

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA



Facoltà di Ingegneria

Corso di laurea triennale in Ingegneria Biomedica

**ECOGRAFIA FETALE: IDENTIFICAZIONE DELLE PARETI DELL'AORTA
TRAMITE CONTORNI ATTIVI**

**FETAL ECHOGRAPHY: IDENTIFICATION OF THE WALLS OF THE AORTA
THROUGH ACTIVE CONTOURS**

Candidato:

Nicola Balasso

Relatore:

Prof. Enrico Grisan

Anno accademico 2010/11

Ai miei genitori

Indice

Capitolo 1

- 1. Introduzione e scopo della tesi..... pag. 6
- 2. IMT: INTIMA-MEDIA THICKNESS..... pag. 9
 - 2.1. Misura dell'IMT dell'arteria carotidea..... pag. 10
 - 2.2. Tecniche ad ultrasuoni e radiografiche..... pag. 11
- 3. IMT aortico in relazione alla ridotta crescita fetale intrauterina..... pag. 12

Capitolo 2

- 1. Tecniche di segmentazione delle immagini: contorni attivi..... pag. 16
- 2. VFC: Vector Field Convolution..... pag. 19

Capitolo 3

- 1. Elaborazione delle immagini..... pag. 23
- 2. Filtraggio dell'immagine: creazione del filtro gaussiano..... pag. 24
- 3. Identificazione della regione d'interesse..... pag.26
- 4. Deformazione dello snake..... pag. 29

4.1 Calcolo del gradiente.....	pag. 30
4.2 Calcolo delle forze esterne e identificazione delle pareti.....	pag. 32
5. Calcolo dei diametri.....	pag. 36

Capitolo 4

1. Risultati e conclusioni.....	pag. 40
---------------------------------	---------

Capitolo 1

1.1 Introduzione e 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 ed 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 maggiormente colpito da patologie congenite è il cuore. Le cardiopatie congenite sono le anomalie più frequenti alla nascita e rappresentano la causa del 25% della mortalità perinatale ed il 50% della mortalità infantile dovuta a malformazioni congenite. La loro incidenza nella popolazione senza fattori di rischio varia da 2 a 8 per mille nati. Nelle donne in gravidanza e che presentano fattori di rischio, l'incidenza aumenta di ben 10 volte. Appare quindi evidente che lo studio accurato del cuore fetale sia estremamente importante, anche se allo stesso tempo esso è l'organo più difficile da studiare. [1]

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. 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. 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 la sindrome del cuore ipoplasico sinistro, la dilatazione della valvola aortica stenotica, la spina bifida, la adenomatosi cistica del polmone, l'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.

In questa tesi proporremo un algoritmo per l'identificazione automatica dell'aorta tramite l'utilizzo di active models (contorni attivi) e il calcolo del relativo diametro. Tale algoritmo non ha certamente come obiettivo quello di proporre un metodo di indagine in grado di sostituire la conoscenza e l'esperienza di un medico. Esso ha invece come scopo semplicemente quello di rappresentare un ausilio che, sommato all'esperienza del medico, può fornire ottimi risultati per l'individuazione di eventuali patologie che possono colpire il feto. A partire dal valore del diametro ricavato sarà infatti possibile,

mediante un confronto con le dimensioni standard dell'aorta fetale, classificare il feto in esame come sano oppure affetto da qualche malformazione, dato che le dimensioni dell'aorta consentono di monitorare la crescita totale del feto.

1.2 IMT: INTIMA-MEDIA THICKNESS

L'Intima-Media Thickness (IMT) è una misura dello spessore delle pareti dell'arteria, solitamente eseguita tramite ultrasuoni esterni ed occasionalmente attraverso cateteri interni ed invasivi, come ad esempio l'IVUS (intravascular ultrasound), utilizzata sia per individuare che per monitorare lo sviluppo di malattie aterosclerotiche nel paziente.

L'utilizzo dell'IMT è cresciuto notevolmente nel campo della ricerca medica a partire da metà degli anni novanta per monitorare le variazioni delle pareti arteriali. Tuttavia il suo utilizzo come strumento di ricerca viene contestato, dal momento che l'IMT è stato considerato di scarso aiuto nella riduzione delle complicanze cardiovascolari. Inoltre il suo utilizzo nella pratica clinica non è ancora ben chiaro, poichè, anche se di aiuto nel predire eventuali rischi cardiovascolari, non è comunque utile nella classificazione di tale rischio. Dopo numerose revisioni della base su cui si fonda l'IMT, la United States Preventive Services Task Force non ha trovato riscontri positivi per il suo utilizzo come esame di routine nella classificazione del rischio per pazienti con un rischio di complicanze cardiovascolari intermedio.[2]

Dal 1950 l'attenzione si è inizialmente concentrata sul rilevamento e lo sviluppo del processo aterosclerotico che va, nella sua parte terminale, ad influire sul lume del vaso arterioso, o restringendolo o allargandolo. Questo ha portato a pensare che se il lume risultava normale allora si poteva quasi escludere la presenza di una malattia aterosclerotica. Tuttavia l'aterosclerosi si verifica all'interno delle pareti dei vasi sanguigni non nel lume. A partire dal 1980, soprattutto con lo sviluppo della tecnologia ad ultrasuoni, l'attenzione si è lentamente spostata nell'individuazione e monitoraggio della malattie arteriali fin dai primi

stadi, ben prima che le modifiche al lume dell'arteria si verifichino o diventino rilevabili da altre apparecchi.[3]

1.2.1 Misura dell'IMT dell'arteria carotidea

A partire dal 1990, sia piccole cliniche che alcune grandi case farmaceutiche cominciarono ad utilizzare il CIMT (IMT carotideo) per valutare la regressione o lo sviluppo delle malattie cardiovascolari aterosclerotiche. Molti studi hanno confermato la relazione tra l'IMT della carotide e la presenza e gravità dell'aterosclerosi. Nel 2003 la European Society of Hypertension-European Society of Cardiology ha consigliato l'impiego della misura dell'IMT nei pazienti ad alto rischio per agevolare l'identificazione degli organi danneggiati che non potevano essere individuati attraverso altri esami, come per esempio l'elettrocardiogramma.

Anche se sembra chiaro che l'ispessimento medio intimale carotideo è fortemente correlato con l'aterosclerosi, è importante notare come, tuttavia, non tutti i processi di ispessimento medio intimale sono dovuti all'aterosclerosi. L'ispessimento intimale è infatti un processo complesso, dipendente da una moltitudine di fattori, non necessariamente connessi con l'aterosclerosi. Inoltre possono esistere anche reazioni non aterosclerotiche come, per esempio, nella iperplasia intimale o nella ipertrofia intimale, due diverse reazioni delle pareti arteriali che portano ad un loro ispessimento. Comunque, una variazione dell'IMT superiore alla soglia dei 900 μm indica quasi certamente una patologia aterosclerotica.

Meccanismi come questo possono spiegare, almeno in parte, perché la carotide sembra il sito preferenziale per analizzare la relazione tra l'ispessimento delle pareti e l'aterosclerosi. In generale, il primo si può verificare nello strato intimale o in quello muscolare mediano. Poiché l'arteria carotidea è elastica, la parte muscolare è relativamente piccola e quindi l'ispessimento delle pareti carotidiche interessa prevalentemente la parte intimale, mentre nelle arterie muscolari l'ispessimento delle pareti può implicare invece anche un ispessimento della parete mediale.

Un altro aspetto da considerare, una volta scelto di esaminare l'arteria carotidea, è quale tratto di essa analizzare per eseguire le misurazioni. A tal proposito spesso si prendono in considerazione tre tratti: la carotide comune, a 1-2 centimetri dalla divisione sanguigna e la carotide interna. Dal punto di vista accademico, la regione da selezionare per la misura dell'IMT è tuttora oggetto di studio. Le misurazioni delle pareti in profondità sono generalmente più affidabili rispetto alle misurazioni effettuate nelle pareti più esterne e questa differente precisione può rappresentare un problema, tanto che in alcuni studi si sono utilizzate entrambe le misurazioni per quantificare l'IMT.

1.2.2 Tecniche ad ultrasuoni e radiografiche

Grazie agli ultrasuoni, l'IMT può essere misurata tramite apparecchiatura sia esterna, per quanto riguarda le arterie più grandi che vengono a trovarsi vicino alla pelle, che interna tramite speciali cateteri che usano gli ultrasuoni per rappresentare i vasi sanguigni dall'interno verso l'esterno.

I principali vantaggi nell'usare tecniche ad ultrasuoni esterne sono:

- costo ridotto rispetto alla maggior parte delle altre tecniche;
- relativo comfort per il paziente sottoposto all'esame;
- il non utilizzo di raggi X.

Gli ultrasuoni possono essere usati ripetutamente negli anni senza compromettere lo stato di salute, a breve e lungo termine, del paziente.

Grazie alle tecniche radiografiche, invece, nonostante lo sviluppo avanzato di placche aterosclerotiche nelle arterie, l'IMT può essere semi-stimato dalla distanza tra il bordo di calcificazione più esterno e il bordo più interno del lume arterioso individuato tramite un'angiografia. Questa tecnica complessa risulta comunque invasiva per il paziente dato l'utilizzo di radiazioni, di cateteri e dell'angiografia.

L'IMT radiografico risulta molto più indicativo con l'utilizzo dei CAT scanner che permettono una valutazione più accurata delle immagini e quindi di esaminare i segmenti delle arterie dall'angolazione più appropriata. Tuttavia, uno dei problemi più grandi nell'utilizzo dei CT scanner, sia per gli EBT sia, in particolar modo, per gli scanner a spirale, è la quantità di raggi X che vanno a colpire il paziente e la loro "somministrazione" ripetuta ai fini del monitoraggio dello stato di avanzamento della malattia.

1.3 IMT aortico in relazione con la ridotta crescita fetale intrauterina

Il scarso peso alla nascita, causato da un parto prematuro o da una ridotta crescita fetale intrauterina (IUGR, intrauterine growth restriction), è stato recentemente associato ad un aumento del tasso di malattie renali e cardiovascolari nell'età adulta. L'ipotesi sull'origine fetale propone che tali malattie abbiano origine da un adattamento metabolico ed endocrino determinato da una denutrizione del feto e che determina dei cambiamenti permanenti nella struttura e nelle funzioni corporee.

Le disfunzioni endoteliali e l'ispessimento medio intimale aortico che si verificano "in utero" potrebbero avere un ruolo importante nell'irrigidimento prematuro dei vasi aortici e predisporre i pazienti che ne sono soggetti all'ipertensione, a nefropatie e alla sindrome metabolica. Inoltre, lo sviluppo renale appare estremamente influenzato dalla IUGR ed è stato spesso riscontrato essere minore in proporzione al peso corporeo. Alcuni studi compiuti su animali e persone hanno individuato una riduzione del numero di nefroni a causa della IUGR. Il ridotto numero di nefroni comporta una diminuzione della superficie glomerulare di filtraggio, aumentando invece il flusso sanguigno renale nel tentativo di mantenere nella norma il tasso di filtraggio glomerulare. In accordo con l'ipotesi di iperfiltraggio avanzata da Brenner, tutto ciò porta ad una ipertensione e ipertrofia glomerulare, le quali comportano in ultima analisi alla glomerulo sclerosi e alla albuminuria. Tali scoperte indicano chiaramente che la IUGR potrebbe avere un effetto negativo sull'integrità e la funzionalità dei vasi sanguigni e sulla glomerulo genesi durante la vita fetale, anche se non è ancora chiaro se

l'individuazione di un ispessimento della pareti dell'aorta possa predire un danneggiamento glomerulare e la microalbuminuria.

Nonostante l'esatta relazione tra l'IMT e la IUGR rimanga ancora incerta, recenti studi hanno dimostrato un danneggiamento glomerulare prematuro in concomitanza di questi due eventi. L'IMT rappresenta quindi la migliore misurazione non invasiva dell'aterosclerosi preclinica.

E' al giorno d'oggi possibile misurare l'ispessimento delle pareti aortiche accuratamente durante la vita fetale e post-natale tramite l'ultrasonografia esterna. Le misurazioni basate sugli ultrasuoni dell'IMT di bambini affetti da IUGR sono considerati un dato significativo per l'ipertensione in tala bambini e per il rischio di aterosclerosi nella vita adulta, supportando il collegamento epidemiologico tra una compromessa crescita fetale e i successivi problemi cardiovascolari.

La microalbuminuria è uno dei primi sintomi dello sviluppo di malattie renali e predice una diminuzione del GFR (glomerular filtration ratio). L'alto rischio di ispessimento medio intimale e di microalbuminuria potrebbero avere implicazioni cliniche per i bambini affetti da IUGR, come anche le disfunzioni endoteliali e l'IMT stessa potrebbero essere dei fattori significativi per un prematuro irrigidimento delle arterie, il quale predispone questi soggetti ad una ipertensione sistemica e ad un aumento di rischi cardiovascolari.

Ci sono tuttavia alcune limitazioni in questi studi che vanno presi in considerazione per una corretta interpretazione di questi risultati. Prima di tutto, la vasta gamma di possibili misurazioni ultrasonore dell'IMT limita la possibilità di confrontare risultati di esami diversi, eseguiti con una diversa apparecchiatura. In secondo luogo, le visite di controllo sono limitate al secondo anno di vita. Infine non si è in grado di stabilire se le funzioni renali diminuiranno più rapidamente con l'età in confronto con l'ispessimento delle pareti dell'aorta. In conclusione questi risultati indicano che i bambini con IUGR presentano un rischio più alto sia di ispessimento aortico che di proteinuria glomerulare, che potrebbero determinare disfunzioni renali e cardiovascolari in età avanzata.[4]

Capitolo 2

2.1 Tecniche di segmentazione delle immagini: contorni attivi

Con segmentazione si intende il processo di dividere un'immagine in una o più regioni di pixel. Questa disciplina racchiude molti metodi e tecniche facenti parte della cosiddetta Computer Vision avendo come obiettivo la segmentazione, cioè isolare o evidenziare determinate regioni di interesse, ROI (Region Of Interest), che presentano una certa caratteristica o proprietà rispetto al resto dell'immagine. Ad esempio, nell'identificazione dei bordi, si sfruttano vari algoritmi per riuscire ad isolare delle ROI riconoscendone i contorni.

La segmentazione può essere effettuata su qualunque tipo di immagine di qualsiasi colore, ma in questa tesi avremo a che fare con colorazioni in livelli di grigio, in cui si associa una variazioni dell'intensità dei vari pixel alle variazioni fisiche dei tessuti in esame. Tuttavia, l'utilizzo della semplice informazione sui livelli di grigio rende difficile la segmentazione di un certo organo o tessuto, sia a causa della presenza di rumore sia perché ogni paziente presenta delle differenze fisiologiche che lo rendono unico. Per aggirare questo ostacolo si possono utilizzare gli active model, modelli che cercano di integrare le informazioni sui livelli di grigio, le regolarità tipiche degli oggetti naturali ed eventuali conoscenze sulla forma per individuare la regione di interesse. Intuitivamente si può dire che i Modelli Deformabili agiscono come corpi elastici in grado di modificare ed evolvere la loro struttura in risposta alle forze loro applicate ed ai vincoli imposti. Tipicamente le forze applicate sono associabili a funzioni di energia di deformazione che fanno evolvere le curve lontano della loro forma di partenza verso una configurazione

finale che minimizzi tali funzioni, le quali, a loro volta, sono vincolate da dei parametri costanti impostati nel momento della loro applicazione alle immagini di interesse.

Nel nostro caso utilizzeremo un tipo di modello deformabile che prende il nome di Active Contour (Contorno Attivo o snake), che è rappresentato da una curva parametrica del tipo:

$$v(s) = [x(s), y(s)]^T, s \in [0,1]$$

che evolve all'interno del dominio dell'immagine cercando di minimizzare la funzione di energia:

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

con α e β costanti, con valori compresi tra 0 e 1, che esprimono l'elasticità e la rigidità dello snake, $v'(s)$ e $v''(s)$ rappresentanti rispettivamente la derivata prima e seconda di $v(s)$ rispetto ad s e E_{ext} la forza esterna. Chiaramente, come è facilmente intuibile dall'equazione (1), più grandi sono le costanti e minore influenza avrà la forza esterna. Esempi di tipiche forze per un'immagine in scala di grigi con intensità $I(x,y)$ sono [4]:

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

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

dove $G_\sigma(x,y)$ rappresenta una funzione gaussiana con deviazione standard σ , * l'operatore di convoluzione e ∇ quello di gradiente. Quando E_{ac} è minima allora significa che soddisfa l'equazione di Eulero-Lagrange

$$\alpha v'' + \beta v'''' - \nabla E_{ext} = 0$$

che possiamo considerare come $f_{in}(v) + f_{ext}(v) = 0$ con $f_{in}(v)$ che controlla l'elasticità e la rigidità dello snake e $f_{ext}(v)$ che attrae lo snake verso la regione di interesse. Utilizzando come variabile ausiliaria il tempo, e scrivendo la curva come $v(s, t)$, essa risolve l'equazione di Eulero-Lagrange se lo snake iniziale arriva ad uno stato stabile della seguente equazione:

$$\frac{\partial v(s, t)}{\partial t} = \alpha v'' - \beta v'''' + f_{ext}(v(s, t))$$

Per quanto riguarda le forze esterne, ne esistono di diverso tipo ma la distinzione più ampia che se ne può fare è tra forze esterne statiche e dinamiche [5]. Mentre quest'ultime dipendono dalla forma dello snake e variano a seconda della sua evoluzione, le prime vengono invece calcolate in base all'immagine e rimangono invariati durante tutto il processo di evoluzione. Inoltre possono essere classificate in base alla loro fonte ed in particolare le "Edge based static force" sono calcolate in base ai bordi presenti nell'immagine.

In sostanza, il calcolo delle forze esterne può essere visto come composizione di due passaggi fondamentali, il primo consistente nel calcolo dei bordi dell'immagine ed il secondo nel calcolo del campo delle forze derivanti della edge-map. Una buona forza statica dovrebbe avere un'importante proprietà: ogni punto dello snake all'interno del campo di forze dovrebbe essere libero di muoversi verso la zona di interesse, come per esempio i bordi. Lo svantaggio principale della forze esterne statiche standard, ossia basate sul gradiente, è che il campo delle forze ha un'ampiezza iniziale uguale a zero nelle zone

omogenee dell'immagine, pertanto lo snake deve essere inizializzato vicino alla ROI per potervi convergere. Un modo per aggirare questo problema è quello di aumentare la deviazione standard del filtro gaussiano usato nell'energia esterna, con il prezzo di alterare la zone di interesse. Le forze di distanza sono state proposte per risolvere questo problema. Esse aumentano notevolmente il range di cattura delle ROI, creando delle linee di forza che sono proporzionali al gradiente dell'immagine e puntano verso i punti del bordo più vicini.

La scelta della forza esterna da applicare risulta quindi una componente fondamentale per la giusta identificazione della ROI e in questa tesi verrà utilizzato un tipo di forza esterna statica chiamata VFC (Vector Field Convolution), la quale è risultata essere molto più efficace in caso di immagini con un forte rumore sovrapposto, come nel caso di immagini ad US.

2. VFC: Vector Field Convolution

Il VFC è un particolare tipo di forza statica calcolata tramite la convoluzione del vettore di campo kernel con la edge-map dell'immagine. Esso presenta diversi vantaggi rispetto ai normali algoritmi poiché:

- Ha un range di cattura delle zone omogenee più ampio
- Permette l'evoluzione dello snake anche all'interno delle cavità
- Richiede un costo di calcolo limitato dal momento che calcola la convoluzione tramite l'utilizzo dell'FFT (Fast Fourier Transform)
- Resistenza al rumore
- Versatilità del campo delle forze

Innanzitutto definiamo il kernel come:

$$k(x, y) = [u_k(x, y), v_k(x, y)]$$

dove tutti i vettori puntano all'origine del kernel

$$k(x, y) = m(x, y)n(x, y)$$

con $m(x, y)$ ampiezza del vettore (x, y) e $n(x, y)$ vettore che punta all'origine in $(0,0)$ ed è

$$n(x, y) = \left[-\frac{x}{r}, -\frac{y}{r} \right]$$

con r distanza dall'origine, che vale

$$r = \sqrt{x^2 + y^2}$$

Se consideriamo la nostra ROI come origine, allora il campo dei vettori del kernel (VFK) attrae lo snake verso di essa. La forza esterna calcolata con il VFC risulta quindi data dalla

$$f_{vfc}(x, y) = f(x, y) * k(x, y)$$

dove la $f(x, y)$ è data dalla edge-map dell'immagine $I(x, y)$.

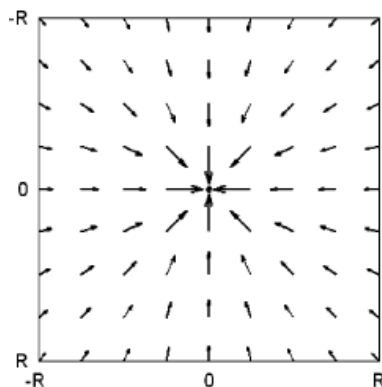


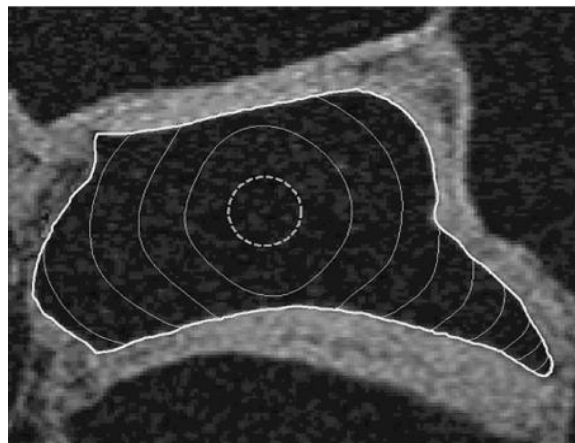
Figura 1: Esempio di kernel calcolato per $R=4$

E' molto importante la scelta delle dimensioni e dell'ampiezza $m(x,y)$ del kernel poiché l'influenza della ROI sullo snake è inversamente proporzionale alla distanza dei punti dello snake dai bordi e quindi è una funzione positiva decrescente della distanza dell'origine, quindi più i punti dello snake sono distanti dai bordi e meno ne saranno attratti. Bisogna quindi prestare particolare attenzione all'inizializzazione del kernel e dello snake con le giuste dimensioni poiché, anche con un raggio dello snake di partenza grande ma un kernel troppo piccolo, si può correre il rischio che il primo non venga attratto dai bordi. Vi sono diverse funzioni che descrivono in modo adeguato l'ampiezza del VFK, in particolare riportiamo:

$$m_1(x,y) = (r + \varepsilon)^{-\gamma}$$

$$m_2(x,y) = e^{\frac{-r^2}{\zeta^2}}$$

con γ e ζ costanti che controllano la decrescenza e ε costante positiva che previene la divisione per 0.



**Figura 2: anca umana identificata tramite contorno attivo
soggetto ad un campo di forze calcolato con VFC**

Capitolo 3

3.1 Elaborazione delle immagini

In questo capitolo verranno mostrati i dati in possesso e le varie metodologie applicate tramite il programma MATLAB per riuscire, in primo luogo, a identificare le pareti dell'aorta fetale e, successivamente, per calcolarne il diametro nei suoi vari punti.

Il file in input proviene da una registrazione video di un'ecografia fetale eseguita con ecografo standard. Il video ha una durata di circa 30 sec. con una frequenza di registrazione di 62 fps (frame per secondo). L'operazione preliminare che viene eseguita è quella di caricare il video e acquisire i singoli frame. Dal momento che durante l'esame ecografico il movimento del feto e dell'operatore rendono parte del video inutilizzabile, solo parte di esso è utilizzato nell'analisi, quello cioè in cui l'aorta è visibile.



Figura 3: Immagine originale RGB

3.2 Filtraggio dell'immagine: creazione del filtro gaussiano

Dal momento che i frame estrapolati dal video erano in formato RGB (Red Green Blue) è stato necessario inizialmente convertirli in scala di grigi tramite la funzione MATLAB "rgb2gray". Successivamente si è potuti passare all'identificazione della regione di interesse.



Figura 4: Immagine originale in scala di grigi

Com'è possibile notare dalla fig. 4, le pareti dell'aorta presentano valori della scala di grigi prossimi a 1, e quindi con gradazioni tendenti al bianco, mentre la parte interna della stessa presenta valori prossimi a 0, e quindi con gradazioni tendenti al nero. Tuttavia, l'applicazione di un processo di sogliatura direttamente sull'immagine originale ha comportato l'individuazione di troppe componenti connesse, dal momento che le regioni prossime alle pareti presentano valori simili ad esse, comportando quindi una errata valutazione della nostra ROI. Si è deciso quindi di applicare all'immagine un filtro tri-gaussiano con lo scopo di mettere in risalto i bordi utili rispetto al resto dello sfondo. Tale filtro è composto dalla sovrapposizione di tre filtri gaussiani, che, come noto,

rappresentano degli operatori di convoluzione a due dimensioni usati per sfocare le immagini e per rimuovere qualche dettaglio o rumore, e che operano sostituendo ad ogni punto il valore medio in un intorno che dipende dalla grandezza del filtro stesso. Essi presentano la seguente forma:

$$K = \begin{bmatrix} \sigma_x & 0 \\ 0 & \sigma_y \end{bmatrix}$$

$$\mu = [\mu_x, \mu_y]$$

$$F(x, y) = \frac{e^{-\frac{1}{2} \left[\frac{(x-\mu_x)^2}{\sigma_x} + \frac{(y-\mu_y)^2}{\sigma_y} \right]}}{2\pi \sqrt{\det(K)}}$$

dove σ_x e σ_y stanno ad indicare la deviazione standard della distribuzione lungo x e y rispettivamente, e che nel caso in esame rappresenta la larghezza, in pixel, dell'aorta e dove μ_x e μ_y rappresentano il valore atteso lungo x e y.

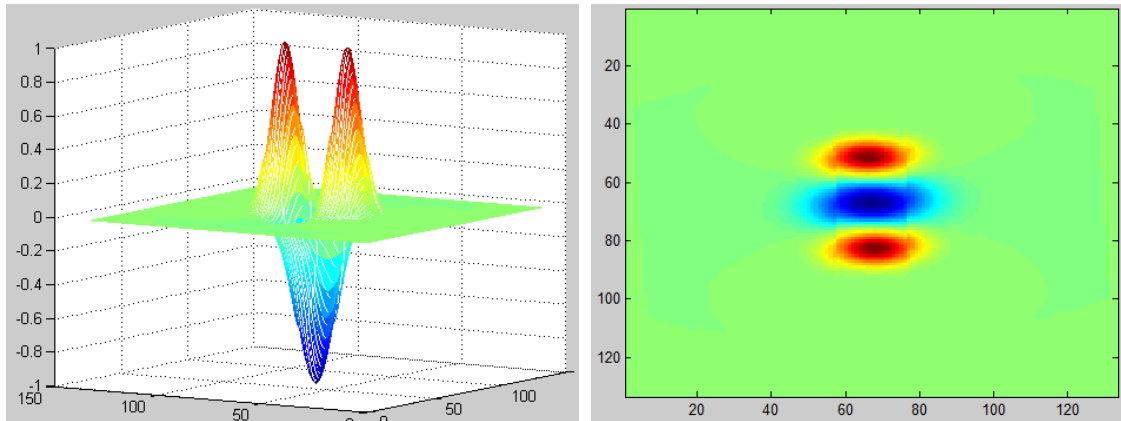


Figura 5: Filtro tri-gaussiano, visione tridimensionale (a sinistra) e visione dall'alto (a destra)

Si è venuto così a creare un filtro quadrato di dimensioni $N \times N$, dove N è pari a 4 volte σ , e a media nulla, cioè dove la somma di tutti i suoi valori è nel complesso pari a 0. Come possiamo vedere dalla fig. 5, la gaussiana centrale presenta una larghezza pari a quella dell'aorta, con un range di valori compresi tra -1 e 0, mentre le due gaussiane laterali presentano una larghezza pari alla metà di quella centrale e con valori che spaziano tra 0 e 1. Per una maggiore precisione nell'identificazione della regione aortica si è in seguito deciso di realizzare non più un unico filtro ma bensì un banco di filtri, dove ognuno di essi differiva dagli altri o per il valore di σ o per il valore dell'angolo con cui veniva ruotato il filtro stesso (tramite la funzione "imrotate"), entrambi dati come parametri di ingresso alla funzione. Infine, in base ai risultati che ogni filtro produceva nella convoluzione con l'immagine originale, si è valutato il risultato migliore arrivando a scegliere un valore di σ pari a 31 e ad un valore dell'angolo pari a 3° .

3.3 Identificazione della regione d'interesse

Dalla convoluzione tra l'immagine originale e il filtro tri-gaussiano si ottiene l'immagine di figura 6 a cui è stato applicato un processo di normalizzazione per riportare i valori dei vari pixel tra il range 0-1. L'immagine ottenuta dopo la normalizzazione è la seguente:

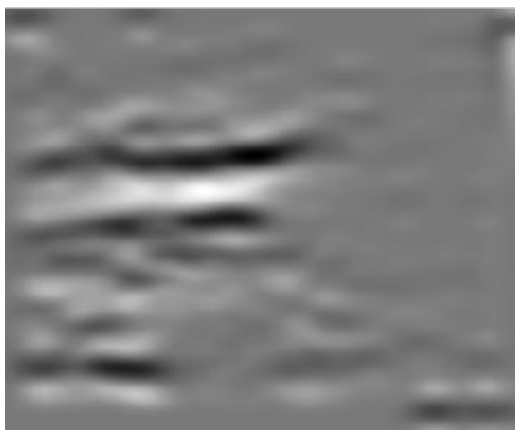


Figura 6: Immagine filtrata e normalizzata

Come si può notare dalla fig. 6 la parte centrale dell'aorta, dopo il filtraggio, è messa evidentemente in risalto rispetto al resto dell'immagine, assumendo una gradazione tendente al bianco. A questo punto, è stato quindi possibile, tracciando un istogramma che mostrava la distribuzione dei livelli di grigio, stimare visivamente una soglia sulla base della quale agli elementi che presentavano un valore di pixel superiore è stato assegnato il valore binario 1, cioè apparivano come oggetti bianchi, mentre agli elementi con valore del pixel inferiore alla soglia scelta è stato assegnato il valore binario 0, e quindi apparivano come oggetti neri. Dopo varie prove è stato scelto il valore 0.61 come valore di soglia. Dopo tale operazione si sono quindi andate a isolare le principali componenti connesse come visualizzato in fig. 7.



Figura 7: Principali componenti connesse

L'aorta rientra nel gruppo delle componenti connesse trovate tramite il processo di sogliatura. Per localizzarla con precisione abbiamo sfruttato una della sua proprietà visibile anche ad occhio nudo, e cioè che essa è la componente connessa più lunga tra tutte quelle presenti. Per ognuna di esse si è dunque andati a calcolare l'eccentricità, tramite la funzione MATLAB "regionprops". Tale proprietà è un indice di quanto la forma di un oggetto si avvicini a quello di un'ellisse: quelli che hanno una forma più simile ad una circonferenza hanno eccentricità che si avvicina al valore nullo (nel caso di una circonferenza perfetta, infatti, l'eccentricità è 0), mentre quelli che hanno una forma più simile ad un'ellisse hanno eccentricità progressivamente maggiori e tendenti a 1 (nel caso di un'ellisse perfetta, infatti, l'eccentricità è 1).

Come già detto precedentemente, essendo l'aorta la componente più lunga sarà anche quella con eccentricità maggiore. Pertanto tutte le componenti che hanno eccentricità inferiore a quella dell'aorta non sono state prese in considerazione né visualizzate attribuendo ad esse il valore binario 0. Il risultato così raggiunto è mostrato in fig. 8 dove si può vedere la corretta identificazione della regione di interesse.



Figura 8: Identificazione dell'aorta

3.4 Deformazione dello snake

Per identificare le pareti dell'aorta mediante contorni attivi è necessario avere un riferimento a partire dal quale lo snake si evolverà. Le coordinate dei bordi della regione precedentemente individuata, che fornisce una versione approssimativa della regione aortica, sono state quindi memorizzate e saranno successivamente utilizzate come punto di partenza per l'evoluzione del nostro contorno attivo.

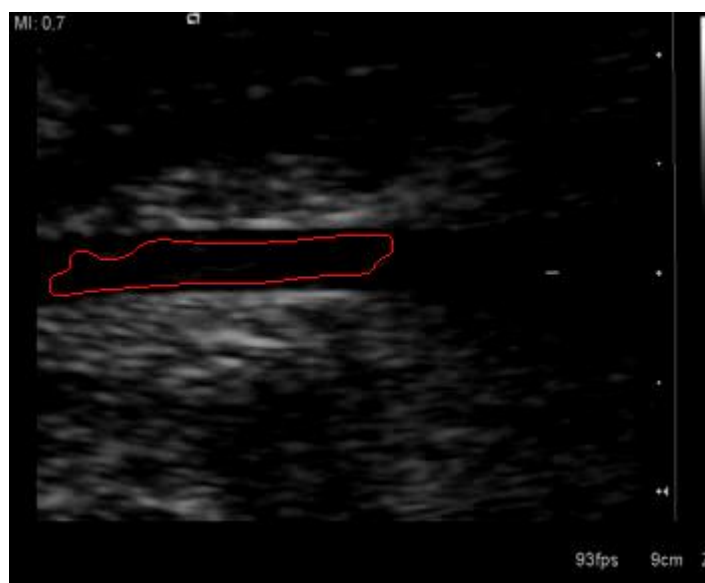


Figura 9: Bordo iniziale

Si è deciso, prima di passare all'inizializzazione del contorno attivo, di applicare all'immagine un filtro mediano bidimensionale "medfilt2", che, effettuando una media tra i pixel che circondano quello in esame, e attribuendo a quest'ultimo tale valore, aiuta nella riduzione del rumore di fondo e a smussare i bordi, migliorando in tal modo il calcolo delle forze esterne. Si è scelto di dare come parametro per la grandezza del filtro il valore 25. Ciò contribuisce a rendere le varie zone più uniformi facendo sì che se la parte dell'immagine in esame ha prevalenza scura allora anche l'intensità del pixel verrà ridotta.

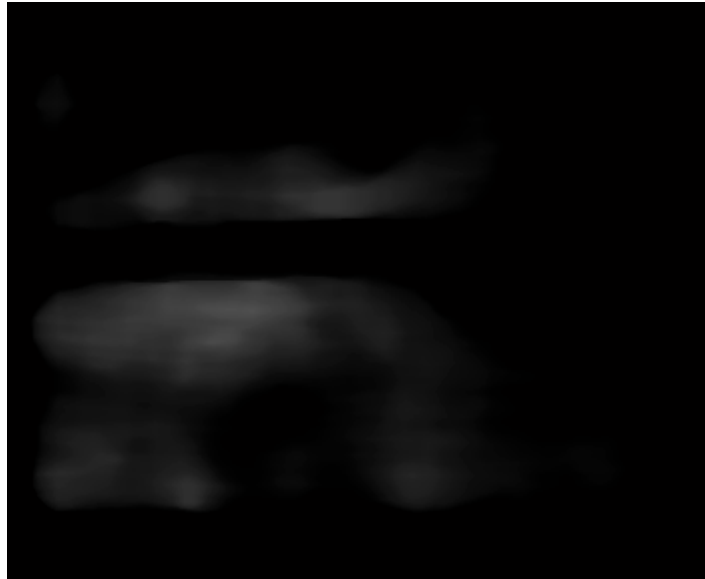


Figura 10: Applicazione del filtro mediano all'immagine

3.4.1 Calcolo del gradiente

Il passo successivo è stata la determinazione della edge-map, che verrà in seguito convoluta con il kernel, secondo l'algoritmo del VFC, così da creare il campo delle forze esterne che farà evolvere il nostro snake. A tal proposito è stato quindi calcolato il gradiente dell'immagine.

Ricordiamo che il gradiente di un'immagine di intensità $I(x, y)$ è definito come il modulo delle derivate direzionali secondo le due dimensioni, quindi secondo le righe e le colonne. Per far questo si è utilizzata la funzione "AM_gradient" che restituisce i vettori G_x e G_y . Il primo contiene i valori calcolati secondo la direzione orizzontale dell'immagine (quindi calcola le differenze delle colonne), mentre il secondo i valori calcolati secondo la direzione verticale (quindi calcola le differenze delle righe). Per esempio quest'ultimo conterrà valori negativi nella parte superiore dell'aorta, dove si passa da una zona chiara ad

una più scura, mentre presenterà valori positivi nella parte sottostante, dove si passa da una zona scura ad una più chiara.

$$\text{grad}(I(x, y)) = \Delta I(x, y) = [G_x, G_y]$$

$$|\Delta I(x, y)| = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}$$

In seguito è riportato il gradiente dell'immagine filtrata precedentemente dove è facile notare come le pareti dell'aorta siano messe nettamente in evidenza rispetto al resto dell'immagine.

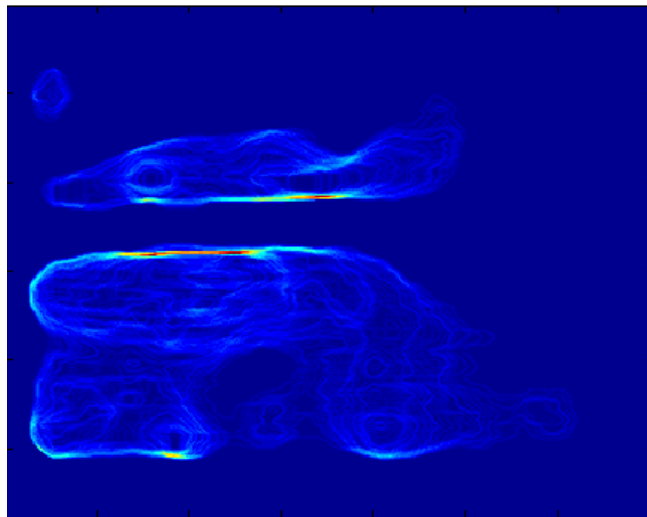


Figura 11: Gradiente dell'immagine filtrata

3.4.2 Calcolo delle forze esterne e identificazione delle pareti

Come già spiegato precedentemente, il campo delle forze si ottiene calcolando la convoluzione tra il kernel e la edge-map.

Per un'accurata identificazione dei bordi è necessario, preliminarmente, inizializzare i parametri, quali raggio del kernel, elasticità e rigidità dello snake e coordinate di partenza dalle quali far evolvere lo snake nel migliore dei modi. La funzione da noi creata ammette quindi in ingresso, oltre al frame da analizzare, anche le coordinate, nel caso del primo frame, della ROI precedentemente identificata, mentre nel caso dei frame successivi al primo, le coordinate dello snake ottenute dall'elaborazione dell'immagine precedente, in modo tale che, dopo aver calcolato il campo delle forze, le si potesse utilizzare per calcolare lo snake di partenza. Alla fine dell'analisi di ogni frame con l'algoritmo VFC, si è quindi usata la funzione "roipoly" per individuare la regione di interesse definita dallo snake finale e quindi estrapolare da essa le coordinate dei contorni da utilizzare come punto di partenza per il frame successivo.



Figura 12: ROI individuata dallo snake dopo l'algoritmo VFC

Il vantaggio di questa scelta è che, inizializzando lo snake con i risultati dell'immagine precedente, si è potuto utilizzare un raggio del kernel ridotto, diminuendo così l'influenza dei punti distanti dalla nostra ROI e, di conseguenza, il rischio che rumori potessero attrarre

il nostro active model e compromettere il corretto riconoscimento delle pareti. Dopo diverse prove si è scelto un raggio del kernel pari a 12.



Figura 13: Evoluzione snake del primo frame

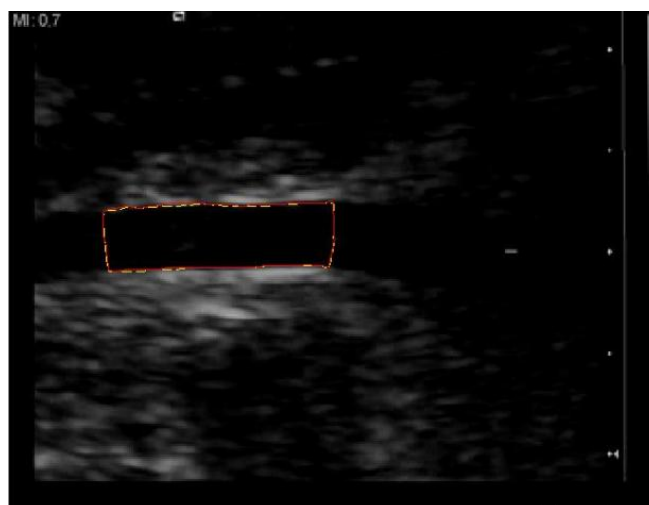


Figura 14: Evoluzione snake in uno dei frame successivi

Nelle figure 13 e 14 è riportato un esempio. Lo snake viene inizializzato con i risultati del frame precedente, rappresentato in figura dal tratteggio giallo, mentre la linea rossa costituisce la curva che evolverà seguendo il campo delle forze dell'immagine corrente. In questo modo di riescono ad apprezzare variazioni minime dei bordi riducendo al minimo il rischio di errori.

Un ulteriore vantaggio di questo approccio è il basso costo computazionale dal momento che il processo di deformazione dello snake si risolve in sole 40 iterazioni. Si è visto inoltre che, in alcuni casi, gli snake di due frame successivi risultavano uguali. Si è pertanto implementata la funzione aggiungendo un punto di controllo che terminava l'evoluzione dello snake a metà delle iterazioni se il contorno iniziale e quello deformato risultavano uguali, diminuendo ulteriormente in questo modo il numero di operazioni.

Per quanto riguarda l'elasticità e le rigidità dello snake, essi costituiscono due parametri importanti ai fini della sua corretta evoluzione. La prima, infatti, rappresenta la tendenza dello snake a mantenere la sua forma opponendosi alla trazione, quindi è legata alla distanza tra i punti che vanno a costituire lo snake: aumentando la distanza tra i punti aumenta l'elasticità mentre minimizzando l'elasticità viene di conseguenza minimizzata la lunghezza complessiva dello snake. La seconda, invece, rappresenta la tendenza dello snake ad opporsi alle modifiche della sua curvatura. Aumentando la rigidità si massimizzano gli angoli interni dello snake eliminando gli spigoli. Dunque modificando i parametri di elasticità e rigidità è possibile far pesare maggiormente un termine piuttosto che un altro e quindi accentuare un effetto piuttosto che un altro nello snake risultante. Dopo diverse prove del codice sono stati scelti valori pari a $\alpha = 0,75$ e $\beta = 0,9$.

3.5 Calcolo dei diametri

Una volta individuate le pareti dell'aorta si è passati al calcolo dei relativi diametri. A tal scopo, come prima cosa, si è trovata, per ogni frame, la regione di interesse delimitata dai contorni determinati dall'evoluzione dello snake.



Figura 15: ROI determinata dai contorni dello snake

Disponendo ora di un'immagine della regione aortica correttamente identificata, si è passati successivamente al calcolo del baricentro di massa e dell'inclinazione generale di tale regione attraverso la funzione MATLAB "regionprops" sfruttando due delle sue funzionalità, e cioè "centroid" per l'individuazione del baricentro e "orientation" per quella dell'inclinazione.

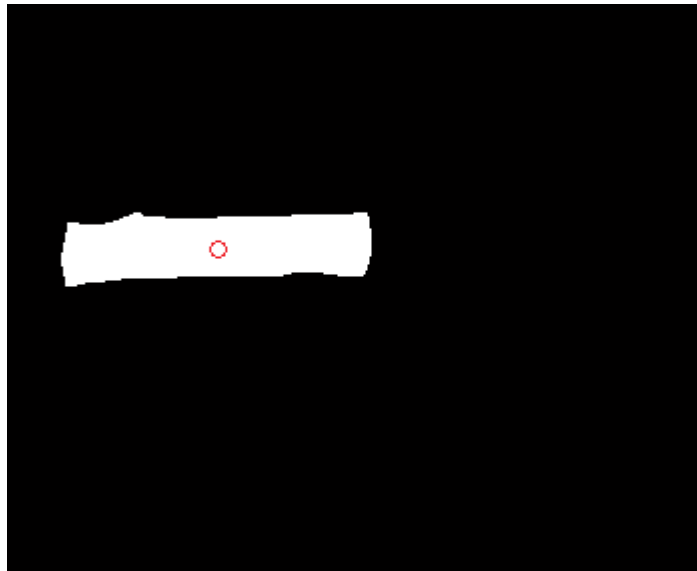


Figura 16: Centroide della ROI

Una volta ottenuta l'inclinazione dell'aorta e il suo centro di massa si sono sfruttati questi dati per il calcolo dall'asse maggiore e minore della regione. Il primo andrà a costituire il punto di riferimento entro cui calcolare i vari diametri, mentre il secondo rappresenterà una linea guida per il calcolo del diametro vero a proprio. Per il calcolo dell'asse maggiore abbiamo quindi proceduto individuando la retta passante per le coordinate del baricentro e avente inclinazione determinata precedentemente.

$$y = mx + q$$

$$m = \tan(\alpha)$$

$$q = y_1 - mx_1$$

dove α rappresenta l'angolo di inclinazione dell'aorta e (x_1, y_1) sono le coordinate del centroide.



Figura 17: Asse maggiore della ROI

Per il calcolo dell'asse minore, invece, è bastato trovare la retta perpendicolare alla prima e passante anch'essa per il centro di massa della regione, sfruttando la seguente formula:

$$x = my_1 + x_1 - my$$

dove m rappresenta il coefficiente angolare della retta, ed è uguale a quello della retta precedente e (x_1, y_1) rappresentano sempre le coordinate del centro di massa.

Si è passati infine al calcolo vero e proprio dei diametri ed al loro relativo plot. Per la prima parte si è considerata la nostra regione d'interesse come perfettamente dritta e si è quindi calcolata la sua larghezza per ogni punto dell'asse maggiore. I valori così trovati sono stati poi moltiplicati per il coseno dell'angolo di inclinazione della ROI trovando la lunghezza effettiva del diametro. Per il plot si è invece sfruttata la conoscenza dell'equazione dell'asse minore precedentemente trovato e si è costruito un fascio di rette

parallele ad essa e passante per ogni punto dell'asse maggiore. Il risultato del nostro lavoro è mostrato in fig. 18.

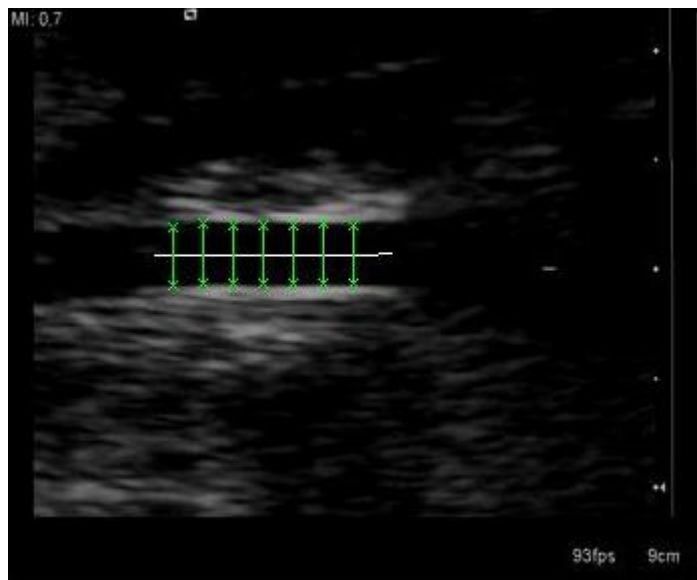


Figura 18: Esempio di calcolo e plot dei diametri

Così facendo si ottiene, per ogni frame, un numero finito di diametri i quali vengono poi memorizzati in un vettore. Si esegue poi una loro media arrivando così a determinare, per ogni frame, il diametro medio, che è poi quello che a noi interessa.

In aggiunta al calcolo della media si è proceduto ad un calcolo della deviazione standard di ogni set di diametri. Quest'ultima rappresenta un indice di dispersione delle misure dei diametri, grazie alla quale è possibile avere un'idea di quanto i valori trovati si discostino da quello medio.

Capitolo 4

4.1 Risultati e conclusioni

Si riportano di seguito i risultati di alcune tra le 50 immagini ottenute dall'applicazione dell'algoritmo ai frame acquisiti dal video ecografico. Per ogni immagine viene riportato in rosso il contorno dell'aorta individuato. In seguito si riporta una tabella contenente i valori numerici di tutti i diametri medi e della deviazione standard seguita dai relativi grafici. Si può dire che, osservando le immagini relative alla deformazione dello snake, l'algoritmo individua in modo preciso e soddisfacente i contorni dell'aorta qualunque sia la forma da essa assunta e qualunque sia la posizione della sonda ecografica. Inoltre, come si può notare osservando i grafici e la tabella, l'andamento riportato 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 causa del flusso sanguigno.

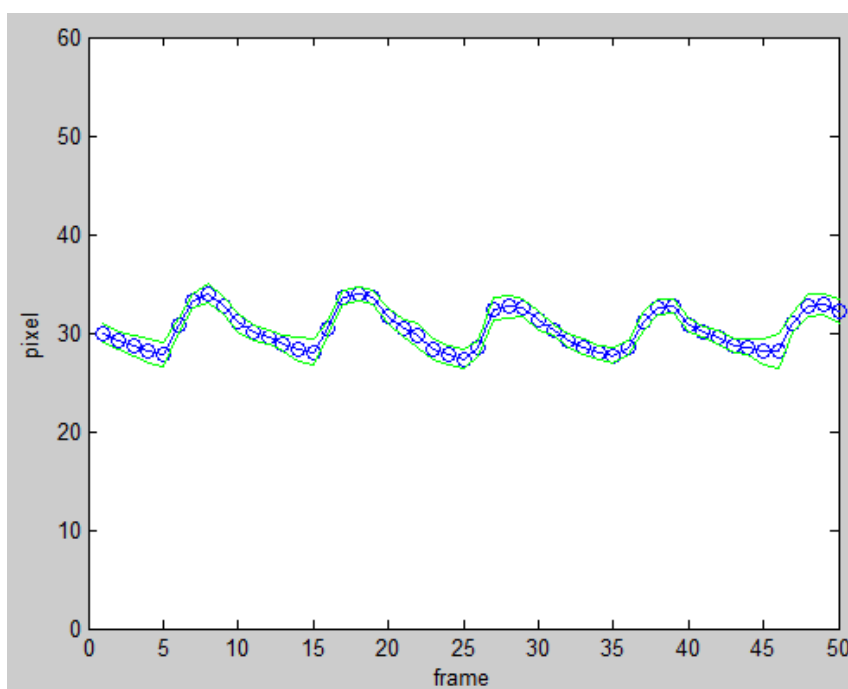


Figura 20: deviazione standard e media dei diametri

FRAME	MEDIA	DEVIAZIONE STANDARD
1	29.9976	1.0335
2	29.2293	0.8727
3	28.6859	1.0213
4	28.2166	1.2141
5	27.8496	1.2638
6	30.8162	0.6813
7	33.2676	0.7222
8	34.0110	0.9762
9	32.7298	0.8782
10	31.0718	0.8976
11	30.0440	0.8073
12	29.5515	0.7607
13	28.8956	0.7831
14	28.3351	1.2046

15	28.0488	1.3001
16	30.4117	0.6588
17	33.5660	0.6767
18	33.9395	0.7143
19	33.5611	0.7450
20	31.7125	0.8248
21	30.4778	0.8376
22	29.7067	1.1821
23	28.3556	1.0445
24	27.7252	0.9177
25	27.3371	0.9449
26	28.4549	0.8336
27	32.4231	1.1843
28	32.6357	1.0882
29	32.5033	0.8464
30	31.2283	0.8965
31	30.2467	0.5298
32	29.1834	0.7222
33	28.5524	0.7842
34	27.9697	0.6396
35	27.7154	0.7089
36	28.5042	0.7354
37	31.1999	0.9136
38	32.6009	0.8089
39	32.7086	0.7622
40	30.7305	0.7271
41	30.0475	0.4950
42	29.5564	0.6485
43	28.6294	0.7310
44	28.5461	0.7780

45	28.0862	1.3668
46	28.1200	1.7118
47	30.9908	0.9555
48	32.7894	1.0847
49	32.9203	1.1031
50	32.1652	1.2700

Bibliografia

[1]

www.diagnosiprenatale.it

[2]

Costanzo P, Perrone-Filardi P, Vassallo E, Paolillo S, Cesarano P, Brevetti G, Chiariello M. (Dec 7 2010). "Does carotid intima-media thickness regression predict reduction of cardiovascular events? A meta-analysis of 41 randomized trials".

[3]

Helfand M, Buckley DI, Freeman M, Fu R, Rogers K, Fleming C, Humphrey LL. (Oct 6 2009). "Emerging risk factors for coronary heart disease: a summary of systematic reviews conducted for the U.S. Preventive Services Task Force."

[4]

Zanardo V, Fanelli T, Weiner G, Fanos V, Zaninotto M, Visentin S, Cavallin F, Trevisanuto D, Cosmi E. "Intrauterine growth restriction is associated with persistent aortic wall thickening and glomerular proteinuria during infancy".

[5]

"Active Contour External Force Using Vector Field Convolution for Image Segmentation"
Bing Li, *Student Member, IEEE*, and Scott T. Acton, *Senior Member, IEEE*

[6]

C. Xu and J. L. Prince, "Snakes, shapes, and gradient vector flow," *IEEE Trans. Image Process.*,
vol. 7, no. 3, pp. 359–369,
Mar. 1998.

