



# Università degli Studi di Padova

Facoltà di Ingegneria

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

Tesi di laurea

## Identificazione automatica dell'aorta in ecografie fetali

**Relatore:** Enrico Grisan

**Correlatore:** Elisa Veronese

**Laureanda:** Federica Bassano

25 Novembre 2010



# Sommario

In questa tesi viene proposto un metodo per l'identificazione automatica dell'aorta e il successivo calcolo del suo diametro partendo da immagini ecografiche fetali. La valutazione del diametro di un'aorta fetale è fondamentale dal punto di vista clinico per la diagnosi precoce di eventuali patologie o malformazioni cardiache del nascituro e per il monitoraggio della crescita del feto stesso. Il metodo elaborato è stato applicato a immagini ricavate da apparecchi ecografici e si basa su un algoritmo organizzato in due blocchi principali:

- Riconoscimento dell'aorta mediante contorni attivi, ossia curve parametriche che modificano la loro forma cercando di minimizzare le energie in base alle quali vengono definite;
- Calcolo del diametro dell'aorta stessa.



# Indice

## Sommario

### Capitolo 1: Introduzione

1.1 Scopo della tesi .....	1
1.2 Proprietà fisiche dell'ecografia .....	3
1.3 Pregi e difetti dell'ecografia .....	5
1.4 Ecografia ostetrica.....	6
1.4.1 Ecografia del primo trimestre di gravidanza.....	8
1.4.2 Ecografia del secondo trimestre di gravidanza.....	9
1.4.3 Ecografia del terzo trimestre di gravidanza.....	11
1.5 Ecocardiografia fetale.....	12
1.6 Ecografia 3D e 4D .....	13

### Capitolo 2: Modelli a contorni attivi

2.1 Modelli parametrici .....	19
2.2 Definizione delle forze esterne .....	23
2.2.1 GVF (Gradient Vector Flow field) .....	23
2.2.2 Forza esterna calcolata sui livelli di grigio .....	25
2.3 Mappa dei bordi.....	26

### Capitolo 3: Analisi dell'algoritmo

3.1 Operazioni preliminari .....	29
3.1.1 Identificazione del trapezio .....	30
3.1.2 Identificazione delle componenti connesse .....	32
3.1.3 Localizzazione dell'aorta.....	33

3.1.4 Costruzione del bordo approssimativo .....	35
3.2 Deformazione dello snake .....	35
3.3 Calcolo del diametro .....	38

## **Capitolo 4: Risultati e conclusioni**

4.1 Immagini della deformazione dello snake .....	42
4.2 Tabella e grafici dei diametri medi .....	43

<b>Bibliografia</b> .....	45
---------------------------	----

# Capitolo 1

## *Introduzione*

### 1.1 Scopo della tesi

Recenti studi hanno dimostrato che ogni anno in Italia nascono 28.000 bambini affetti da malformazioni congenite. Di questi, quasi il 5% muore nel primo anno di vita, il 30% vive con gravi disabilità permanenti e il restante 65% avrà bisogno di diversi interventi chirurgici e di frequenti ricoveri in ospedale durante tutto l'arco della vita. Tra gli organi umani, quello percentualmente più colpito da patologie congenite è il cuore. Le malformazioni congenite relative al cuore colpiscono circa 8 neonati su 1000 e nella metà dei casi i disturbi dovuti ad una malformazione cardiaca compaiono nelle prime ore o durante i primi giorni di vita. Ciò comporta che la maggior parte dei difetti cardiaci resti comunque sconosciuta fino al momento del parto. In queste condizioni, la diagnosi prenatale delle cardiopatie congenite diventa dunque di fondamentale importanza.

Negli ultimi vent'anni la ricerca medica ha raggiunto conoscenze sempre più avanzate sulle fasi dello sviluppo fetale e, attualmente, attraverso l'uso di appositi strumenti, è possibile riconoscere parte dei sintomi che preannunciano il successivo sviluppo di gravi malformazioni congenite già dal terzo mese di gravidanza. Fino a circa vent'anni fa si poteva agire su tali malformazioni solo nella fase neonatale, cioè solo al momento della nascita o nei primi mesi di vita. Con l'introduzione nel protocollo clinico di tecniche diagnostiche quali ad esempio l'ecografia, oggi è possibile riconoscere alcuni tra i diversi sintomi delle più comuni malformazioni congenite già durante le

prime fasi di controllo. Per esempio, il cuore si forma nelle prime settimane di gravidanza, ma assume dimensioni sufficienti per essere studiato con l'ausilio di un apparecchio ecografico, attraverso l'addome materno, solo a partire dalla 16-esima settimana.

Le opportunità offerte dall'odierno imaging ecografico conducono verso la concreta possibilità di intervenire chirurgicamente sul feto quando si trova ancora nell'utero materno, prima che la malformazione diventi permanente e, quindi, difficile da correggere. Tecniche diagnostiche come l'ecografia 3D e 4D, la risonanza magnetica fetale, l'ecocardiografia Doppler, l'ecocardiografia transesofagea e l'angiocardiografia rappresentano, quindi, le tecnologie abilitanti della chirurgia fetale, dato che consentono una diagnosi precoce della malformazione. Il progresso delle tecniche ecografiche ha, inoltre, permesso di dimostrare che alcune importanti malattie, in particolare quelle che coinvolgono il cuore e i grandi vasi, si aggravano con il procedere della gravidanza. In tali casi un intervento effettuato durante i primi mesi di sviluppo embrionale migliorerebbe notevolmente le aspettative cliniche. Il trattamento chirurgico in fase prenatale delle anomalie congenite si sta rivelando un campo di ricerca in grado di contribuire significativamente al miglioramento delle condizioni di vita dei numerosi pazienti affetti da tali patologie. Tuttavia, bisogna precisare fin da subito che, nonostante la letteratura medica riporti diversi risultati relativi a interventi chirurgici eseguiti in regime fetale, pochi sono i centri di ricerca al mondo capaci di sviluppare un programma sperimentale per la correzione intrauterina di malformazioni congenite. Inoltre, la chirurgia fetale è una tecnica chirurgica con la quale oggi si interviene solo su un ristretto gruppo di patologie fetali come ad esempio: sindrome del cuore ipoplasico sinistro, dilatazione della valvola aortica stenotica, spina bifida, adenomatosi cistica del polmone, idrotorace congenito. Pertanto le metodiche attuali nell'ambito della chirurgia fetale sono limitate alla fase di ricerca e sperimentazione e sono ancora ben lontane dal divenire pratiche di routine. Nonostante la chirurgia fetale sia ancora agli inizi del proprio sviluppo, le tecniche di diagnosi non invasive come l'ecografia, sono 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.

Questa tesi di sicuro non ha come obiettivo quello di proporre una diagnosi né ha la pretesa di proporre un metodo di indagine che vada a sostituire la conoscenza e l'esperienza di un medico. Quello che qui viene proposto può essere visto semplicemente come un ausilio ulteriore per l'identificazione dell'aorta fetale e il calcolo del suo diametro; un ausilio che, sommato all'esperienza del medico, può fornire degli ottimi risultati con lo scopo di individuare eventuali



patologie che possono colpire il feto. In questa tesi dunque verrà presentato un algoritmo basato sull'utilizzo dei contorni attivi per l'identificazione automatica dell'aorta e il calcolo del suo diametro, in modo da facilitare al personale medico il riconoscimento della stessa e fare in modo che a partire dal valore del diametro ricavato, mediante un confronto con le dimensioni standard che l'aorta fetale deve avere, sia possibile riuscire a classificare il feto in esame come un feto sano oppure affetto da qualche malformazione. La conoscenza della dimensione dell'aorta (quindi del diametro), infatti, è molto importante perché consente di monitorare la crescita del feto. I frames ai quali è stato applicato l'algoritmo sono stati acquisiti da un video ecografico di 22 secondi il quale riproduce il battito cardiaco del feto.

## 1.2 Proprietà fisiche dell'ecografia

L'ecografia si è progressivamente affermata nella pratica clinica dal 1980 in poi. Il principale interesse che portò ad introdurre e a perfezionare le apparecchiature ecografiche fu proprio quello di poter studiare il feto durante la gravidanza, il poter arrivare a "vedere" un individuo nascosto nel ventre materno e quindi non visitabile da parte di un medico. Solo successivamente le tecniche ecografiche spostarono il loro raggio d'azione anche verso altre discipline mediche e negli ultimi anni hanno conosciuto uno sviluppo enorme.

L'ecografia [1] utilizza onde acustiche, gli ultrasuoni, per ricostruire le immagini di organi o apparati sfruttando la capacità che queste onde hanno di passare attraverso i tessuti del corpo umano subendo graduali alterazioni in termini di intensità. Ogni tessuto, a seconda della sua composizione, riflette questa "perturbazione" in maniera diversa e genera echi che saranno utilizzati poi per ricavare le informazioni necessarie a costruire l'immagine finale.

Gli ultrasuoni, di cui sopra, sono suoni di frequenza superiore a 20 KHz; l'intervallo di frequenze usato in medicina è 1-10 MHz. Sono utilizzati in medicina in particolar modo in due campi: il primo campo consiste nella produzione di immagini all'interno del corpo umano e il secondo nella misurazione del flusso sanguigno nelle arterie e nelle vene. Nel primo caso una tecnica eco-pulsata è usata per produrre immagini. Nel secondo caso le misurazioni dello scorrimento in frequenza o "doppler shift", vengono usate per valutare la velocità all'interno dei vasi sanguigni.

L'esame ecografico non è né doloroso né fastidioso e si effettua ponendo una sonda (trasduttore) sulla superficie cutanea da esplorare. Tale sonda rappresenta la sorgente del fascio di ultrasuoni; l'impulso di ultrasuoni viene emesso da particolari cristalli chiamati cristalli piezoelettrici e, pertanto, si parla di trasduttore piezoelettrico. Dalla grandezza e dalla forma di questi cristalli piezoelettrici dipende la frequenza della sonda [2,3]. La risoluzione, cioè la capacità di distinguere come separati due punti vicini tra loro, è direttamente proporzionale alla frequenza di emissione della sonda. Le frequenze più usate in ostetricia e ginecologia sono comprese fra 3.5 e 7.5 MHz, anche se per le sonde transvaginali si può arrivare fino a 10-12MHz. Frequenze elevate consentono di ottenere immagini con maggiore definizione ma in un campo di visualizzazione più corto. Le sonde multifrequenza (a frequenza variabile), caratterizzate da un elevato numero di cristalli, sono estremamente utili e versatili.

Inevitabilmente ci sarà un intervallo d'aria o air gap tra la superficie frontale del trasmettitore e la pelle e questa normalmente impedisce all'ultrasuono di entrare facilmente nei tessuti. Il processo del miglioramento della trasmissione, usando materiali di impedenza simile al tessuto, viene chiamato "adattamento di impedenza" e questo adattamento si realizza spalmando un gel sulla pelle del paziente dove il trasmettitore viene appoggiato. Gli ultrasuoni, incontrando sul loro cammino superfici di diversa densità vengono riflessi e ciò comporta la formazione di echi che tornano indietro verso la sonda e da qui vengono trasferiti ad un apparecchio deputato a trasformatarli in segnali elettrici e quindi in immagini. Il tempo impiegato dall'eco per tornare al ricevitore è una misura della distanza dell'oggetto. Se l'ultrasuono è trasmesso nel corpo, l'interfaccia tra i due differenti tessuti o organi al suo interno, produce un segnale di ritorno, o eco, se l'impedenza acustica dei due tessuti/organi è differente. Infatti l'interfaccia tra i due mezzi ha un coefficiente di riflessione pari a

$$\frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

dove  $Z_1$  e  $Z_2$  sono le impedenze acustiche del mezzo. Se la velocità di propagazione dell'onda nel mezzo è conosciuta, allora i tempi tra la trasmissione e la ricezione del segnale possono essere trasformati in distanze dal trasduttore, a patto che la posizione e l'orientamento del trasduttore e del ricevitore siano conosciute e gli echi siano di intensità adeguata alla rilevazione. Può essere così costruita una mappa bidimensionale, una sorta di immagine delle strutture all'interno del corpo. L'immagine che si osserva sullo schermo dell'apparecchio ecografico rappresenta, dunque,

la ricostruzione della densità dei tessuti attraversati riprodotta mediante una scala di grigi: le strutture mostrano una diversa gradazione di grigio a seconda del grado di densità dei vari tessuti corporei che riproducono. L'osso, ad esempio, è quello che tra tutti i tessuti attraversati possiede la massima densità e quindi il computer dell'ecografo gli assegna per convenzione il colore bianco; al contrario, i liquidi, che per natura intrinseca possiedono la più bassa densità corporea fra tutti i tessuti attraversati, saranno rappresentati nell'immagine ecografica finale colorati di nero. Tutti gli altri tessuti verranno mostrati con un colore grigio intermedio tra il bianco e il nero e la tonalità più o meno grigia sarà calcolata relativamente alla maggiore o minore densità del tessuto.

### 1.3 Pregi e difetti dell'ecografia

Come già accennato precedentemente, l'ecografia [2,3] è una tecnica che consente di ottenere immagini in tempo reale di organi e flusso ematico. Tra i principali vantaggi che presenta questa tecnica diagnostica, ritroviamo sicuramente il fatto che essa sia indolore, a basso costo, non invasiva e in più caratterizzata dalla possibilità di trasportare le apparecchiature con una certa facilità. Inoltre non espone a radiazioni ionizzanti e per questo risulta innocua sia per il paziente che per l'operatore. L'esame ecografico è adatto a screening di massa o ripetuti sullo stesso soggetto anche a breve distanza di tempo; offre la possibilità di ottenere immagini in tempo reale senza particolari problemi di preparazione del paziente. Nello studio di specifiche regioni corporee come utero, ovaie, mammella, muscoli, vescica, fegato e vie biliari, pancreas, milza, prostata, tiroide e reni, si rivela un esame assai versatile e preciso e in grado di evidenziare le alterazioni strutturali che si manifestano come conseguenza di numerose patologie. L'ecografia rappresenta un supporto clinico insostituibile in ostetricia e ginecologia ma richiede la conoscenza dei principi che la regolano. Viste le caratteristiche appena descritte, l'esame ecografico è la tecnica di indagine più utilizzata in gravidanza perché non nuoce né alla donna né al feto e perché permette di osservare in modo dettagliato il feto dentro l'utero e quindi offre la possibilità di individuare molto presto eventuali problemi o malformazioni.

L'ecografia ha però il difetto di essere operatore-dipendente [3], cioè il risultato è interpretabile da un operatore specializzato (l'ecografista) il quale deve conoscere quella particolare macchina e riconoscerne le immagini e i suoni.

Ci sono diversi tipi di ecografia: internistica, ostetrico-ginecologica, oculistica, vascolare, cardiaca, intraoperatoria e perendoscopica. Per tutti questi tipi di ecografia i rischi, come si intuisce facilmente dalle caratteristiche di cui sopra, sono minimali se si usano le necessarie cautele. Ad esempio, l'ecografia oculistica rappresenta l'unico campo in cui è necessaria una particolare attenzione, considerata la vulnerabilità dell'occhio e, soprattutto, della sua parte anteriore. In ecografia oculistica, quindi, vanno usate delle apparecchiature apposite (bassa potenza e alta frequenza) e non si devono assolutamente usare le apparecchiature convenzionali. Comunque sia, in tutti i tipi di ecografia si deve usare il criterio dell'impiego della minima potenza a parità di risultato diagnostico. Non ci si deve, quindi, dimenticare che, seppur minimi, ci sono alcuni effetti collaterali. Entrando nel merito dell'ecografia ostetrico-ginecologica (che è lo strumento alla base di questa tesi) si può affermare infatti che, attraversando i tessuti, gli ultrasuoni generano delle vibrazioni che causano due tipi di effetto: termico (aumento della temperatura, potenzialmente teratogeno nell'embrione) e di cavitazione. Tali effetti si sono dimostrati dannosi in laboratorio solo in seguito ad un uso molto protratto nel tempo. Infatti con le metodiche utilizzate in diagnostica non sono state dimostrate problematiche né ai tessuti umani fetali né a quelli dell'adulto. Ciononostante è riportato un aumento della temperatura a livello della regione di interesse direttamente proporzionale a potenza e frequenza utilizzate e alla durata dell'esame. Gli organismi societari raccomandano quindi di sottoporre i tessuti indagati all'effetto meccanico degli ultrasuoni per il minor tempo possibile e sconsigliano l'utilizzo del Doppler pulsato per la rilevazione dell'attività cardiaca fino a 10 settimane complete di gravidanza.

## 1.4 Ecografia ostetrica

L'evoluzione delle apparecchiature ecografiche [2] e la loro diffusione nei reparti e ambulatori di ostetricia e ginecologia ha consentito l'avvicinamento di tutti gli operatori sanitari (medici e ostetriche) all'ecografia. Questa tecnica si pone come esame di supporto alla visita, finalizzata alla ricerca di dati diagnostici utili ad integrare le impressioni cliniche. Il personale responsabile ad effettuare questo esame, deve potersi avvalere di apparecchi dotati di una buona risoluzione, con schermi con una buona definizione, sonde addominali di almeno 3.5 MHz e/o vaginali di almeno 5 MHz e con adeguato preset per ciascuna metodica (bidimensionale, Doppler). Infine la corretta

regolazione dei parametri è utile per ottimizzare la metodica in quanto l'errato utilizzo può determinare scelte cliniche con conseguenze importanti.

Rispetto all'ecografia di altri distretti corporei, l'ecografia ostetrica è sicuramente un esame più complesso: basti pensare che è l'ecografia non di un organo ma di un intero organismo e che oltretutto l'organismo fetale ha dimensioni molto piccole. Inoltre, l'ecografia fetale è l'unica variante dell'analisi diagnostica in cui non è possibile far muovere il soggetto da esaminare a seconda dell'esigenza dell'operatore. Questo significa che la posizione e l'atteggiamento del feto non sempre sono favorevoli all'esame e a volte capita che il feto effettui dei movimenti in maniera imprevedibile. Ad aumentare la complessità di un esame ecografico fetale, rispetto ad altri tipi di ecografia, c'è la "lontananza" della sonda ecografica dal corpo fetale per via dell'interposizione dei tessuti materni che provocano attenuazione, rifrangenza e diffrazione degli ultrasuoni. Il tutto contribuisce a creare immagini fetali con qualità grafica più scadente rispetto alle tradizionali immagini ecografiche.

Proprio perché l'ecografia ostetrica [4] è probabilmente il tipo di ecografia più complesso, richiede una particolare attenzione e conoscenze approfondite da parte dell'operatore, ma raggiunta una buona risoluzione porta a risultati molto importanti durante l'intera gravidanza. Ad esempio, nei primi due/tre mesi di gravidanza grazie all'ecografia è possibile misurare la lunghezza del feto, una conoscenza questa che consente di datare l'epoca di gravidanza; dalla fine del secondo mese in poi si visualizzano già l'attività pulsatile del cuore, il numero dei feti e i loro primi movimenti. Oltre alle strutture che vengono di solito misurate in un esame di controllo (testa, addome, femore), si possono visualizzare anche alcune strutture intracraniche, il cuore, lo stomaco, i reni, la vescica e quindi rilevare già in quella fase dello sviluppo embrionale la presenza o meno di alcune anomalie strutturali. È necessario, tuttavia, precisare che la possibilità di rilevare un'anomalia fetale attraverso un esame ecografico dipende da molti fattori e tra questi si ricordano: la dimensione della malformazione, la posizione del feto nell'utero, la quantità di liquido amniotico, lo spessore della parete addominale materna e l'epoca di gravidanza. Risulta evidente, perciò, che questi diversi fattori possono influire sulla durata e sull'esito di un esame ecografico; pertanto alcune anomalie possono non essere evidenziate con una semplice ecografia e richiedere altre tecniche di indagine o addirittura può succedere che certe malformazioni si manifestino solo in un momento successivo.

Con le procedure oggi adottate, l'uso diagnostico dell'ecografia durante la gravidanza è ritenuto esente da rischi e, come consiglia il nostro Sistema Sanitario Nazionale, ciascuna donna durante le

38 settimane di gravidanza dovrà sottoporsi ad almeno tre esami ecografici di prevenzione: la prima ecografia dovrà essere fatta verso la fine del primo trimestre (fino a 13 settimane di gestazione), la seconda durante il secondo trimestre (preferibilmente tra la 19-esima e 21-esima settimana di gestazione) e la terza nel terzo trimestre (tra la 30-esima e la 34-esima settimana di gestazione).

L'approccio ecografico può essere di due tipi: transaddominale e transvaginale. In alcune situazioni può essere utile completare l'esame ecografico transaddominale tradizionale per mezzo della sonda endovaginale o transvaginale. In questo caso l'analisi può essere affrontata solo nei primi tre mesi di gravidanza e la sonda utilizzata ha una forma cilindrica. Il vantaggio di tale tecnica è una migliore visualizzazione delle regioni interessate. Si deve tenere presente, infatti, che la sonda transaddominale (cioè quella che si appoggia sull'addome materno) per arrivare all'obiettivo da esaminare deve attraversare diversi strati di tessuti, in particolare lo strato adiposo che è quello che dà maggior disturbo al segnale, e poi fare lo stesso percorso a ritroso per tornare alla sonda. Si capisce facilmente, quindi, come con l'utilizzo della sonda transvaginale questo percorso risulti molto accorciato. Lo svantaggio è che, soprattutto nelle settimane avanzate di gestazione, non è possibile visualizzare tutte le parti del feto ma solo quelle che si trovano più vicine alla sonda. In aggiunta, pur essendo un esame indolore, spesso non viene accettato dalla paziente.

#### **1.4.1 Ecografia del primo trimestre di gravidanza**

La tecnologia degli apparecchi ecografici [5] migliora continuamente e con i più recenti, dotati di sonde ad alta risoluzione e tecnologia avanzata, è possibile vedere, in circostanze fortunate, già nel primo trimestre di gravidanza ciò che non si pensava fosse possibile vedere come per esempio il sesso alla 12-esima settimana, oppure gli occhi, le dita delle mani e dei piedi e tanti altri particolari di organi importanti come il cuore, i reni, le ossa nasali e il cervello. L'ecografia del primo trimestre [4] quindi fornisce informazioni molto importanti ai fini del regolare decorso della gravidanza. Consente, infatti, di accertare la regolare sede intrauterina della gravidanza, di stabilire il numero di embrioni presenti e in caso di gravidanza gemellare riconoscere il tipo di gemellarità. Inoltre permette di datare l'inizio della gravidanza attraverso la misurazione della CRL (Crown-Rump Length) cioè la lunghezza cranio-caudale. Ancora: valuta il rischio statistico di aborto attraverso un particolare rapporto tra la misura della camera gestazionale e quella dell'embrione,

può evidenziare la presenza di malformazioni uterine e infine consente di eseguire lo screening ecografico del rischio di cromosopatia, cioè consente di verificare se c'è la presenza di anomalie cromosomiche, attraverso la valutazione della cosiddetta "translucenza nucale", cioè un'area fluida nella regione della nuca del feto.

#### **1.4.2 Ecografia del secondo trimestre di gravidanza**

Nel primo trimestre possono essere riconosciute solamente poche patologie malformative e di solito sono le patologie più evidenti come ad esempio il mancato sviluppo di un arto. La sensibilità (ovvero la capacità) dell'ecografia prenatale a riconoscere le anomalie fetali, è maggiore nel secondo trimestre [4], con una media del 48%. Per esempio, il cuore fetale, per le dimensioni che presenta, può essere esaminato dalla 20-esima settimana in poi, anche se lo studio cardiaco è molto meno agevole dopo la 30-esima settimana. Intorno alla 20-esima settimana di gravidanza, lo studio del cuore fetale con la scansione "4 camere" già formate (la scansione delle 4 camere cardiache è una sezione trasversa del torace appena sopra il livello del diaframma. È il primo approccio allo studio cardiaco fetale in quanto fornisce numerose informazioni in merito all'anatomia cardiaca) permette di individuare circa il 40% delle cardiopatie congenite; va comunque sottolineata la possibilità che alcune di queste patologie non sempre siano ecograficamente diagnosticabili.

L'ecografia del secondo trimestre viene indicata in gergo tecnico come "Ecografia Morfologica" perché è incentrata sulla valutazione della morfologia e della struttura degli organi fetali. Viene eseguita dalla 20-esima alla 24-esima settimana di gestazione e prevede la valutazione delle dimensioni del feto (biometria fetale), dell'impianto e della struttura della placenta, della quantità di liquido amniotico, del collo dell'utero, ma fornisce soprattutto uno studio analitico di tutti i distretti anatomici esplorabili nel feto. Due sono le ragioni per cui tale ecografia la si esegue proprio in questo periodo:

1. Il feto si trova nelle migliori condizioni per essere studiato, in quanto il rapporto fra le sue dimensioni e la quantità di liquido amniotico è ottimale;
2. Dopo tale periodo la Legge non permette l'interruzione della gravidanza anche se il feto è affetto da gravi malformazioni.

L'ecografia morfologica a fini puramente conoscitivi può essere eseguita anche più tardivamente ed è comunque utile. Di norma con l'ecografia morfologica vengono studiate le seguenti strutture anatomiche:

- Cervello con misurazione dei ventricoli laterali, del cervelletto e della cisterna magna (o anche detta cisterna cerebello-midollare);
- Faccia con osservazione del profilo, delle labbra e delle lenti del cristallino oculare;
- Colonna vertebrale, torace con osservazione del parenchima polmonare e della posizione del cuore (Figura 1.1);



**FIGURA 1.1:** *Ecografia morfologica in cui vengono analizzati i distretti toracici del feto*

- Cuore con lo studio delle 4 camere cardiache, dell'arco aortico, dell'emergenza dei grossi vasi (assi lunghi), della frequenza e ritmicità del battito cardiaco fetale (Figura 1.2). Nel caso in cui si riscontrino anomalie o vi siano dei dubbi sull'esito di immagini è opportuno ricorrere all'ecocardiografia fetale, di cui si avrà modo di parlare nel prossimo paragrafo.





**FIGURA 1.2:** immagine da ecografia morfologica in cui si esplora il cuore fetale.

- Diaframma per accertarne l'integrità;
- Addome con il controllo della chiusura della parete e studio degli organi interni quali lo stomaco, la colecisti, il fegato e l'intestino;
- Apparato genito-urinario, con visualizzazione dei reni, della vescica e dei genitali esterni;
- Cordone ombelicale con visualizzazione dei tre vasi che lo formano;
- Arti superiori e arti inferiori con visualizzazione delle ossa lunghe, dell'asse delle mani e dei piedi e visualizzazione delle dita delle mani;
- Indicatori di rischio (markers) di cromosopatie, che sono dei segni ecografici a carico di vari organi che possono indicare un aumento del rischio di cromosopatie fetali.

Da questa breve descrizione si può intuire facilmente che l'esame ecografico o, per meglio dire, l'esito di tale esame dipende in misura quasi totale dall'esperienza dell'operatore unitamente all'impiego di un ecografo di qualità elevata. Si può comunque affermare che se l'esame viene eseguito bene, la maggior parte dei problemi malformativi può essere identificata.

### 1.4.3 Ecografia del terzo trimestre di gravidanza

L'esame ecografico del terzo trimestre [4] 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, eccetera. In Figura 1.3 viene riportato un esempio di ecografia del terzo trimestre.



**FIGURA 1.3:** *viso anatomicamente completo di un feto durante il terzo trimestre di gravidanza. L'immagine è stata ottenuta tramite un apparecchio ecografico "Acuson Sequoia 512"; lo strumento è dotato di una sonda ecografica da 5 MHz e quindi risulta capace di generare un'immagine con risoluzione di circa 300 micrometri.*

## 1.5 Ecocardiografia fetale

Lo studio standard del cuore fetale [6] deve essere eseguito nel corso del cosiddetto esame morfostrutturale del feto tra la 20-esima e la 22-esima settimana. Eseguire l'esame in tempi precedenti alla 20-esima settimana può portare ad errori diagnostici (falsi negativi o falsi positivi) per la ridotta volumetria cardiaca; nel terzo trimestre, invece, lo studio cardiaco fetale è reso difficoltoso dalla maggiore densità costale, dalla minore quantità di liquido amniotico e dalla possibile interposizione degli arti fetali. Tuttavia bisogna ricordare che determinate situazioni, quali lo scompenso cardiaco ovvero patologie valvolari, possono essere evolutive e come tali rendersi manifeste tardivamente; pertanto, in caso di situazioni dubbie, si raccomanda un esame del cuore fetale anche in epoca più avanzata (30-esima o 32-esima settimana).

Come già accennato in precedenza, qualora dall'ecografia tradizionale emergano delle anomalie o vi siano dei dubbi sull'esito delle immagini, è consigliato procedere con un ulteriore esame che è l'ecocardiografia fetale. L'ecocardiografia fetale consiste nello studio morfologico e funzionale del cuore fetale. Si esegue dopo la 20-esima settimana di gestazione ma in casi selezionati può essere utile una verifica nel terzo trimestre. Lo studio morfologico permette di valutare il situs cardiaco, le dimensioni del cuore, l'indice cardiotoracico, l'asse cardiaco, la scansione 4-camere, le connessioni atrio-ventricolari, ventricolo-arteriose e veno-atriali (polmonari e sistemiche). Lo studio funzionale consente, invece, di osservare l'attività delle valvole atrioventricolari (mitrale e tricuspide) e semilunari (aorta e polmonare), mediante color-doppler e doppler pulsato. Inoltre, si valuta la frequenza cardiaca fetale e le eventuali aritmie.

L'ecocardiografia fetale permette di riconoscere circa l'80% delle cardiopatie congenite. Al valore finale dell'accuratezza diagnostica contribuiscono in maniera determinante alcune variabili: il potere di risoluzione delle apparecchiature ecografiche, l'aumentato spessore del pannicolo adiposo materno che può rendere difficile o impossibile il riconoscimento di un difetto cardiaco, la fisiologica situazione cardiocircolatoria del feto e l'evoluitività di alcune cardiopatie congenite che possono manifestarsi in qualsiasi momento della vita. Alcune malformazioni cardiache non possono, tuttavia, essere diagnosticate con l'ecocardiografia fetale. Tra queste quelle anomalie in cui vi è persistenza della circolazione fetale (dotto arterioso pervio, difetto interatriale), i difetti interventricolari di piccole dimensioni, la patologia del ritorno venoso polmonare, la coartazione aortica e le cardiopatie evolutive (stenosi valvolari, cardiomiopatie, etc.). In ogni caso l'ecocardiografia è molto importante perché dà la possibilità di fornire una diagnosi prenatale di cardiopatia congenita. Tale diagnosi può consentire di sospettare una cromosopatia, di sospettare una malformazione extracardiaca, di pianificare la nascita in una struttura idonea ad accogliere il neonato cardiopatico, di diminuire il tasso di mortalità per cardiopatia congenita.

## 1.6 Ecografia 3D e 4D

Dopo le grandi scoperte nel campo diagnostico del secolo scorso, anche il nuovo millennio sta offrendo ai futuri genitori molte modalità per conoscere in anteprima il proprio bambino e avere informazioni circa il suo stato di salute. [7]

Già l'ecografia tradizionale (Figura 1.4), grazie al costante miglioramento della tecnologia e all'impiego di apparecchiature ad alta definizione, aveva dato, e continua a dare, modo a genitori e medici di cogliere immagini molto significative del nascituro permettendo di elaborare diagnosi che esprimessero la situazione clinica del piccolo paziente. Ma questo non è bastato e la tecnologia, dopo anni di tentativi, si è spinta oltre. L'ultimo ritrovato tecnologico, infatti, è l'ecografia tridimensionale (Figura 1.5), che consente una visualizzazione davvero sbalorditiva ed estremamente innovativa.



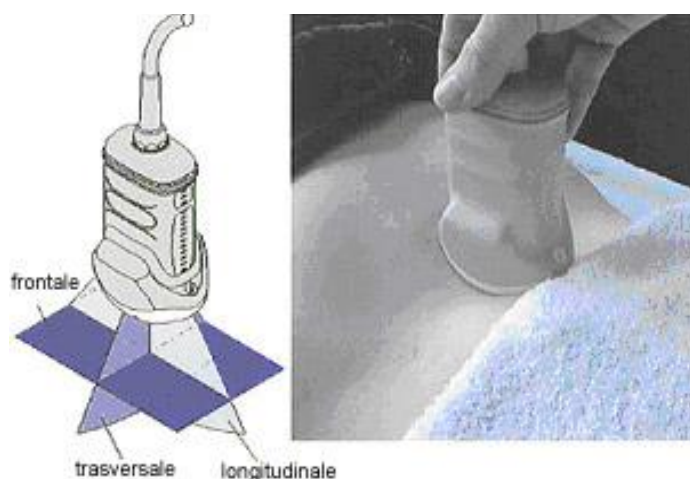
**FIGURA 1.4:** *Ecografia bidimensionale al quarto mese*



**FIGURA 1.5:** *confronto tra la tradizionale ecografia 2D (a sinistra) e quella 3D (a destra) di un feto alla 21-esima settimana*

L'ecografia tridimensionale consente, infatti, di vedere un embrione già a due mesi di gravidanza, quando misura appena 15mm. Questo tipo di ecografia nasce dall'integrazione tra il principio dell'ecografia bidimensionale basata sull'acquisizione di piani di sezione ottenuti con gli ultrasuoni secondo assi trasversali, longitudinali ed obliqui e la ricostruzione tridimensionale computerizzata dell'organo da studiare, di alcuni distretti anatomici o del feto nella sua totalità.

L'ecografia 3D viene eseguita come una normale ecografia: la sonda (Figura 1.6) che viene appoggiata sull'addome materno è solo leggermente più grande ma molto più complessa. Quando si avvia il modulo tridimensionale la sonda acquisisce automaticamente le immagini. Alcune macchine consentono addirittura una visualizzazione dinamica mentre altre solo statica.



**FIGURA 1.6:** Sonda e piani di scansione dell'ecografia 3D

Alcune patologie possono essere visualizzate molto meglio con questa tecnica di indagine rispetto alla tradizionale ecografia 2D, tant'è che alcuni medici ritengono l'esame tridimensionale un utile completamento dell'esame bidimensionale, anche se ne richiedono l'uso solo in condizioni particolari e con lo scopo di verificare possibili dubbi nati da una precedente diagnosi. È opportuno che lo specialista acquisisca prima con la tecnologia classica tutti gli elementi biometrici e morfologici del feto e che si abbia la certezza che il bambino sia sano. Solo in casi specifici si affronterà l'esame tridimensionale come ausilio o completamento di quello bidimensionale, cioè solo quando si rendesse necessario per eliminare dubbi o confermare sospetti diagnostici. Grazie all'ecografia tridimensionale, infatti, è oggi possibile diagnosticare alcune malformazioni fetali che

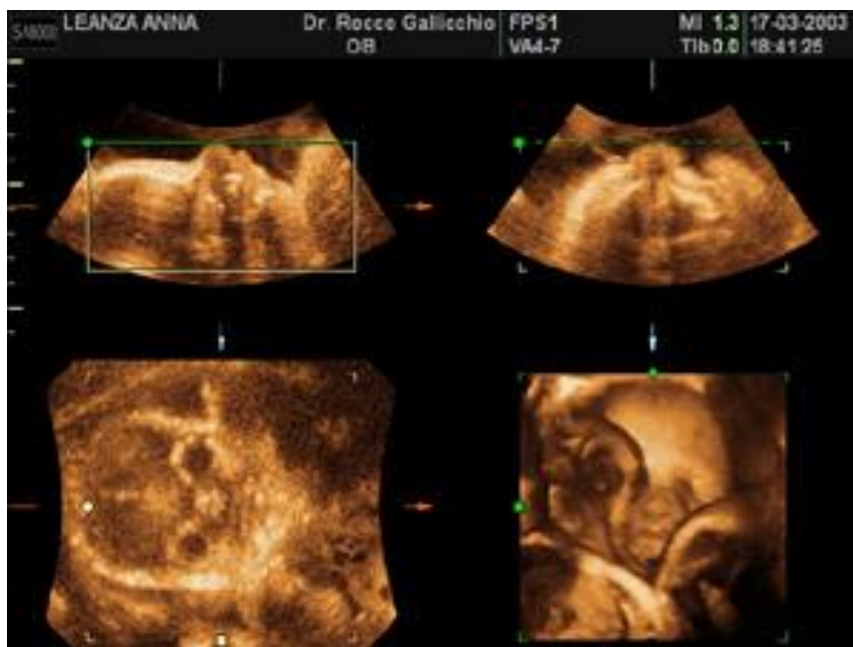
potrebbero sfuggire con l'ecografia tradizionale: difetti del viso, delle mani, dei piedi, della colonna vertebrale e del cuore. Trattandosi comunque di una tecnica nuova, le possibilità future sono ancora tutte da scoprire.

La procedura di acquisizione delle immagini spesso è relativamente complessa, in quanto i fotogrammi vengono acquisiti muovendo manualmente la sonda. Questo comporta tempi di acquisizione relativamente lunghi e a volte incertezza nella qualità del risultato; spesso infatti occorre ripetere la procedura più volte allo scopo di ottenere immagini soddisfacenti. L'ecografia 3D offre tre tipi di immagini. La prima, che viene detta "**volume mode**", è una specie di calco e fornisce una vera immagine tridimensionale del viso (Figura 1.7), delle mani o dei piedini; si tratta della lettura della superficie del corpo del bambino a contatto con il liquido amniotico. In ultima analisi fornisce una vera foto e, proprio come accade per la fotografia, è necessario che la posizione del soggetto sia favorevole, che non vi siano davanti ostacoli (mani, cordone, placenta) ma una buona falda di liquido amniotico e, soprattutto, che il bambino stia fermo. Questa modalità, comunque, può essere di notevole aiuto diagnostico per il medico. Permette di escludere alcune anomalie del viso o di altri distretti corporei e contribuisce a migliorare l'impiego dell'ecografia per lo screening delle malattie cromosomiche e genetiche.



**FIGURA 1.7:** *immagine ecografica 3D di un feto alla 24-esima settimana (volume mode)*

La seconda modalità, detta “**multiplanare**”, è molto più utile dal punto di vista clinico; partendo dal volume acquisito con la sonda tridimensionale, consente di studiare qualsiasi piano di sezione indipendentemente dalla posizione del feto. È così possibile ottenere più facilmente piani longitudinali e trasversali ma, soprattutto, sezioni coronali che l’ecografia tradizionale spesso non è in grado di conseguire. Una volta ottenuto il volume, con comandi molto semplici, si possono visualizzare i vari piani e studiare nel dettaglio i particolari utili ai fini di una diagnosi. In ultima analisi si tratta di una vera e propria TAC (Tomografia Assiale Computerizzata) ottenuta con gli ultrasuoni e non con i raggi X. Un esempio di immagine ottenuta con la modalità multiplanare è quella che viene rappresentata in Figura 1.8.



**FIGURA 1.8:** *modalità multiplanare*

Infine, la terza e ultima modalità, detta “trasparente”, di grande ausilio diagnostico in alcuni casi, offre la visione della struttura e della posizione degli organi interni attraverso la superficie corporea con una modalità simile alle radiografie standard.

Per concludere questa breve descrizione dell’ecografia in tutte le sua modalità, c’è da dire che le apparecchiature più recenti offrono anche la possibilità di visualizzare in tempo reale i movimenti del feto con una modalità che viene definita “ecografia 4D”[8]. Questa mostra una

sequenza di immagini tridimensionali che assomigliano a un cartone animato rallentato; vengono utilizzate speciali sonde chiamate “sonde volumetriche” in grado di acquisire 25-30 fotogrammi al secondo senza movimento della sonda e ne consegue una immediatezza nella visualizzazione dei particolari tridimensionali del feto. La qualità video che attualmente si ottiene non è ancora soddisfacente in quanto si basa su poche immagini al secondo, ma lo scopo futuro consiste proprio nel miglioramento di questa metodica che offrirà ai ginecologi la possibilità di fare diagnosi sempre più accurate e consentirà agli psicologi di studiare l'emotività del feto attraverso le espressioni del viso del bambino (un esempio su tutti sarà la valutazione del dolore fetale).



# Capitolo 2

## *Modelli a contorni attivi*

Come già detto nella parte introduttiva, lo strumento fondamentale alla base dell'algoritmo proposto in questa tesi sono gli snakes. Gli snakes appartengono alla categoria dei "modelli a contorni attivi" e vengono usati nell'identificazione dei bordi e nella modellazione delle forme. Uno snake, o *contorno attivo*, è una curva definita nel dominio dell'immagine, che può muoversi guidata da forze esterne derivate dalle caratteristiche dell'immagine e influenzata da forze generate dall'immagine stessa in cui questa curva è applicata. Tali forze spingono lo snake verso features come bordi e linee, localizzandoli accuratamente.

Ci sono, attualmente, due tipi di modelli a contorni attivi: i *contorni attivi parametrici* e i *contorni attivi geometrici*. In questa tesi viene concentrata l'attenzione sui contorni attivi parametrici.

### 2.1 Modelli parametrici

Un contorno attivo è una curva parametrica [9,10] del tipo

$$\mathbf{v}(s)=[x(s), y(s)] \text{ con } s \in [0, 1],$$

che si deforma nel dominio dell'immagine con l'obiettivo di minimizzare l'energia del funzionale

$$E_{ac} = \int_0^1 \left[ \frac{1}{2} (\alpha |\mathbf{v}'(s)|^2 + \beta |\mathbf{v}''(s)|^2) + E_{ext}(\mathbf{v}(s)) \right] ds \quad (2.1)$$

dove i coefficienti  $\alpha$  e  $\beta$  sono parametri che controllano rispettivamente l'elasticità (anche detta tensione) e la rigidità dello snake,  $\mathbf{v}'(s)$  e  $\mathbf{v}''(s)$  sono la derivata prima e la derivata seconda di  $\mathbf{v}(s)$  rispetto ad  $s$ . L'ultimo termine presente,  $E_{ext}$ , rappresenta l'energia esterna, deriva direttamente dall'immagine ed è costruita in maniera tale da divenire piccola (minima) nelle regioni di interesse, che nel nostro caso sono i bordi.

Se si considera un'immagine in scala di grigi  $I(x,y)$  si ha che le energie esterne che vengono utilizzate per ricercare i bordi possono essere considerate come la somma di più contributi e sono funzioni del tipo

$$E_{ext}^{(1)} = -|\nabla I(x,y)|^2 \quad (2.2)$$

$$E_{ext}^{(2)} = -|\nabla [G_\sigma(x,y) * I(x,y)]|^2 \quad (2.3)$$

dove  $G_\sigma(x,y)$  è una distribuzione gaussiana bidimensionale con deviazione standard  $\sigma$ , \* indica l'operatore di convoluzione lineare e  $\nabla$  indica l'operatore di gradiente. È facile notare da queste definizioni che un valore elevato di  $\sigma$  può distorcere la regione di interesse perché vengono smussati i dettagli (bordi) via via più estesi e il filtro gaussiano all'aumentare di  $\sigma$  sfuoca l'immagine. Nonostante ciò, spesso, la scelta di una  $\sigma$  grande è necessaria per rimuovere il rumore e aumentare l'intervallo di cattura del contorno attivo.

Minimizzare la (2.1) significa che lo snake deve soddisfare l'equazione di Eulero-Lagrange

$$\alpha \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial s^2} - \beta \frac{\partial^4 \mathbf{v}}{\partial s^4} - \nabla E_{ext} = 0 \quad (2.4)$$

(può anche essere espressa in questo modo:  $\alpha \mathbf{v}''(s) + \beta \mathbf{v}''''(s) - \nabla E_{ext} = 0$ ) che di solito è considerata un'equazione di bilanciamento delle forze

$$\mathbf{F}_{int}(\mathbf{v}) + \mathbf{F}_{ext}(\mathbf{v}) = 0 \quad (2.5)$$

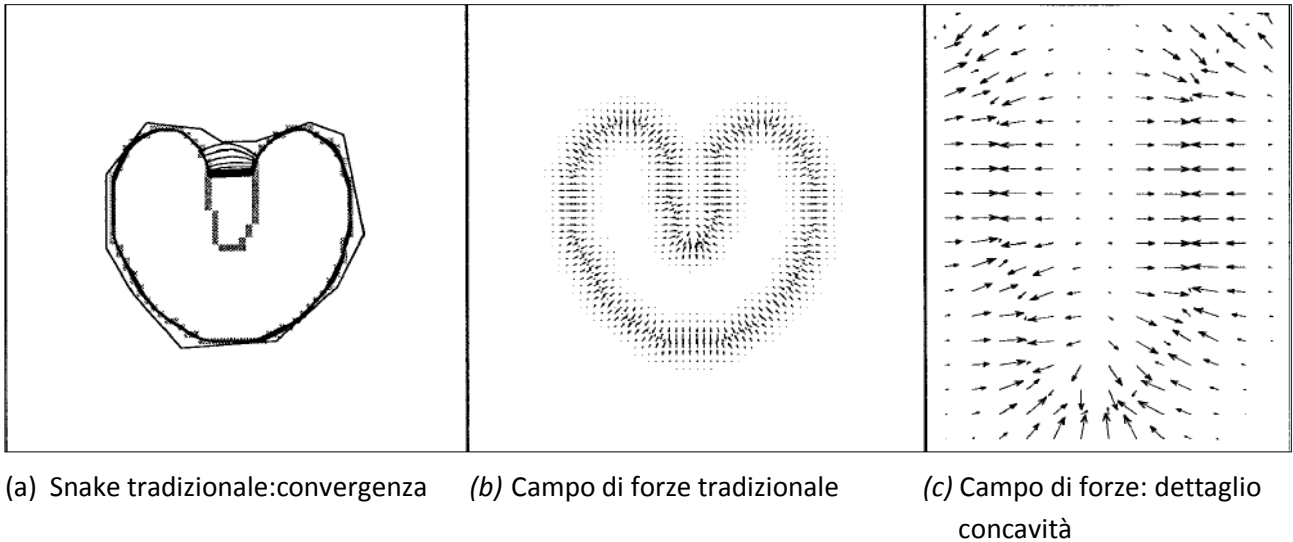
dove la forza interna  $\mathbf{F}_{int}(\mathbf{v}) = \alpha \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial s^2} - \beta \frac{\partial^4 \mathbf{v}}{\partial s^4} = \alpha \mathbf{v}''(s) + \beta \mathbf{v}''''(s)$  ha il compito di controllare la tensione (tramite il parametro  $\alpha$ ) e la rigidità (tramite il parametro  $\beta$ ) dello snake, mentre la forza esterna  $\mathbf{F}_{ext}(\mathbf{v}) = -\nabla E_{ext}$  ha il compito di deformare lo snake verso la regione di interesse.

Per risolvere l'equazione di Eulero-Lagrange,  $\mathbf{v}(s)$  viene trattato anche come una funzione del tempo  $t$ . La soluzione si ottiene quando la curva, dalla posizione iniziale  $\mathbf{v}(s,0)$ , raggiunge la condizione di stabilità data dalla soluzione alla seguente equazione funzione del gradiente:

$$\frac{\partial \mathbf{v}(s, t)}{\partial t} = \alpha \mathbf{v}''(s, t) - \beta \mathbf{v}''''(s, t) + \mathbf{F}_{ext}(\mathbf{v}(s, t)) \quad (2.6)$$

Una soluzione numerica al problema (2.6), valutato nel dominio discreto, può essere ottenuta risolvendo una discretizzazione di  $s$  iterativamente mediante un approccio a differenze finite. Nel trovare la soluzione, perciò, lo snake  $\mathbf{v}(s)$  viene campionato in un insieme di  $n$  punti discreti  $\mathbf{v}_0, \mathbf{v}_1, \mathbf{v}_2, \dots, \mathbf{v}_{n-1}$ , detti "elementi di contorno"; la curva, quindi, si ritrova ad essere una spezzata lineare ottenuta unendo ogni elemento di contorno. Le equazioni delle forze sono applicate separatamente ad ogni punto, il quale può muoversi liberamente sotto l'influenza di tali forze. Come già detto la soluzione la si ottiene quando la curva raggiunge la condizione di stabilità. In questo modo ogni elemento di contorno viene riaggiornato solo se la nuova posizione ha una energia totale più bassa.

Si può chiarire questo concetto mediante un esempio rappresentativo del comportamento di uno snake tradizionale. Si consideri la Figura 2.1 dove viene mostrata un'immagine che presenta una concavità (2.1a).



**FIGURA 2.1:** *Comportamento di uno snake tradizionale*

Come si nota, nella Figura 2.1(b) è stato calcolato un campo di forze di potenziale  $F_{ext} = -\nabla E_{ext}$ . Nella Figura 2.1(a), invece, è raffigurata la sequenza di curve che rappresenta la progressione iterativa di uno snake tradizionale che risolve l'equazione di Eulero nella formulazione (2.6). Come si osserva, il contorno attivo è inizializzato al di fuori della concavità ma all'interno della zona in cui il campo di forze potenziali  $F_{ext}$  è non nullo. Nonostante il contorno sia molto vicino alla concavità, non si può far a meno di notare che esso ne rimane al di fuori. Il motivo di questa mancata convergenza è rappresentato nella Figura 2.1(c). Le forze esterne puntano correttamente verso il bordo dell'oggetto ma a contrastarle ci sono le forze all'interno della concavità che puntano orizzontalmente in opposte direzioni. In questo modo il contorno attivo viene "stirato" verso i bordi laterali ma non viene spinto verso il basso all'interno della cavità; quindi non procede e si ferma. Purtroppo, in questa situazione, nessuna scelta dei parametri  $\alpha$  e  $\beta$  può correggere questo problema.

Osservando sempre la Figura 2.1(b) sorge un'altra questione: il limitato raggio di cattura del contorno attivo, cioè la capacità del campo di forze  $F_{ext}$  di espandersi in zone omogenee dell'immagine (che presentano un gradiente di luminosità molto basso o nullo), limitrofe o nelle vicinanze dei bordi. Aumentando  $\sigma$  il range di cattura aumenterà a discapito dell'accuratezza nella localizzazione dei bordi, rendendo più confusa la delineazione della concavità. Infine, nella Figura 2.1(c) si può notare che il modulo delle forze esterne  $F_{ext}$  diminuisce molto velocemente man

mano che ci si allontana dal bordo fino a diventare molto piccolo e addirittura nullo nonostante sia ancora molto vicino.

## 2.2 Definizione delle forze esterne

### 2.2.1 GVF (Gradient Vector Flow field)

L'espressione (2.5) può essere generalizzata sostituendo le forze esterne con la somma di altre forze generate dall'immagine e/o dal contorno, ad esempio usando una forza statica quale il flusso vettoriale del gradiente (GVF) [10].

Il campo GVF viene definito come un campo vettoriale  $\mathbf{v}(x, y) = [u(x, y), v(x, y)]$  che minimizza l'energia del funzionale

$$E_{gvf} = \iint \mu(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |\mathbf{v} - \nabla f|^2 \, dx dy \quad (2.7)$$

dove  $f$  è la mappa dei bordi ricavata dall'immagine (si veda a tal proposito il paragrafo 2.3),  $\mu$  è un parametro di regolarizzazione che controlla il grado di regolarità del campo GVF e dovrebbe essere regolato rispetto alla quantità di rumore presente nell'immagine (più aumenta il rumore, più  $\mu$  viene incrementato). Dalla (2.7) si osserva che quando  $|\nabla f|$  è piccolo, l'energia è dominata dalla somma dei quadrati delle derivate parziali del campo vettoriale, producendo così un campo che varia molto lentamente. D'altro canto, quando  $|\nabla f|$  è grande, il secondo termine domina l'integrazione ed è reso minimo ponendo  $\mathbf{v} = \nabla f$ . Tutto ciò produce come effetto desiderato quello di mantenere  $\mathbf{v}$  quasi uguale al gradiente della mappa dei bordi quando questo è ampio, e al tempo stesso forza il campo a variare molto lentamente nelle regioni omogenee.

Usando il calcolo delle variazioni è possibile dimostrare che il GVF può essere trovato risolvendo le seguenti equazioni di Eulero:

$$\mu \nabla^2 u - (u - f_x)(f_x^2 + f_y^2) = 0 \quad (2.8a)$$

$$\mu \nabla^2 v - (v - f_y)(f_x^2 + f_y^2) = 0 \quad (2.8b)$$

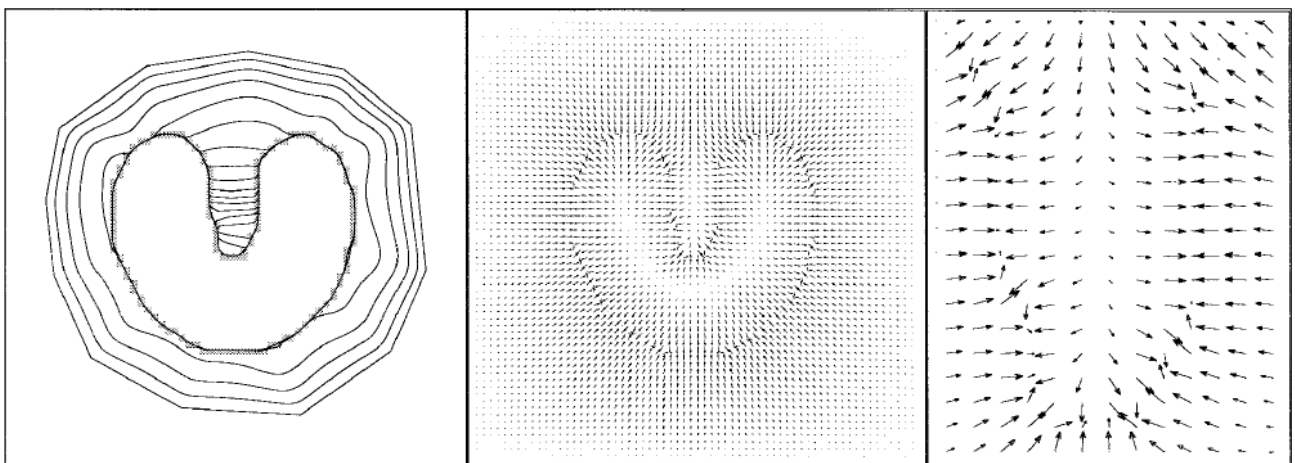
dove  $\nabla^2$  è l'operatore Laplaciano. Queste equazioni forniscono un'ulteriore informazione che sta alla base della formulazione del GVF. È possibile notare che nelle regioni omogenee (cioè dove  $I(x,y)$  è costante) il secondo termine in ogni equazione è pari a zero poiché il gradiente della mappa dei bordi  $f(x,y)$  è zero. Ne consegue quindi che, all'interno di tali regioni,  $u$  e  $v$  sono determinate dalla sola equazione di Laplace. Le equazioni (2.8a) e (2.8b) possono essere risolte trattando  $u$  e  $v$  come funzioni del tempo e risolvendo

$$u_t(x, y, t) = \mu \nabla^2 u(x, y, t) - [u(x, y, t) - f_x(x, y)][f_x(x, y)^2 + f_y(x, y)^2] \quad (2.9a)$$

$$v_t(x, y, t) = \mu \nabla^2 v(x, y, t) - [v(x, y, t) - f_y(x, y)][f_x(x, y)^2 + f_y(x, y)^2] \quad (2.9b)$$

Queste equazioni sono disaccoppiate e possono essere risolte separatamente come equazioni differenziali in  $u$  e in  $v$ . La soluzione per  $t \rightarrow \infty$  di queste equazioni è la soluzione desiderata delle equazioni di Eulero (2.8a) e (2.8b). Le equazioni (2.9) sono note con il nome di *equazioni di diffusione generalizzate*.

Come in Figura 2.1 è stato mostrato il campo di forze di potenziale tradizionale, si vuole, anche in questo caso, mostrare attraverso la Figura 2.2, i risultati che si ottengono facendo uso del campo GVF.



(a) GVF snake: convergenza

(b) Campo di forze GVF

(c) Campo di forze: dettaglio concavità

**FIGURA 2.2:** Gradient Vector Flow

Come mostrato in Figura 2.2(b) e in particolare in 2.2(c), il principale vantaggio del campo GVF risiede proprio nell'ampio range di cattura, come si può notare se si esegue il confronto con le forze di potenziale tradizionale in Figura 2.1. Un'altra osservazione da fare riguarda il comportamento del campo GVF all'interno della concavità. In Figura 2.2(c) si vede come le direzioni dei vettori del campo puntino ancora verso i bordi della concavità ma non più orizzontalmente in direzioni opposte. Hanno, infatti, componenti che fin dalla parte superiore, ossia all'entrata della concavità, puntano verso il basso, cioè verso l'interno della concavità stessa. In questa configurazione lo snake subirà una deformazione che lo porterà quasi a seguire i bordi della concavità.

Come in tutte le cose, a questi aspetti positivi si contrappongono inevitabili problemi che sono dovuti alla formulazione stessa del campo GVF. Ne sono un esempio la relazione ambigua tra il range di cattura e i parametri, la sensibilità dei parametri al rumore, specialmente il rumore impulsivo e il costo computazionale.

Il punto fondamentale per trattare i problemi che il GVF porta con sé, risiede nel calcolo della forza esterna. Quest'ultima può essere calcolata in due passi distinti:

- Calcolo della mappa dei bordi a partire dall'immagine ;
- Calcolo della forza esterna a partire dalla mappa dei bordi.

La qualità della mappa dei bordi gioca un ruolo fondamentale e risulta essere un fattore critico per il corretto funzionamento del contorno attivo.

### **2.2.2 Forza esterna calcolata sui livelli di grigio**

Questo tipo di forza esterna non è data dal GVF ma viene calcolata in base ai livelli di grigio dei pixels nelle vicinanze del bordo stesso. Attorno ad ogni punto del contorno attivo viene costruita una finestra quadrata 5x5 pixels al cui interno l'algoritmo effettua il confronto tra il livello medio di grigio dei pixels sopra, sotto, a destra e a sinistra della curva. Il valore soglia rispetto al quale viene effettuato il confronto è il livello medio di grigio che si ha all'interno della regione di interesse della quale si vuole trovare le linee di confine.

La forza deve seguire la direzione della normale in ogni punto del contorno attivo e deve gonfiare o sgonfiare lo snake a seconda del risultato che si ottiene dal confronto tra i livelli medi di grigio dei pixels all'esterno e all'interno della curva. Infatti, se ad esempio il pixel esterno è più scuro dell'interno, allora significa che il bordo della regione di interesse non è stato ancora determinato con precisione e, pertanto, viene applicata una forza di gonfiamento che tira lo snake in modo tale da comprendere il pixel analizzato. Tuttavia così facendo si può incorrere in un piccolo problema: può capitare che, se la regione esterna al contorno attivo è più chiara della regione interna, lo snake si stringa troppo verso l'interno, portando, quindi, ad un risultato poco soddisfacente dal momento che i contorni della regione di interesse restano in buona parte non identificati correttamente. Per evitare questo piccolo inconveniente, anziché restringere il confronto solo tra il valore medio di grigio esterno e quello interno, viene imposto un margine di tolleranza. Cioè si va a verificare se il livello medio di grigio esterno alla curva è minore del livello medio di grigio interno più un certo valore. Questo valore che si somma al valore medio di grigio della regione di interesse fa in modo che lo snake non si restringa troppo e il risultato che si ottiene è nettamente migliore perché i bordi vengono identificati con una maggiore precisione. Il processo viene iterato finché lo scostamento di ogni punto dalla posizione precedente non è significativo.

La forza in questione può essere diretta verso l'alto, verso il basso, a destra e a sinistra ed è per questo che, per ogni singolo caso, si considera un intervallo di valori all'interno del quale viene fatto variare l'angolo di inclinazione dell'oggetto di interesse del quale si desidera individuare i contorni.

La forza esterna così creata dà in uscita le sue due componenti,  $f_x$  e  $f_y$ , che sono due dei parametri di ingresso della funzione responsabile della deformazione vera e propria dello snake.

## 2.3 Mappa dei bordi

Una mappa dei bordi  $f(x, y)$  deriva direttamente dall'immagine  $I(x, y)$  e ha la proprietà di essere più ampia vicino ai bordi dell'immagine stessa. Per esempio si può definire una mappa dei bordi utilizzando una forma del tipo

$$f(x, y) = -E_{ext}(x, y) \quad (2.10)$$



Ci sono tre proprietà generali alle quali  $f(x, y)$  deve rispondere:

1. Il gradiente della mappa dei bordi  $\nabla f$  ha vettori che puntano verso i bordi, i quali sono perpendicolari in ogni punto al bordo stesso;
2. I vettori (di cui sopra), in genere, hanno ampiezze elevate solamente nelle immediate vicinanze dei bordi;
3. Nelle regioni omogenee, dove  $I(x, y)$  è quasi costante,  $\nabla f$  è quasi zero.

È interessante considerare come queste tre proprietà vadano ad influenzare il comportamento di uno snake tradizionale, quando il gradiente della mappa dei bordi viene usato come forza esterna. Per la prima proprietà si ha che uno snake inizializzato a ridosso del bordo convergerà ad una configurazione stabile vicino al bordo e questa è una caratteristica altamente desiderabile. Tuttavia, a causa della seconda proprietà il range di cattura sarà molto piccolo mentre per la terza proprietà le regioni omogenee non avranno alcuna forza esterna. È ovvio che queste ultime due caratteristiche non sono auspicabili. Pertanto, l'approccio è quello di mantenere la proprietà (altamente desiderabile) dei gradienti vicino ai bordi, ma estendere la mappa dei gradienti lontano dai bordi nelle regioni omogenee e questo lo si realizza usando un processo di diffusione.



# Capitolo 3

## *Analisi dell'algoritmo*

In questo capitolo verrà descritto l'algoritmo proposto per l'individuazione dell'aorta e il calcolo del suo diametro, analizzando brevemente i passi principali di cui l'algoritmo stesso si compone.

### 3.1 Operazioni preliminari

Il file input è una registrazione video di un'ecografia fetale eseguita con un ecografo standard. Il video ha una durata di circa 22 secondi per un numero totale di frames (fotogrammi) pari a 554. La prima operazione preliminare, necessaria per cominciare a strutturare l'intero algoritmo, è quella di caricare il video e acquisire i singoli frames. Inizialmente viene acquisito solo il primo frame sul quale vengono effettuate le operazioni di cui si parlerà a breve.

### 3.1.1 Identificazione del trapezio

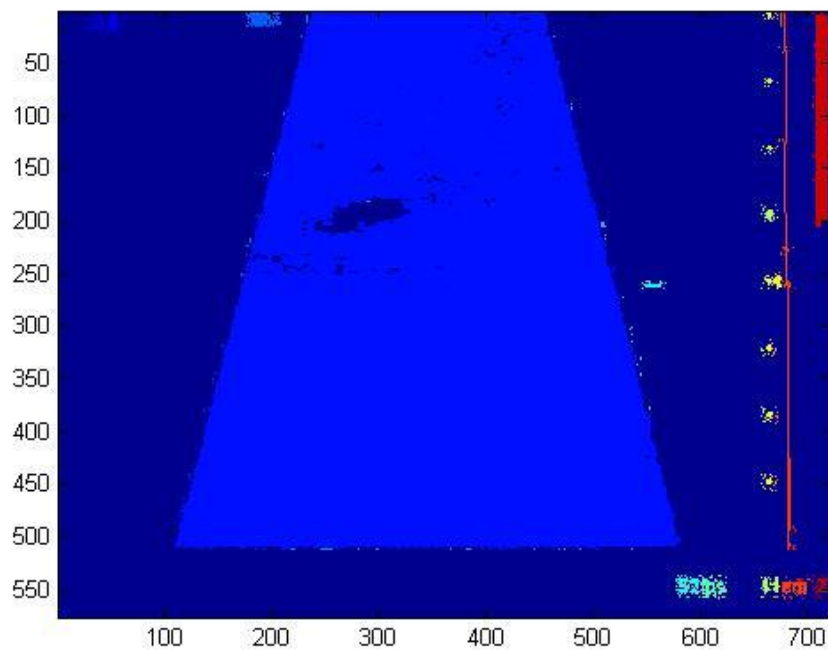
Dopo aver acquisito il primo frame, l'immagine che si ottiene è la seguente:



**FIGURA 3.1:** *immagine originale*

Come è facile notare osservando la Figura 3.1, la regione di interesse, cioè quella sulla quale si andrà a lavorare per arrivare ad identificare l'aorta tramite contorni attivi (e a calcolarne in seguito il suo diametro), è la regione delimitata dal trapezio. Tutto ciò che sta al di fuori di questa regione, ossia lo sfondo nero, non è di nostro interesse.

Appurato che l'oggetto della nostra indagine (l'aorta) sta all'interno del trapezio, ciò che per prima cosa si deve fare è delimitare in maniera netta quest'ultimo rispetto allo sfondo. Per cominciare ad avere una prima delimitazione dei suoi contorni, si fa in modo che tutte quelle componenti dell'immagine originale che non sono sfondo e che hanno associato ai pixels un numero diverso da zero (si ricorda che zero è il valore binario associato al colore nero), vengano etichettate come un'unica componente connessa. Ciò che si ottiene in prima approssimazione viene mostrato in Figura 3.2.

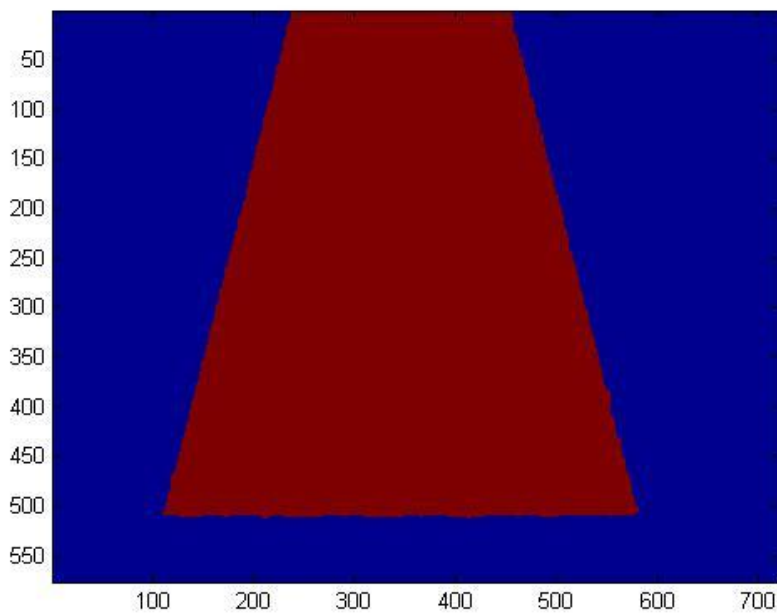


**FIGURA 3.2:** *prima versione della maschera trapezoidale*

Come si può notare non si ottiene una definizione netta e priva di sporature del trapezio. Per questo si rende necessario, dapprima, ricercare la componente connessa che presenta area maggiore (e che come ci si aspetta sarà proprio il trapezio) e, successivamente, eseguire nell'ordine le seguenti operazioni:

- Apertura morfologica che consente di rimuovere gli elementi più piccoli attorno ai lati del trapezio e lungo lo sfondo;
- Riempimento dei piccoli "buchi" per uniformare il tutto eliminando i dettagli più insignificanti;
- Chiusura morfologica per delineare al meglio i lati del trapezio.

Il risultato che si ottiene è quello della Figura 3.3 che, se confrontato con il risultato della Figura 3.2, appare decisamente migliore.

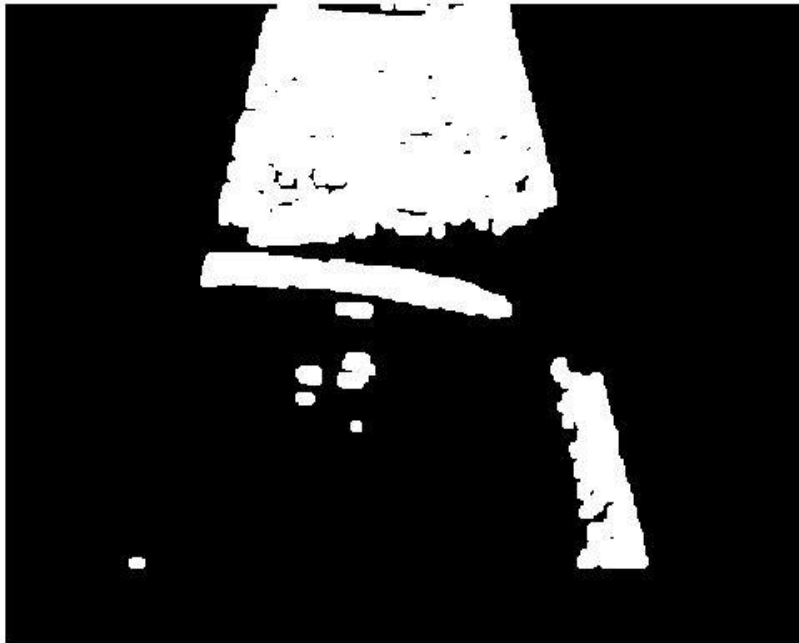


**FIGURA 3.3:** *seconda versione (migliore) della maschera trapezoidale*

### 3.1.2 Identificazione delle componenti connesse

Il trapezio che è stato individuato rappresenta una sorta di maschera che racchiude gli elementi presi in considerazione dalle operazioni da eseguire. Dal momento che anche l'aorta è contenuta all'interno di questa maschera, lo step successivo è quello di individuare le componenti connesse che vi sono racchiuse all'interno.

Si traccia, quindi, un istogramma che mostra la distribuzione dei valori contenuti nel trapezio. Grazie a questo istogramma è già possibile stimare visivamente una soglia sulla base della quale agli elementi che presentano un valore di pixel superiore verrà assegnato il valore binario 1 e cioè verranno visualizzati come oggetti bianchi, mentre agli elementi che presentano un valore inferiore alla soglia verrà assegnato il valore binario 0 e verranno visualizzati come oggetti neri. All'atto pratico la soglia non si limita ad essere semplicemente una stima visiva ma viene calcolata da uno specifico comando. Inoltre, per ridurre le piccolezze, non utili ai fini della nostra analisi, viene fatta un'ulteriore operazione di apertura morfologica e, alla fine, ciò che si ottiene è un'immagine binaria (Figura 3.4) nella quale sono ben identificate e distinte le principali componenti connesse.



**FIGURA 3.4:** *principali componenti connesse*

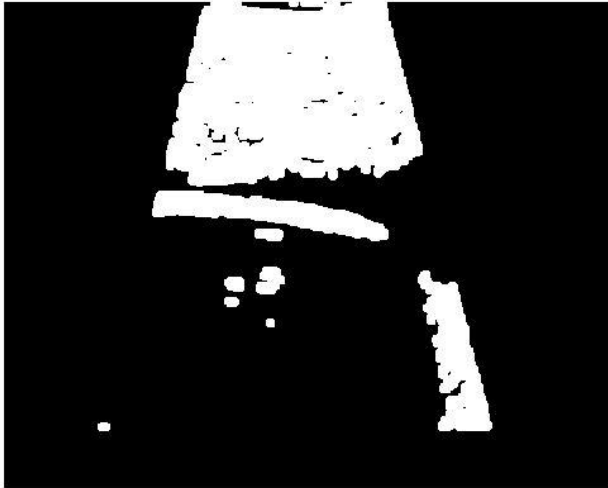
### **3.1.3 Localizzazione dell'aorta**

L'aorta rientra nel gruppo delle componenti connesse visualizzate in Figura 3.4. Per localizzarla con precisione, si sfrutta la conoscenza di una sua proprietà ben visibile ad occhio nudo osservando l'immagine precedente; si sfrutta cioè il fatto che l'aorta sia la componente connessa più lunga tra tutte quelle presenti.

Per ognuna di esse, quindi, si va a calcolare l'eccentricità. Tale proprietà è un indice di quanto l'aspetto di una componente connessa si avvicini a quello di un'ellisse; le componenti connesse che hanno un aspetto più simile ad una circonferenza hanno eccentricità che si avvicina al valore nullo (nel caso di una circonferenza perfetta, infatti, l'eccentricità è zero), mentre quelle che hanno un aspetto sempre più simile ad un'ellisse avranno eccentricità progressivamente maggiori e tendenti a 1 (nel caso di un'ellisse perfetta, infatti, l'eccentricità è 1).

Essendo l'aorta, come già detto, la componente più lunga di tutte, risulta essere anche quella con eccentricità maggiore. Pertanto, sulla base di questo, tutte le componenti che hanno

eccentricità inferiore a quella dell'aorta non vengono prese in considerazione né visualizzate. A tal proposito, infatti, a queste componenti viene attribuito il valore binario 0 e quindi diventano nere, confondendosi con lo sfondo, mentre l'aorta rimane bianca ed è l'unico elemento visibile nell'immagine (Figura 3.5), come si voleva.



**FIGURA 3.5a:** *prima*

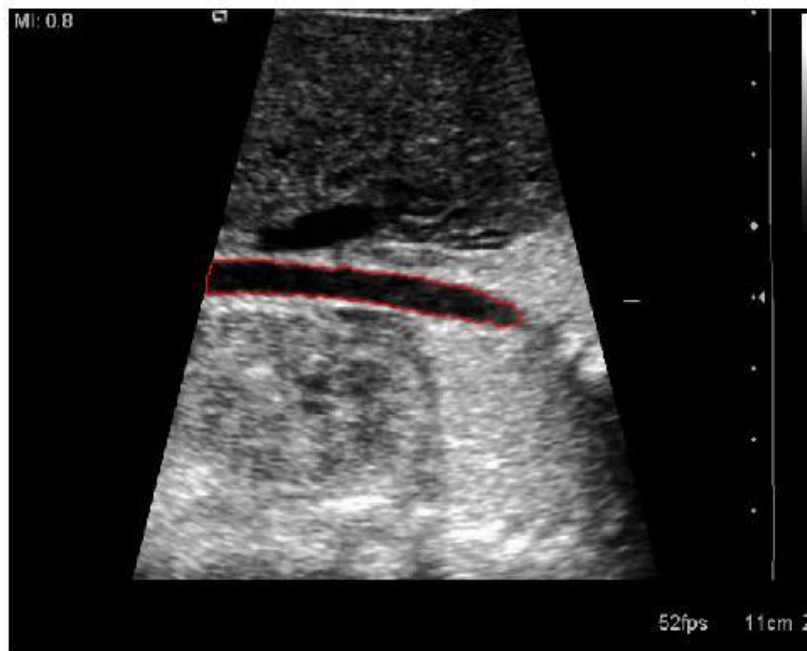


**FIGURA 3.5b:** *dopo*



### 3.1.4 Costruzione del bordo approssimativo

Per identificare il bordo dell'aorta mediante contorni attivi, è necessario avere un riferimento a partire dal quale lo snake si deformerà. Perciò si memorizzano le coordinate del bordo dell'aorta, individuata nel paragrafo precedente, creando così un bordo approssimativo che si può visualizzare in Figura 3.6, tracciato in rosso e sovrapposto all'aorta.



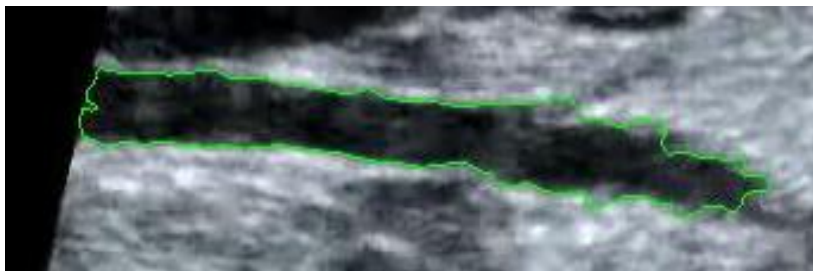
**FIGURA 3.6:** *bordo iniziale*

Infine, come ultimo passaggio preparatorio, viene calcolata la mappa dei bordi che verrà passata come parametro di ingresso alla funzione deputata a regolare l'evoluzione dello snake.

## 3.2 Deformazione dello snake

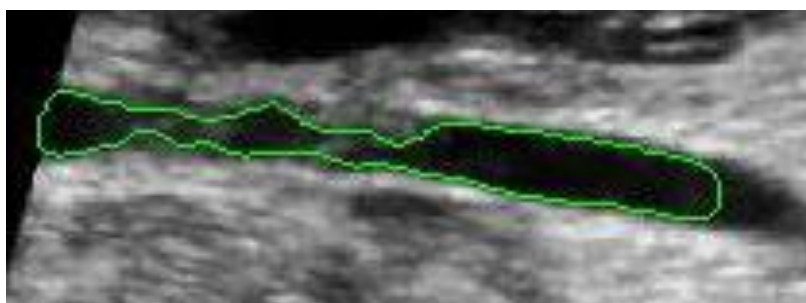
La funzione che regola l'evoluzione dello snake riceve ed impiega tutti i parametri necessari per far sì che la deformazione verso i bordi dell'aorta risulti essere la migliore possibile.

Per individuare le linee di confine dell'aorta, sono state fatte due prove. Nella prima, la deformazione dello snake è stata guidata dal GVF, ma i risultati ottenuti non sono stati per nulla convincenti come si osserva nella Figura 3.7. L'immagine rappresentata appartiene alle 50 immagini migliori ottenute con il GVF, dopo una lunga serie di test fatti cambiando i parametri di rigidità e elasticità. Come si nota, tuttavia, il bordo dell'aorta non viene individuato in maniera precisa; anzi, soprattutto verso la parte destra dell'aorta, lo snake tende ad allontanarsi molto dal suo contorno.

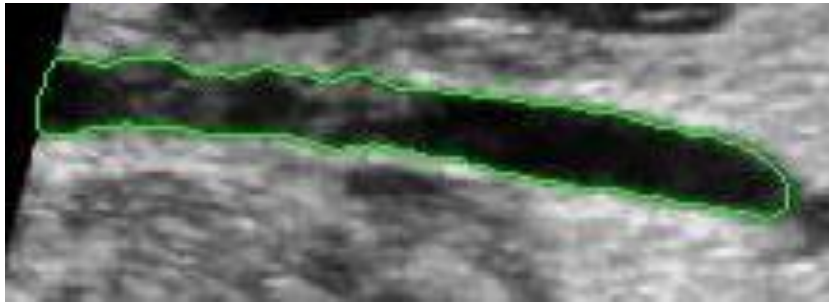


**FIGURA 3.7:** *frame 13 ottenuto col GVF*

Visti gli scarsi risultati ottenuti, l'idea di basare la deformazione dello snake sull'azione del GVF è stata ben presto abbandonata e sostituita dall'utilizzo della forza esterna calcolata sui livelli di grigio. Questo secondo (e definitivo) tentativo ha dato risultati nettamente migliori. Inizialmente si è verificato il problema di cui si è parlato nel paragrafo 2.2.2, ossia un eccessivo restringimento dello snake che dava immagini come quella in Figura 3.8 a. Successivamente, però, dopo aver imposto il margine di tolleranza, lo snake ha seguito sempre in maniera precisa i contorni dell'aorta portando a risultati come quello in Figura 3.8 b.

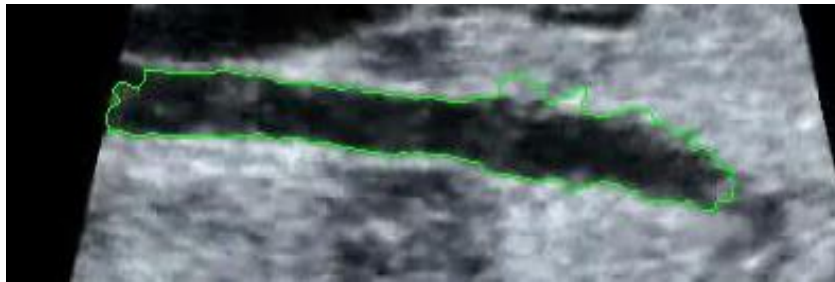


**Figura 3.8 a:** *lo snake si stringe troppo verso l'interno dell'aorta*

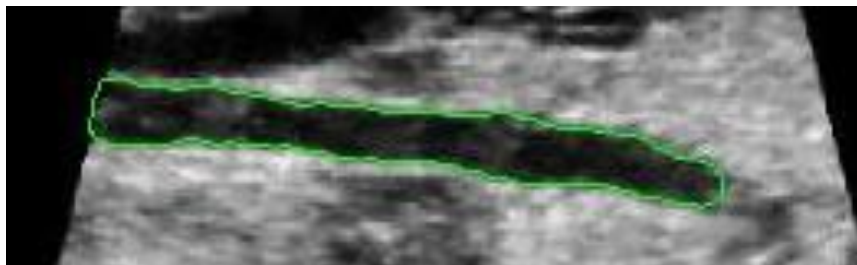


**Figura 3.8 b:** *stessa immagine precedente ma con l'aggiunta del valore di tolleranza*

Per avere un'idea delle notevoli differenze di risultati tra l'applicazione del GVF e quella della forza esterna calcolata sui livelli di grigio, vengono qui proposte due immagini rappresentative dello stesso frame (Figura 3.9).



**FIGURA 3.9 a :** *frame 38 ottenuto col GVF*



**FIGURA 3.9 b:** *frame 38 ottenuto con la forza esterna calcolata sui livelli di grigio*

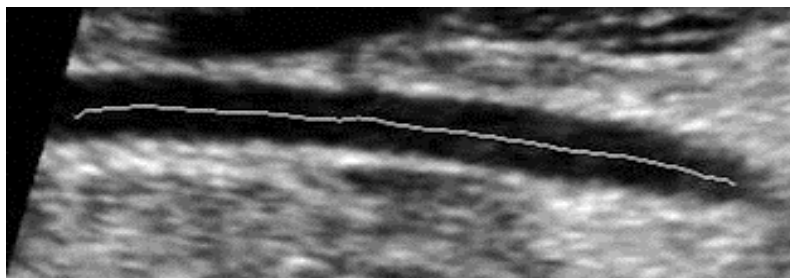
Dal confronto, non c'è di sicuro alcun dubbio che nell'immagine b i bordi siano individuati con più precisione rispetto a quanto accade nell'immagine a e che l'applicazione della forza esterna calcolata sui livelli di grigio sia, in questo algoritmo, preferibile all'applicazione del GVF per riuscire ad identificare i contorni dell'aorta.

La funzione creata per far evolvere lo snake viene dapprima applicata al primo frame e successivamente a tutti gli altri, tenendo conto del fatto che, dal secondo frame in poi, la deformazione dello snake avviene avendo come contorno di riferimento da cui partire lo snake del frame precedente.

### 3.3 Calcolo del diametro

Una volta raggiunto il primo obiettivo, individuati cioè i contorni dell'aorta, non resta altro che calcolarne il diametro.

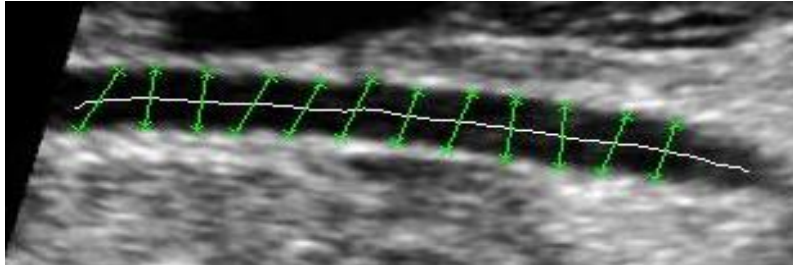
La prima cosa da fare è eseguire una interpolazione dei punti che formano lo snake attorno all'aorta e di quest'ultima individuarne lo scheletro, il cui ruolo è di fondamentale importanza perché consente di conoscere punto per punto l'angolo di inclinazione dell'aorta, non essendo essa perfettamente orizzontale. Un'immagine rappresentativa dello scheletro è quella in Figura 3.10.



**FIGURA 3.10:** *esempio di scheletro dell'aorta*

Per ogni punto dello scheletro viene calcolato il diametro, partendo dalla conoscenza della larghezza dell'aorta, calcolata ipotizzando che quest'ultima sia perfettamente orizzontale, e dell'angolo di inclinazione, seguendo la semplice regola geometrica secondo la quale in un

triangolo rettangolo un cateto (nel nostro caso il diametro) è pari all'ipotenusa (larghezza aorta) per il coseno dell'angolo adiacente (angolo  $\Theta$ ). Un esempio di immagine con vari diametri calcolati per punti diversi dello scheletro si può vedere in Figura 3.11.



**FIGURA 3.11:** *diametri su un'immagine*

Così facendo si ottiene che, per ogni frame, viene calcolato un numero finito di diametri i quali vengono memorizzati in un vettore. Si esegue poi una media di tutti questi diametri arrivando così a determinare, per ogni frame, il diametro medio dell'aorta, che è quello che ci interessa.

In aggiunta al calcolo della media dei diametri viene anche calcolata la deviazione standard per ogni frame. Quest'ultima rappresenta un indice di dispersione delle misure dei diametri effettuate, grazie alla quale è possibile avere un'idea di quanto i valori trovati si discostino da quello medio.

Infine, sia i diametri che la deviazione standard risultante vengono plottati su un unico grafico.

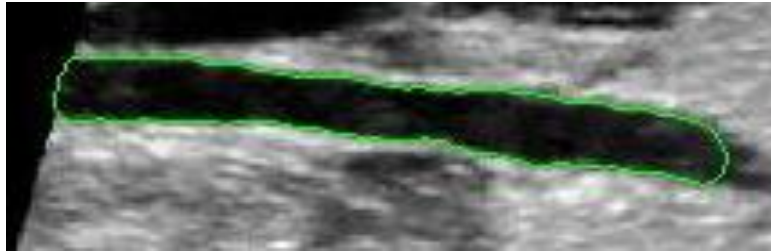


# Capitolo 4

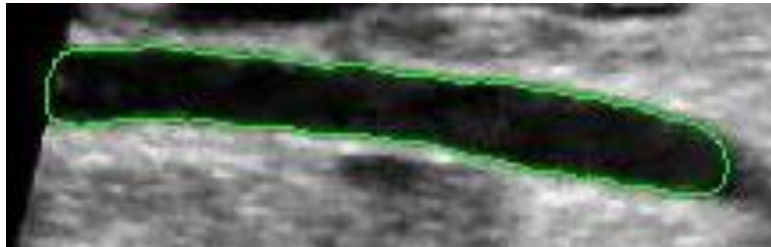
## *Risultati e conclusioni*

Si riportano come risultati alcune tra le 50 immagini ottenute dall'applicazione dell'algoritmo ai frames acquisiti dal video ecografico analizzato. Per ogni immagine viene riportato in verde il contorno dell'aorta individuato automaticamente dall'algoritmo. In seguito si riporta una tabella contenente i valori numerici di tutti i diametri medi e della deviazione standard seguita dal grafico inerente. Si può dire che, osservando le immagini relative alla deformazione dello snake, l'algoritmo individua in maniera precisa i contorni dell'aorta qualunque sia la forma che essa assume e qualunque sia la posizione della sonda ecografica, che è quello a cui si voleva arrivare e, anche osservando il grafico e la tabella, si può dire che l'algoritmo sia efficiente perché effettivamente l'andamento riportato nel grafico ripropone in modo verosimile il battito cardiaco e i valori numerici dei diametri medi presenti in tabella mostrano che l'aorta non ha diametro costante ma variabile a seconda che si restringa o si allarghi. A confermare il fatto che l'algoritmo proposto è un buon algoritmo ci pensa il calcolo della frequenza cardiaca fetale che è stato eseguito osservando il grafico dei diametri medi. Dal grafico, che presenta andamento periodico, si nota che in circa 44 frames ci sono circa 4 periodi. Questo significa che si ha un periodo ogni 11 frames. Sapendo che il video ecografico presenta 25 frames/secondo, si arriva a dire che ci sono  $\frac{25}{11} \sim 2$  periodi al secondo e quindi circa 136 periodi al minuto. Visto che ogni periodo corrisponde a un battito, allora la frequenza cardiaca che si ottiene è di 136 battiti al minuto, il che è un risultato ragionevole dal momento che mediamente si ha che la frequenza cardiaca fetale è compresa in un intervallo che va da 120 a 180 battiti al minuto.

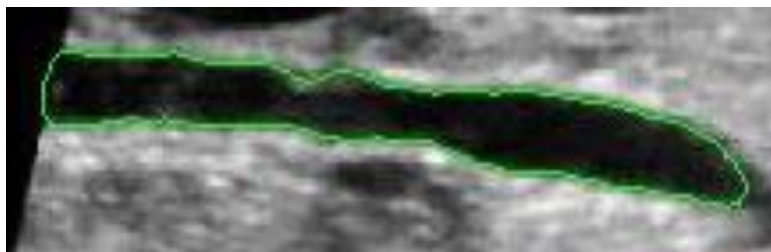
## 4.1 Immagini della deformazione dello snake



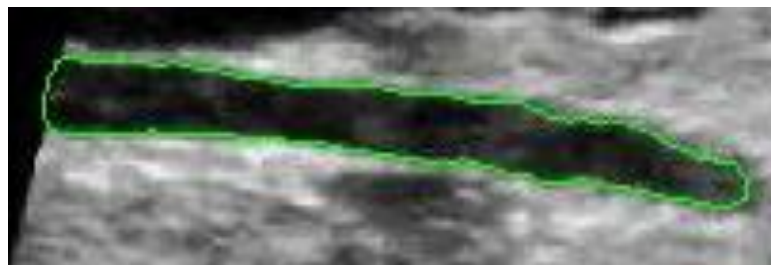
Frame 10



Frame 20



Frame 30



Frame 40

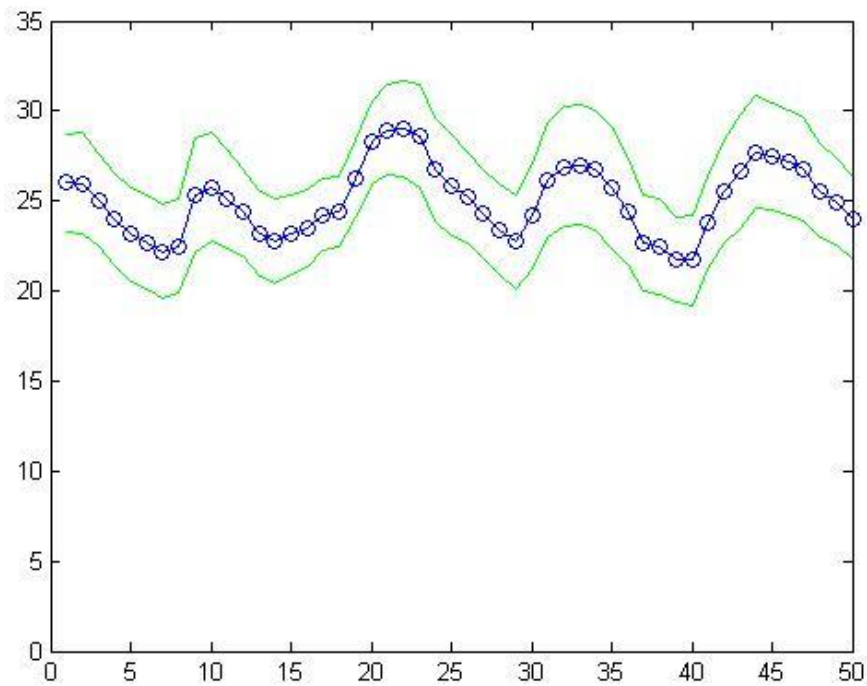


## 4.2 Tabella e grafici dei diametri medi

NUMERO FRAME	DIAMETRO MEDIO	DEVIAZIONE STANDARD MEDIA
1	25,9952	2,7256
2	25,9572	2,8081
3	25,0342	2,5916
4	24,0137	2,592
5	23,1682	2,6117
6	22,6961	2,6012
7	22,205	2,5644
8	22,5138	2,6169
9	25,3385	3,1589
10	25,7825	2,9969
11	25,1485	2,7654
12	24,374	2,4298
13	23,1811	2,3517
14	22,7927	2,3261
15	23,1312	2,2391
16	23,5055	2,1379
17	24,2209	1,9782
18	24,4334	1,9581
19	26,2425	2,1805
20	28,2868	2,299
21	28,9437	2,5234
22	28,9794	2,6588
23	28,5984	2,8593
24	26,7478	2,8829
25	25,8897	2,8499
26	25,1827	2,5048
27	24,2787	2,4412
28	23,4204	2,514
29	22,7341	2,606
30	24,1425	2,9142
31	26,1674	3,1518
32	26,896	3,3589
33	26,974	3,3679
34	26,7162	3,3676
35	25,8209	3,2435
36	24,3271	2,9387
37	22,8264	2,6311
38	22,5281	2,6875
39	21,5226	2,5648
40	21,5542	2,5946

41	23,6984	2,7055
42	25,595	2,7965
43	26,7309	3,0984
44	27,8271	2,952
45	27,5609	2,8543
46	27,2089	2,8217
47	26,7653	2,7435
48	25,5827	2,5649
49	25,1122	2,3707
50	24,1864	2,1783

**Figura 4.1:** *Tabella che riporta per ogni frame il diametro medio e la deviazione standard media*



**Figura 4.3:** *grafico che rappresenta i diametri medi + deviazione standard*

# Bibliografia

- [1] Mazza Tomas, *“Introduzione all’ecografia”*, 2002-2003
- [2] Giancarlo Conoscenti, Giuseppe Calvo, Fabio Guardalà, Miryam Conti, Alessandra Turco, Katusia Messina, Gabriella Poma, Paolo Scollo, *“Ecografia ostetrica e ginecologica: minimi principi della fisica degli ultrasuoni e settaggio delle apparecchiature”*, Atti della società italiana di ginecologia e ostetricia, Vol. LXXXV
- [3] Piero Calvini, *“Basi fisiche dell’ecografia”*, Università di Genova
- [4] DIMED: Diagnostica Ecografica e Prenatale. Ecografia in Gravidanza  
[http://www.aniellodimeglio.com/pubblico/eco\\_gravidanza.htm](http://www.aniellodimeglio.com/pubblico/eco_gravidanza.htm)
- [5] Petrone, Floriano, Ecografia morfologica del I trimestre (11-13 settimane), 2001-2002 [http://digilander.libero.it/ecografia/primo\\_trimestre\\_ar/indice.htm](http://digilander.libero.it/ecografia/primo_trimestre_ar/indice.htm)
- [6] DIMED: Diagnostica Ecografica e Prenatale. Cuore fetale  
<http://www.aniellodimeglio.com/pubblico/cuore.htm>
- [7] Il mio baby.com, L’ecografia 3D,  
<http://www.ilmiobaby.com/imbol/pages/canaliMioBaby/gravidanza/diagnosiPrenatale/ecografia/eco3D.jsp>
- [8] Il mio baby.com, L’ecografia 4D,  
<http://www.ilmiobaby.com/imbol/pages/sezionebaby/tools/atlante/eco4D.jsp?pag=eco4D>

- [9] Michael Kass, Andrew Witkin and Demetri Terzopoulos, "*Snakes: Active Contour Models*", International Journal of Computer Vision, 321-331 (1988)
- [10] C. Xu and J. L. Prince, "*Snakes, shapes, and gradient vector flow*"  
IEEE Transactions On Image Processing, vol. 7, pp. 359–369, March 1998.