore permettono di far convergere il fascio.

In questo modo si riesce ad aumentare la risoluzione trasversale ad una certa distanza. Si dovranno utilizzare delle lenti diverse a seconda della distanza che si vuole esplorare.

Uno dei limiti dell'uso di frequenze basse è costituito dall'aver una minor risoluzione. Quest'ultima è definita come la capacità di visualizzare la separazione di due riflettori vicini.

Abbiamo due tipi di risoluzione:

- *laterale-trasversale* data dalla minima distanza di separazione tra due riflettori posti lungo una direzione perpendicolare al fascio, sul piano di scansione. Dipende dalle caratteristiche geometriche del trasduttore e dalla frequenza.
- *assiale* data dalla minima distanza di separazione tra due riflettori posti lungo la direzione del fascio. Dipende dalla lunghezza d'onda del segnale e quindi da f .

Anche la durata del pacchetto è importante. Infatti se la distanza tra due superfici è minore della durata del pacchetto, non si riescono a distinguere i loro echi. Perciò è necessario generare pacchetti che abbiano una durata breve (non più di due oscillazioni per avere delle buone risoluzioni assiali).

2.1.4 Elementi funzionali di un ecografo

Le componenti principali di un ecografo sono: il trasduttore (o sonda), il sistema elettronico di controllo, il convertitore di scansione ed i sistemi di visualizzazione e registrazione.

La **sonda** è la componente periferica dell'ecografo e viene messa a diretto contatto con la regione corporea in esame generando ed inviandole gli impulsi e ricevendo gli echi di ritorno.

Il **sistema elettronico di controllo** è costituito da una serie di circuiti che pilotano il trasduttore nel suo ciclo elettroacustico: genera gli impulsi di eccitazione che pilotano gli elementi piezoelettrici del trasduttore, per ottenere l'emissione di ultrasuoni pulsati, riceve il segnale elettrico generato dall'eco di ritorno, amplifica ed elabora il segnale.

Il **convertitore di scansione o scan converter** digitalizza e memorizza i dati durante la scansione e li converte nel formato necessario per rappresentare l'immagine o il tracciato. E' il cuore digitale dell'apparecchiatura ecografica. E' in grado di memorizzare le informazioni provenienti dal trasduttore e di ricostruire l'immagine come composizione di tante linee affiancate fra loro, ciascuna relativa ad una specifica linea acustica.

I **sistemi di visualizzazione e registrazione**, rispettivamente visualizzano (in genere su monitor televisivo e registrano (ad esempio su pellicola radiografica, su carta termica, su pellicola a sviluppo istantaneo o su supporto magnetico) l'immagine e il tracciato ecografico.



Figura 2-11: Ecografi

Il trasduttore alterna le sue funzioni di trasmettitore e ricevitore secondo un ciclo elettroacustico così schematizzabile:

- **generazione** durante la quale avviene l'emissione dell'impulso ultrasonoro;
- **ricezione** durante la quale sono ricevuti gli echi di ritorno dai tessuti;
- **azzerramento** del sistema in preparazione ad una nuova generazione.

Queste tre fasi si alternano nel tempo con una cadenza caratteristica denominata frequenza di ripetizione dell'impulso (PRF, pulse repetition frequency). L'informazione sull'intensità dell'eco da rappresentare sullo

schermo dell'ecografo deriva dall'ampiezza del segnale elettrico generatosi nel trasduttore a seguito dell'interazione con l'onda di ritorno.

L'informazione sulla posizione è ottenuta mediante due parametri: la linea di vista lungo la quale si trova l'eco, che è ricavata dalla posizione angolare del trasduttore, e la profondità da cui esso proviene, che viene calcolata misurando il tempo intercorso tra l'emissione dell'impulso e l'arrivo dell'eco. La distanza d viene ricavata con la seguente relazione:

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

dove c è la velocità degli ultrasuoni nel mezzo e t è il tempo intercorso tra la generazione e la ricezione; è necessario dividere per due perché la distanza percorsa comprende l'andata ed il ritorno del fascio.

Gli echi di ritorno hanno intensità molto basse, da 10 a 10000 volte inferiori all'intensità dell'impulso ultrasonoro inviato. Di conseguenza il trasduttore piezoelettrico, eccitato meccanicamente dagli echi, darà origine ad impulsi elettrici di valore molto basso. Per questo motivo il primo dispositivo elettronico a cui viene inviato il segnale in uscita dal trasduttore è un *preamplificatore*.

La progressiva attenuazione degli ultrasuoni nel contesto dei tessuti fa sì che gli echi provenienti dalle strutture più profonde risultino di ampiezza inferiore rispetto a quelli provenienti dai piani superficiali. Questo effetto deve essere compensato da un amplificatore differenziale che consente di amplificare maggiormente gli echi più lontani in modo direttamente proporzionale agli echi di ritorno. Questa importante funzione di compensazione di profondità (**TGC, time gain compensation**) può essere

realizzata automaticamente dall'apparecchiatura oppure può essere regolata manualmente dall'operatore.

Il convertitore di scansione, *scan converter*, è costituito da un banco di memoria in cui il segnale elettrico in entrata, in precedenza elaborato, viene digitalizzato, memorizzato e convertito in un formato adatto ad essere inviato ad un monitor di visualizzazione. Prima della memoria abbiamo un *convertitore analogico-digitale A/D* che ha il compito di trasformare il segnale ecografico, di natura analogica, in un segnale di tipo numerico e quindi memorizzabile. L'insieme dei numeri, corrispondenti alle diverse intensità degli echi arrivati al trasduttore, viene memorizzato in modo sequenziale in maniera tale da rispettare le relazioni spaziali e temporali degli echi. L'intera memoria può essere vista come una grossa matrice bidimensionale in cui, ogni elemento ed il suo valore, rappresentano rispettivamente un pixel del monitor e la corrispondente intensità del livello di grigio. Il numero di livelli di grigio con cui vengono codificate le intensità degli echi dipende dal numero di bit con cui viene eseguita la conversione analogico digitale (generalmente vengono utilizzati 8 bit per ogni pixel ottenendo immagini con $2^8=256$ livelli di grigio).

2.1.5 Ecocardiografia e tecniche di visualizzazione

L'ecografia è una tecnica adatta ad esplorare organi, anche in movimento. Nel caso di analisi del muscolo cardiaco si parla di ecocardiografia.

L'ecocardiografia, o ultrasonografia cardiaca, grazie alle sue caratteristiche di non invasività, è stata utilizzata sin dal 1953 per lo studio e la diagnosi delle patologie di origine cardiaca. Sono di notevole interesse grandezze di diversa natura: da aspetti legati alle dimensioni dei ventricoli (volumi) a misure di gittata, alle forme e alla funzionalità di strutture interne al cuore, come le valvole cardiache.

In ecocardiografia, vi sono importanti problemi di acquisizione delle immagini, legati a fattori anatomici, in quanto il cuore è circondato da una serie di organi e strutture che possono creare difficoltà nell'acquisizione tramite ultrasuoni.

Questo organo, infatti, si trova all'interno del torace, in posizione retrosternale ed è avvolto in parte dal polmone.

Sia le ossa che l'aria sono scarsamente penetrabili dagli ultrasuoni, come abbiamo detto, e, inoltre, vi sono notevoli differenze da paziente a paziente, legate a vari fattori fra cui, ad esempio, l'età.

Questi fattori possono portare ad un assorbimento dell'energia ultrasonora iniziale e ad una diminuzione dell'ampiezza degli echi riflessi.

Visto che l'assorbimento e l'attenuazione rispetto all'intensità iniziale, dipendono in maniera proporzionale dalla frequenza f (le basse frequenze presentano una minore attenuazione) in ecografia vengono usate frequenze che vanno da 1 a 7 MHz (negli adulti in genere fino a 3 MHz).

L'esame ecocardiografico deve essere quindi eseguito ponendo la sonda in posizioni tali da evitare le ossa e da non avere interposizione di lembi del polmone tra sonda e cuore.

Queste particolari posizioni sono chiamate *finestre acustiche* e sono:

- la *parasternale* (tra il II e il V spazio intercostale sinistro, entro 3 cm dal bordo dello sterno)
- la *apicale* (in corrispondenza dell'itto della punta)
- la *sottocostale* e la *soprasternale* (subito sotto il margine del manubrio dello sterno)

Il meccanismo attraverso il quale l'informazione contenuta nei segnali ecografici è trasformata in un'immagine significativa dal punto di vista diagnostico è complesso ed articolato in varie fasi.

In linea di principio, l'immagine ecografica è il risultato della combinazione di tre distinte informazioni, ciascuna delle quali è indispensabile per una

corretta rappresentazione dell'informazione diagnostica:

- localizzazione degli echi nello spazio (direzione),
- localizzazione degli echi nel tempo,
- segnale ecografico.

La localizzazione di ciascun punto dell'area oggetto dell'esame è legata all'individuazione della *direzione* lungo la quale è avvenuta l'emissione dell'ultrasuono, alla misura del *tempo* intercorso fra l'emissione del segnale ultrasonoro da parte del trasduttore e la ricezione dell'eco corrispondente. All'informazione temporale, infatti, è legata la determinazione della profondità dalla quale proviene l'eco.

Infine, localizzato il punto che ha dato luogo alla generazione dell'eco (in termini di direzione e profondità), l'analisi del segnale ecografico fornisce le caratteristiche, in termini d'impedenza acustica, del punto stesso.

Per la generazione di un'immagine ecografica, è necessario che queste tre informazioni siano acquisite per ciascun punto appartenente all'intera area che, convenzionalmente, è identificata come *area di scansione*. Le dimensioni e la forma dell'area di scansione sono variabili e dipendono essenzialmente dal tipo d'apparecchiatura utilizzato, dalla tipologia del trasduttore ad essa connesso, dalle regolazioni effettuate sulla macchina dall'operatore all'atto dell'esecuzione dell'esame.

Esistono diverse modalità di rappresentazione dell'informazione ecografica, alcune delle quali hanno ormai solo un valore storico, essendo legate alle soluzioni tecnologiche adottate nelle prime fasi di sviluppo delle tecniche ecografiche, le modalità di rappresentazione correntemente utilizzate nella

diagnostica sono le seguenti:

- **A-mode** (amplitude modulated): visualizza gli eco come profilo di ampiezze, cioè ogni eco è rappresentato come un picco lungo una linea base di riferimento. La denominazione deriva dalla parola amplitude (ampiezza) poiché gli echi vengono trasformati in impulsi elettrici di varia ampiezza. Il segnale riflesso viene applicato all'asse y di un oscilloscopio (deflessione verticale), mentre l'asse x (deflessione orizzontale) rappresenta l'asse dei tempi. Le deflessioni del pennello luminoso sull'asse y forniscono informazioni sugli impulsi trasmessi e ricevuti. Sull'asse x si riscontrano le distanze temporali tra i segnali eco.
- **B-mode** (brightness modulated): a differenza dell'A-mode, nella quale l'immagine è graficata come una traccia luminosa con varie deflessioni in rapporto alle caratteristiche degli echi, nella tecnica B-mode l'immagine è rappresentata sotto forma di punti luminosi. Tali punti sono rappresentati nell'ordine geometrico e cronologico secondo il quale i segnali ultrasonici li determinano durante il movimento della sonda esplorante. In questo modo si ottiene un'immagine in tempo reale bidimensionale che rappresenta la sezione trasversale della zona in esame (individuata dal movimento della sonda). Echi più intensi danno luogo a tonalità di grigi più chiare. Ciascun punto, attraverso una scala di livelli di grigio, fornisce una indicazione della riflettività ultrasonora (ecogenicità) della corrispondente zona anatomica. L'immagine si forma man

mano che il trasduttore “spazza” con il fascio ultrasonoro l’area del tessuto esaminato. Questa operazione è ripetuta tante volte, a seconda del cosiddetto “frame-rate”, determinando il numero di aggiornamenti dell’immagine in video. Tanto più elevato è il frame-rate, tanto più fluida risulterà la rappresentazione del movimento dell’immagine. L’occhio umano è in grado di percepire da 20 a 30 toni di grigio pertanto scale con 256 toni di grigio presentano un alto contenuto informativo.

- **M-mode** (motion mode): utilizza un fascio di impulsi sonori da una posizione fissa per produrre un’unica linea di scansione ad indicare i movimenti del tessuto in funzione del tempo. Data la sua capacità di avere alti frame-rate, la modalità M-mode è tipicamente utilizzata per esaminare strutture in rapido movimento, ad esempio, le valvole cardiache.
- **Eco-Doppler**: la modalità eco Doppler, continua o pulsata, è utilizzato per l’ottenimento d’informazioni relative alla velocità del sangue all’interno dei vasi o delle camere cardiache. Analogamente a quanto avviene per l’M-mode, l’immagine è un tracciato che rappresenta le variazioni di velocità del sangue in funzione del tempo.
- **Color-Doppler**: questa tecnica consente di sovrapporre all’immagine ecografica bidimensionale, che rappresenta le strutture anatomiche dell’area di scansione, anche le informazioni relative alla velocità dei flussi ematici eventualmente presenti all’interno di tale area. La rappresentazione dei flussi avviene attraverso un opportuno codice di

colori, nel quale velocità crescenti corrispondono a tonalità di colore di luminosità più intensa.

- **Ecocardiografia 3D:** i dati elaborati nella tecnologia tridimensionale ad ultrasuoni vengono visualizzati sullo schermo attraverso l'uso di software grafici che operano con modalità di *multi-planar slicing*, *volume rendering* o *surface rendering*, cioè effettuando operazioni di trasformazione dei volumi, delle superfici e sui piani tomografici acquisiti.

L'*elaborazione multiplanare* è una tecnica di visualizzazione diretta in tre dimensioni dei volumi base (voxel) della griglia dell'immagine precedentemente ricostruita. L'operatore può, attraverso i comandi del software, modificare le prospettive e le dimensioni dei piani per ricondursi ad un'immagine più facilmente interpretabile. Si tratta di regolazioni che permettono ai medici di ottenere immagini vicine a quelle conosciute coi metodi tradizionali, in tal modo anche operatori meno esperti riescono a risolvere dubbi o perplessità. L'elaborazione che consente di operare sulle superfici visualizzate (*Surface rendering*) diventa possibile dopo una prima fase di analisi e caratterizzazione, da parte del programma, dei segmenti e dei voxel di particolari strutture o organi in studio.

Il punto di partenza per la tecnica del *surface rendering* è un insieme di poligoni che rappresentano la superficie dell'oggetto. Tali poligoni possono essere, ad esempio, quelli ottenuti applicando ai dati un algoritmo di *marching cubes* che utilizzando direttamente i dati in tre dimensioni, consente di ottenere informazioni relative alle connessioni tra le sezioni, alla disposizione della superficie e al gradiente della stessa. Applicando particolari criteri di ottimizzazione è possibile scegliere l'insieme dei triangoli che meglio descrive la superficie stessa. Utilizzando poi algoritmi

standard per la proiezione di oggetti tridimensionali su di una superficie piana, è poi possibile ottenere una rappresentazione ombreggiata della struttura biologica tridimensionale in esame. E' da notarsi che i livelli di grigio dei dati originali non giocano nessun ruolo nell'algoritmo di calcolo dell'ombreggiatura. Una volta individuati i triangoli che costituiscono la superficie d'interesse, e individuata la posizione e la direzione rispetto all'oggetto di una sorgente di luce direzionale, viene loro attribuito un tono di grigio in funzione dell'angolo che la normale alla superficie del triangolo forma con la direzione dei raggi luminosi. A questo punto, il software permette all'operatore di visualizzare le superfici delle parti in esame in tutte le direzioni e questo è di grande aiuto per il medico, in quanto spesso le superfici sono complesse e una ricostruzione mentale dei fattori anatomici risulta difficile, mentre, tramite rotazioni e variazioni di prospettive, esse si mostrano immediatamente. La tecnica del *volume rendering* prevede, a differenza del *surface rendering*, l'utilizzo dei valori dei livelli di grigio dei dati originali per ottenere una visualizzazione delle superfici ombreggiate o di parti del volume con i relativi livelli di grigio.

Il volume rendering è il risultato di due processi distinti: la segmentazione e il surface shading.

Il primo processo consiste nella determinazione dell'oggetto da visualizzare mediante la proiezione di raggi luminosi da un punto fornito dall'operatore oppure da un piano di vista sull'insieme dei voxels. Normalmente viene utilizzata una soglia per separare i voxels appartenenti alla struttura da quelli dello sfondo: tutti i voxels il cui livello di grigio è al di sotto della soglia sono attribuiti allo sfondo, mentre quelli il cui livello di grigio supera il valore di soglia sono attribuiti alla struttura.

Il secondo processo consiste nel calcolo dell'ombreggiatura; esso può essere realizzato mediante l'utilizzo di una varietà di algoritmi quali il

distance shading, il texture shading, il maximum intensity projection, il summation mode o l’adaptive graylevel gradient shading.

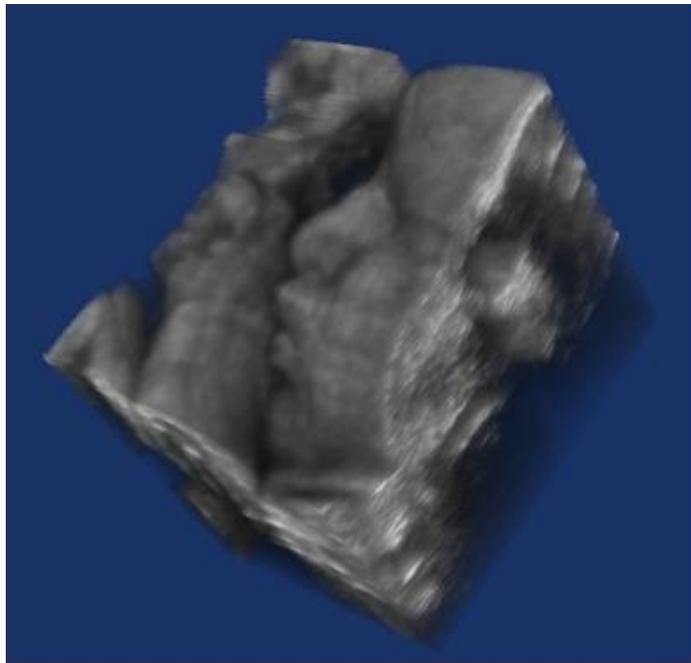


figura 2-12 :esempio di un volume rendering ottenuto dal dato ecografico di un feto.

2.2 Metodi “Level set” di evoluzioni di curve e superfici nello spazio

Il riconoscimento dei contorni ha un vasto campo di applicazione ed attualmente sono disponibili diverse tecniche che consentono di identificare e descrivere oggetti nel piano, anche in movimento, e quindi che permettono di seguirne le deformazioni.

Alla base della procedura semiautomatica sviluppata dal laboratorio di bioimmagini del DEIS dell'Università degli Studi di Bologna vi sono i modelli Level set. Come vedremo meglio in seguito si tratta di una tecnica numerica adottata per seguire l'evoluzione di curve nello spazio che è stata utilizzata per il riconoscimento dei contorni endocardici delle camere cardiache e in particolare del ventricolo sinistro.

E' importante riuscire a determinare con maggiore esattezza possibile il contorno dei ventricoli, perché è attraverso questa misura che vengono poi calcolati i volumi ventricolari. Quindi più sarà accurata la stima dei contorni e più risulterà precisa la determinazione delle dimensioni delle camere cardiache.

Il nostro lavoro di elaborazione di immagini ecografiche si sviluppa a partire proprio da questa procedura sviluppata per la segmentazione delle immagini ecocardiografiche che implementa le equazioni differenziali che stanno alla base di questi modelli.

La visualizzazione e la successiva interpretazione delle immagini ecografiche risentono fortemente e sono condizionate dal basso valore del rapporto tra segnale utile e rumore ed i tradizionali algoritmi di pre-elaborazione, quali ad esempio il filtraggio mediante gaussiana o l'utilizzo della media mobile, riducono l'incidenza del rumore ma alterano i contorni e tolgono informazione clinica presente nei dati.

Malladi, Sethian e Vemuri hanno unito il concetto di superfici deformabili all'approccio mediante Level-set, introdotto da Osher e Sethian, rappresentando il contorno come un livello di una opportuna superficie.

Sarti e Malladi hanno affrontato contemporaneamente il problema del filtraggio per la riduzione del rumore e dell'estrazione dei contorni cardiaci, dall'analisi di immagini ecocardiografiche, utilizzando un unico modello, basato su equazioni differenziali alle derivate parziali.

L'algoritmo utilizzato adotta quest'ultimo tipo di approccio, e mediante l'implementazione delle equazioni alle differenze parziali, che verranno descritte nei prossimi paragrafi, è possibile calcolare l'area della camera ventricolare sinistra estraendone i contorni, lavorando su immagini ecocardiografiche in 2D.

I vantaggi dell'applicazione della metodologia Level set sono diversi, in particolare:

- è completamente svincolata dall'esigenza di conoscere a priori una qualche forma semplificativa della morfologia della struttura in esame;
- è del tutto generale, ovvero tratta immagini bidimensionali o tridimensionali, statiche o che si evolvono nel tempo, sfruttando la medesima equazione di base;
- è in grado, al tempo stesso, di filtrare le immagini in modo tale da attenuare le irregolarità lontano dai contorni e accentuare questi ultimi;
- è in grado di far evolvere la curva verso i contorni e di impedire che fuoriesca dagli stessi anche se questi non sono chiusi;
- fornisce contorni stimati regolari.

La procedura implementata è di tipo semiautomatico, infatti vi è l'intervento dell'operatore in fase di inizializzazione. Di seguito descriveremo brevemente questa metodologia e la teoria matematica alla base dell'algoritmo che consente l'evoluzione della procedura di segmentazione verso uno stato stabile.

Modelli Level set

Lo schema utilizzato nella figura 2.13 consente di seguire il moto dei fronti attraverso l'evoluzione di una funzione N-1 dimensionale in uno spazio N dimensionale. L'approccio in questo caso è di tipo Euleriano; studiamo l'evoluzione del sistema in un numero di punti fissi nello spazio. Per esempio, nel caso bi-dimensionale il fronte di

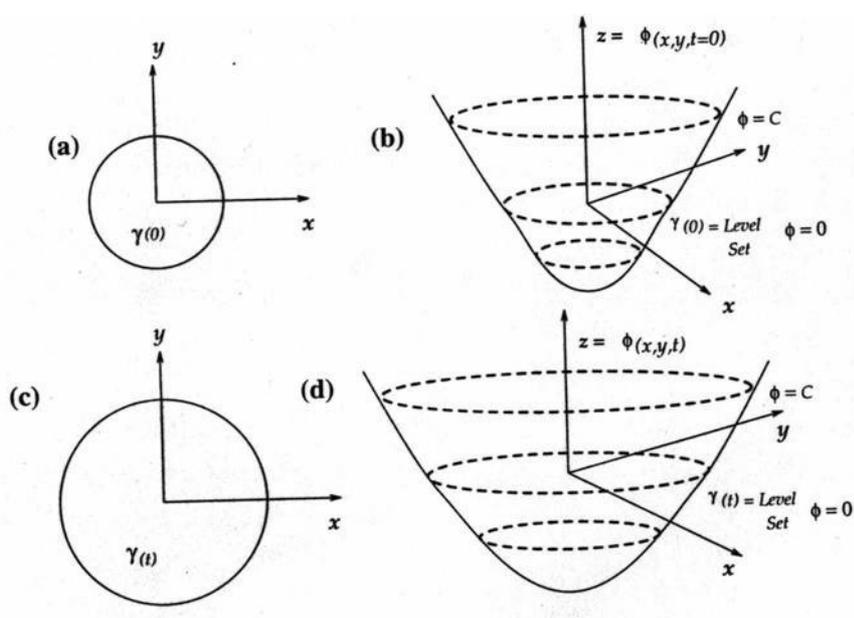


Figura 2-13: Evoluzione di curve in \mathbb{R}^2 attraverso curve in \mathbb{R}^3

propagazione è rappresentato da una curva $\gamma(t)$, ed il suo moto è seguito attraverso l'evoluzione di una superficie $\Phi(x,y,t)$, di cui $\gamma(t)$ rappresenta una curva di livello.

In particolare, invece, di seguire l'evoluzione della curva stessa, prendiamo il fronte originale e costruiamo una superficie (che interseca il fronte sul

piano $xy=0$. La superficie costituisce la nostra funzione "level set" perchè accetta come ingresso qualsiasi punto sul piano e fornisce in uscita la sua altezza. L'intersezione di questa funzione level set con il piano xy è chiamato zero level set (livello zero) perchè costituisce l'insieme dei punti che si trovano ad una altezza zero.

Durante l'evoluzione del fronte modifichiamo la funzione Level set in modo tale che la curva $\gamma(t)$ che cambia, rappresenti sempre il livello di zero della funzione level set.

Per descrivere l'evoluzione della funzione Level set si utilizzano delle equazioni differenziali alle derivate parziali:

$$\Phi_t + F|\nabla \Phi| = 0$$

con la condizione iniziale $\Phi(x, y, t) = \Phi_0$

Un problema fondamentale è dato dalla scelta di una opportuna funzione F , tale da far evolvere la superficie Φ in modo che il suo zero level-set coincidente con la funzione γ , non solo tenda ad aderire al contorno vero, ma si fermi nel momento in cui il contorno vero risulta sufficientemente approssimato.

La funzione velocità F utilizzata per controllare il processo di definizione del contorno nell'immagine $I(x,y)$ è:

$$F = g\varepsilon K - \beta \nabla g * \frac{\nabla \Phi}{|\nabla \Phi|}$$

con

$$g(x) = \frac{1}{1 + \left(\frac{|\nabla G_\sigma * I(x)|}{\alpha} \right)^2}$$

$$G_\sigma(\xi) = \frac{e^{-\left(\frac{\xi}{\sigma}\right)^2}}{\sigma \sqrt{\pi}}$$

Nell'espressione della velocità F il primo termine è una forza di tensione superficiale che dipende dalla curvatura Euclidea K della superficie, il secondo termine è una forza che attrae la superficie verso i contorni dell'immagine e in questo modo introduce un effetto stabilizzante.

La funzione peso g è un indicatore di contorni che agisce smorzando la diffusione geometrica in presenza di un alto gradiente dell'immagine. Il termine di diffusione geometrica è necessario per rendere Φ smooth lontano dai fronti pur avendo contemporaneamente il minimo effetto di smoothing dei fronti stessi.

Il secondo termine in particolare è un termine advettivo, che esalta i contorni, accentuando la luminosità dell'immagine iniziale vicino ai contorni seguendo i campi vettoriali indotti da ∇g .

I parametri α e σ dipendono dalle caratteristiche del rumore nell'immagine mentre il parametro β è usato per limitare la regolarizzazione controllata dal parametro ε .

La formula risultante finale dell'evoluzione della funzione level set Φ sarà data quindi da:

$$\frac{\partial \Phi}{\partial t} + g\varepsilon K|\nabla \Phi| - \beta \nabla g \cdot \nabla \Phi = 0$$

L'evoluzione della superficie ha una soluzione stabile quando il termine dipendente dalla geometria riesce ad equilibrare il termine di advezione.

Ricapitolando l'essenza di tutto il metodo è espressa da questo sistema di equazioni:

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial \Phi}{\partial t} = g \varepsilon \left(\nabla \cdot \frac{\nabla \Phi}{|\nabla \Phi|} \right) |\nabla \Phi| + \beta \nabla g \cdot \nabla \Phi \\ g(x) = \frac{1}{1 + \left(|\nabla G_{\sigma}(x) * I_0(x)| / \alpha \right)^2} \\ G_{\sigma}(\xi) = \frac{\exp\left(-(\xi/\sigma)^2\right)}{\sigma \sqrt{\pi}} \end{array} \right.$$

La condizione iniziale dell'evoluzione è una superficie calcolata come funzione distanza con segno di un contorno definito dall'utente, e quando si analizza un ciclo cardiaco completo questa inizializzazione è richiesta solamente per il primo frame visto che la procedura prende il contorno stimato del frame precedente come condizione iniziale per la definizione della superficie per la detezione del contorno del frame seguente.

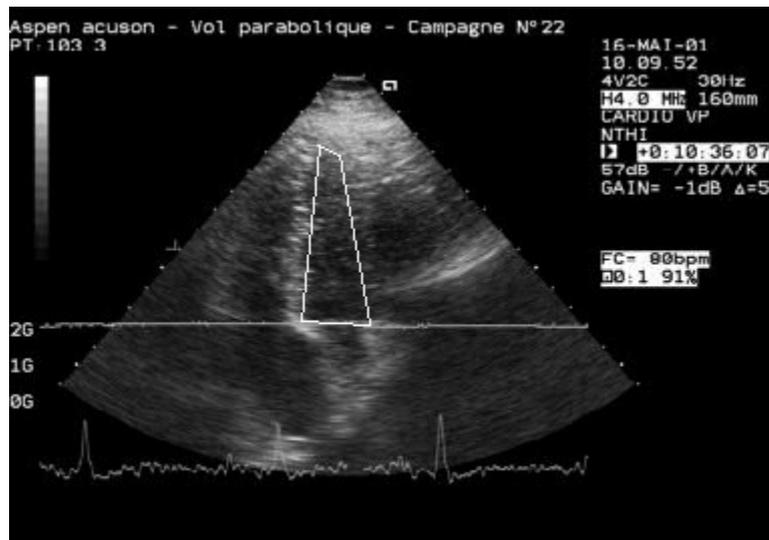


Figura 2-14: Inizializzazione della procedura di segmentazione basata su metodi Level set mediante il tracciamento della poligonale di partenza

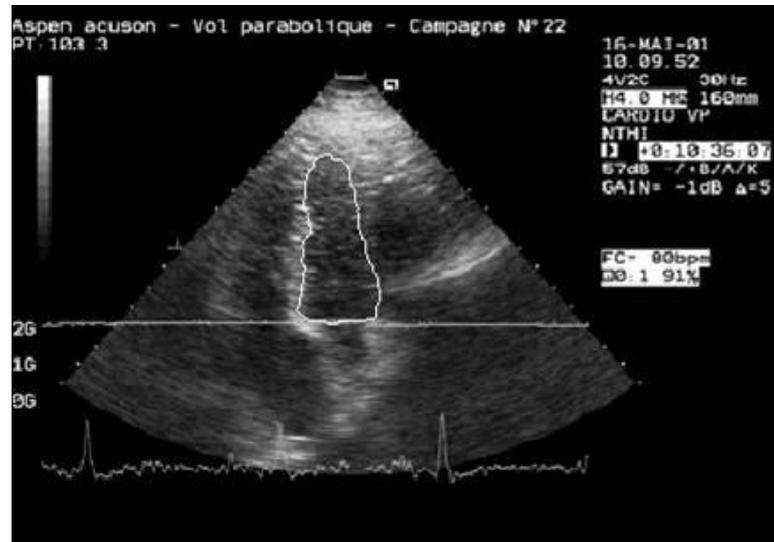


Figura 2-15: Passo finale della procedura di segmentazione, il contorno stimato rappresenta il bordo del ventricolo sinistro