

ALMA MATER STUDIORUM · UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

FACOLTÀ DI SCIENZE MATEMATICHE, FISICHE E NATURALI
Corso di Laurea Specialistica in Informatica e Fisica

Documentazione
di
Progetto

Progetto di Analisi delle Immagini

*Antonio Baglivo
Eleonora Lelli*

Prof. Renato Campanini

Anno Accademico 2007/2008

Indice

1	Introduzione	1
1.1	Mammografia: benefici e limiti	1
1.2	Strumenti utilizzati	3
1.2.1	Programmi di Conversione delle immagini	3
1.2.2	GIMP	4
1.2.3	Kate	4
1.2.4	Libtiff e altri programmi	4
1.2.5	Kile	5
1.3	Gruppo di lavoro	5
2	Progetto	7
2.1	Fasi dell'algoritmo	7
3	Miglioramento dell'immagine	11
3.1	Rimozione del Rumore	11
3.2	Sovraesposizione di bordi e masse	11
4	Segmentazione	15
4.1	Istogramma delle intensità	15
4.1.1	Statistiche	16
4.2	Soglia	18
4.2.1	Contorno	18
4.2.2	Rilevamento delle zone di interesse	19

5	Operazioni Morfologiche	23
5.1	Erosione	24
5.2	Dilatazione	25
6	Risultato Finale e Conclusioni	27
6.1	Risultato Finale	27
6.2	Conclusione	27

Elenco delle figure

1.1	Mammografo	2
2.1	Fasi principali dell'algoritmo utilizzato	7
2.2	Fasi dell'algoritmo e nomi dell'immagini	8
2.3	Mammella destra, caso 1635	9
3.1	Mammografia dopo il filtro gaussiano bidimensionale	13
3.2	Immagine a seguito del high-boost pass filter	13
4.1	Istogramma con alcuni valori calcolati da esso.	17
4.2	Contorno della Mammella	19
4.3	Contorno della Mammella con Filtro Mediano	20
4.4	Soglia delle zone di interesse	20
4.5	Soglia delle zone di interesse con Filtro Mediano	21
5.1	Risultato dopo le operazioni morfologiche di erosione	24
5.2	Risultato dopo le operazioni morfologiche di dilatazione	25
6.1	Risultato Finale	29

Elenco delle tabelle

3.1	High Boost Filter	12
3.2	High Boost Filter utilizzato nel progetto	12

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Mammografia: benefici e limiti

La mammografia è una tecnica diagnostica radiologica che consente di rilevare precocemente eventuali lesioni mammarie. Lo studio accurato delle mammelle permette di individuare anche anomalie di piccole dimensioni, come le microcalcificazioni. Questo studio viene eseguito impiegando un'apparecchiatura radiologica dedicata, il mammo-grafo (vedi figura 1.1).

La mammella viene posizionata su un apposito sostegno e compressa mediante un piatto in materiale plastico detto compressore, al fine di migliorare la qualità dell'immagine.

Il fascio a raggi X, è generato da un tubo radiogeno al cui interno vi è il vuoto e le cui estremità sono costituite da un anodo e un catodo: dal riscaldamento del catodo si ha il rilascio di elettroni, che fluiscono ad alta velocità verso l'anodo. Quando gli elettroni colpiscono il nucleo di un atomo appartenente all'anodo, si ha il rilascio di energia sotto forma di radiazione a raggi X. L'intensità del fascio è modificata dall'assorbimento dello stesso durante l'attraversamento della mammella e l'energia risultante impressiona la pellicola così come fa la luce sulla pellicola fotografica.

Nella radiografia digitale le immagini digitali possono essere ottenute attraverso uno dei seguenti metodi:



Figura 1.1: Mammografo

1. attraverso la digitalizzazione delle pellicole radiografiche;
2. attraverso dei dispositivi (lamine sottili dette “fosfori a memoria” oppure sensori a CCD) che rilevano i raggi X passanti attraverso la mammella e li convertono in luce. Il segnale luminoso viene poi catturato da un sistema di digitalizzazione, sensibile alla luce.

Vengono eseguite, solitamente, due proiezioni (cranio-caudale ed obliqua medio-laterale) per ogni mammella, ottenendo complessivamente quattro radiografie. Se necessario, possono essere eseguite ulteriori proiezioni. I principali segni radiologici di tumore sono costituiti dalla presenza di opacità a margini più o meno irregolari, aree di distorsione parenchimale, lesioni stellate, asimmetrie, microcalcificazioni.

La mammografia è l'esame più importante per la diagnosi del carcinoma della mammella. Tuttavia la metodica, sebbene notevolmente perfezionata nel corso degli anni, non è in grado di riconoscere la totalità delle lesioni neoplastiche mammarie: le cause possono essere relative al tumore stesso (causa del bassissimo contrasto intrinseco nei confronti dei tessuti circostanti), alla scarsa qualità della mammografia, al mancato riconoscimento da parte del radiologo. I limiti della mammografia sono particolarmente gravi nelle donne con un seno cosiddetto “denso”, nelle quali la presenza di una ghiandola mam-

maria di elevata radiopacità impedisce uno studio adeguato e rende difficoltoso, se non impossibile, il riconoscimento dei segni radiologici del tumore.

1.2 Strumenti utilizzati

Per il perfetto svolgimento di questo progetto il team di sviluppo ha deciso di utilizzare l'ambiente Linux e il linguaggio C. Le ragioni della prima scelta derivano dalla facilità di questo ambiente di trovare, aggiornare o installare i tool di sviluppo necessari per la conversione, analisi, sviluppo e progettazione delle immagini. Mentre le ragioni della scelta del Linguaggio C, invece, derivano dal fatto che è possibile gestire al meglio la memoria allocata delle immagini rispetto ad altri linguaggi (tipo JAVA dove la gestione della memoria è gestita dal Garbage Collector) e anche perché in questo linguaggio è stato possibile utilizzare delle librerie prese sotto licenza GNU General Public Licence che spiegheremo nelle sezioni successive.

1.2.1 Programmi di Conversione delle immagini

Le immagini mammografiche utilizzate, sono prese dal sito della University of South Florida. La distribuzione di queste immagini è in formato LJPEG. Per la conversione di queste immagini sono state utilizzate due tools messi a disposizione durante il corso. Questi sono "jpeg" e "ljpeg2tiff.exe". Il primo serve per la conversione da LJPEG a LJPEG.1 e funziona solo sotto Linux; mentre il secondo può convertire un formato LJPEG.1 in BITMAP o direttamente in TIF: nel nostro caso prima di convertire in TIF convertiamo in BITMAP perché se si converte direttamente in TIF avremo un'immagine di 16 che non tutte le librerie riescono a sopportare, mentre la conversione in BITMAP avviene a 8 bit. Da qui utilizziamo GIMP per salvare il l'immagine BMP in TIF. Ljpeg2tiff.exe, come si evince dall'estensione, è un eseguibile di Windows, ma è possibile utilizzarlo sotto Linux grazie all'utility "wine".

1.2.2 GIMP

Gimp, in generale, è un programma libero di fotoritocco che permette di creare e modificare immagini bitmap. Un utilizzo tipico include la creazione di grafici e loghi, ridimensionamento e cropping di foto, alterazione o ritocco dei colori, unione o sovrapposizione di molte immagini in una sola, eliminazione di particolari non desiderati e conversione tra formati.

Per lo scopo di questo progetto GIMP è stato utile, oltre che per la conversione delle immagini come spiegato nella sezione precedente, anche per avere un'anteprima su alcune piccole operazioni sulle immagini, come l'analisi dell'istogramma dei livelli di grigio, la soglia, l'impostazione di generici filtri di convoluzione o l'utilizzo dei principali filtri preimpostati.

1.2.3 Kate

Kate è un editor di testo sviluppato per l'ambiente grafico KDE. In esso è stato possibile scrivere codice in maniera semplice e veloce: infatti grazie alla evidenziazione della sintassi, alla ricerca e sostituzione di testo usando espressioni, all'apertura di più file in più schede e al supporto per sessioni di lavoro tramite l'emulazione di terminali shell per mezzo dell'integrazione con Konsole regolari, si è reso più agevole la programmazione nel Linguaggio di programmazione utilizzato in questo progetto (in questo caso il C).

1.2.4 Libtiff e altri programmi

Il pacchetto libtiff contiene le librerie TIFF e le utilità associate, senza quest'ultimo non è possibile programmare nell'ambito di immagini TIF. Le librerie sono usate da molti programmi per leggere e scrivere file TIFF e le utilità vanno bene per un lavoro generale. Questo è il motivo che ha spinto il gruppo di lavoro a utilizzare alcuni programmi presi dal libro "Practical Algorithm for Image Analysis". Questi programmi sono protetti dal copyright dell' MLM Software Group, sotto i termini della GNU General Public Licence, come pubblicato dalla Free Software Foundation.

Ovviamente il team di sviluppo non si è limitato ad utilizzare solo i software, ma anche di modificarli (alcuni di essi anche in maniera alquanto ampia), in base all'uso che il

team ha ritenuto necessario per una corretta analisi e anche di scrivere un programma in grado di gestire questi software in base alle problematiche che saranno spiegate più avanti in questa relazione.

1.2.5 Kile

Infine per la scrittura della relazione di progetto è stato utilizzato Kile. Quest'ultimo è un editor \LaTeX che gira solo in ambienti Linux e tutti gli altri Unix-like (compreso Max OS X).

1.3 Gruppo di lavoro

Il team di sviluppo di questo progetto è composto da uno studente di Informatica (Antonio Baglivo) e da una studentessa di Fisica (Eleonora Lelli). Entrambi i corsi sono di laurea specialistica ed entrambi gli studenti sono iscritti al primo anno nell'anno accademico 2007/08.

Capitolo 2

Progetto

Questo progetto è finalizzato alla rilevazione delle Regioni di Interesse (ROI: Region of Interest) in cui possano insidiarsi possibili masse tumorali in immagini mammografiche.

2.1 Fasi dell'algoritmo

Per il perfetto sviluppo di questo progetto, il team di sviluppo ha pensato di dividere il lavoro in tre fasi principali come descritto nella figura 2.1

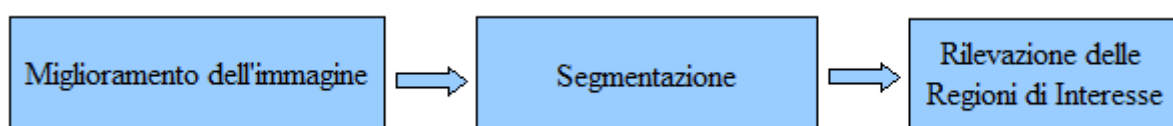


Figura 2.1: Fasi principali dell'algoritmo utilizzato

1. **Miglioramento dell'immagine:** in questo step si è deciso di rimuovere eventuali rumori provocati dall'acquisizione dell'immagine da parte del mammografo ed in seguito di rimuovere le disomogeneità site nel profilo di illuminazione, che introdurrebbero dei bias nell'istogramma delle intensità e quindi interferirebbero nelle

operazioni successive, risaltando nello stesso tempo le parti di maggiore interesse (come ROI e contorni).

2. **Segmentazione:** la segmentazione è divisa in due parti principali che sono quella della rilevazione del contorno e quella della rilevazione delle zone in cui è possibile trovare delle Regioni di Interesse. Queste sono ricavate grazie alle statistiche dell'istogramma dell'intensità dell'immagine "migliorata" prima.
3. **Rilevamento delle Regioni di Interesse:** per il perfetto rilevamento delle zone di interesse il team di sviluppo ha utilizzato delle operazioni morfologiche che servono per evidenziare al meglio le regioni di interesse.

L'intero algoritmo utilizzato può essere riassunto dalla figura 2.2, dove la parte ovale indica le operazioni utilizzate e nella parte rettangolare invece le immagini prodotte durante il processo di analisi dell'immagine mammografica.

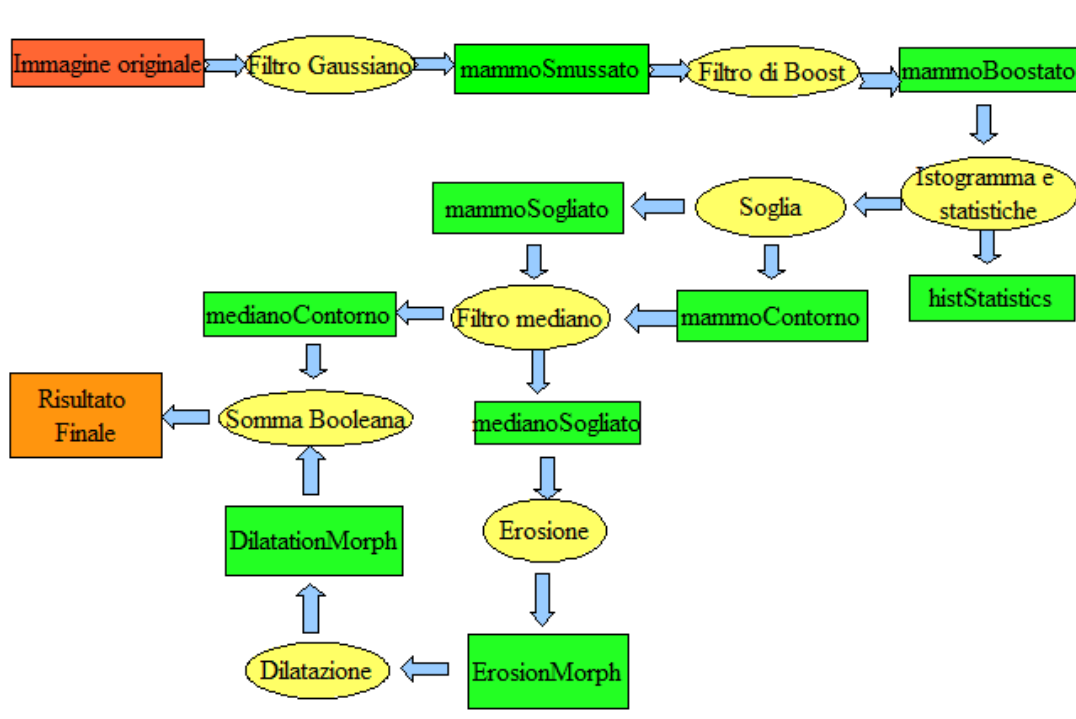


Figura 2.2: Fasi dell'algoritmo e nomi dell'immagini

Di seguito verranno spiegate nel dettaglio le tre fasi attraverso l'analisi della mammella 1635 RCC presa dal sito della University of South Florida (figura 2.3).

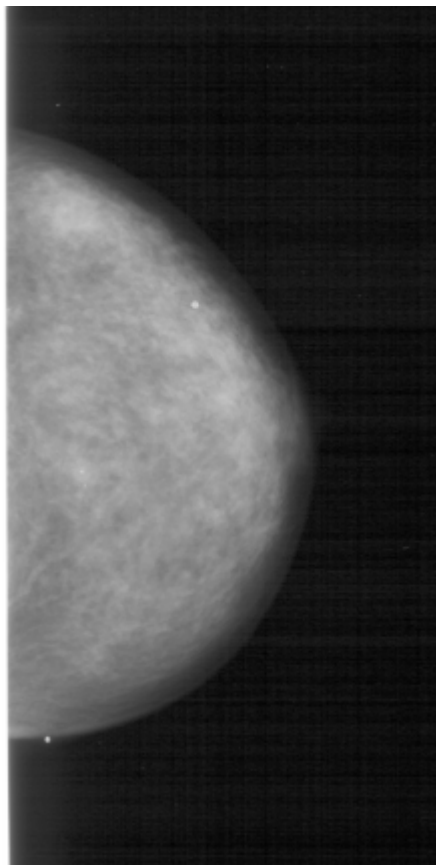


Figura 2.3: Mammella destra, caso 1635

Capitolo 3

Miglioramento dell'immagine

3.1 Rimozione del Rumore

Per la rimozioni del rumore si è deciso di utilizzare un *filtro gaussiano bidimensionale*. Questo filtro può essere implementato come convoluzione di due filtri Gaussiani monodimensionali (orizzontale e verticale)

Nel nostro caso esisteva già il software “xconv” con il parametro “-g” che fa il filtro gaussiano bidimensionale specificando solamente la dimensione del filtro. Si è scelto un filtro che utilizzasse una maschera di lunghezza 3 in modo da non cancellare oltre al rumore anche informazioni preziose per le analisi successive. L'esito di questa operazione è visibile nella figura 3.1.

Oltre alla rimozione del rumore, il filtro gaussiano ha un secondo fine: eliminare eventuali bias siti nell'istogramma di intensità.

3.2 Sovraesposizione di bordi e masse

Per accentuare i bordi e le zone dove potrebbero essere trovate le regioni di interesse, si è deciso di usare un filtro passa alto: in particolare l'High Boost Filter. Questo filtro sottrae dall'immagine originale le basse frequenze in modo da evidenziare i bruschi cambiamenti di intensità e dare una migliore definizione delle zone che verranno poi seg-

mentate successivamente.

In particolare si è deciso di utilizzare un filtro composto nel seguente modo (maschera 3.1:

-1	-1	-1
-1	A+8	-1
-1	-1	-1

Tabella 3.1: High Boost Filter

Una delle caratteristiche principali di questo filtro è che l'immagine è più scura del dovuto: variando il coefficiente di Boost, ovvero A, è generalmente possibile ottenere un aumento, in media, dei livelli di grigio dell'immagine. Noi abbiamo impostato $A = 2$, quindi il risultato è il seguente filtro 3.2

-1	-1	-1
-1	10	-1
-1	-1	-1

Tabella 3.2: High Boost Filter utilizzato nel progetto

Per l'utilizzo di questo filtro di convoluzione è stato utilizzato anche qui il programma "xconv" ma questa volta con l'opzione "-f" e poi si è creato un file di testo con dentro la sintassi della definizione della maschera del filtro applicata all'immagine mammografica.

È possibile guardare l'immagine risultante in figura 3.2

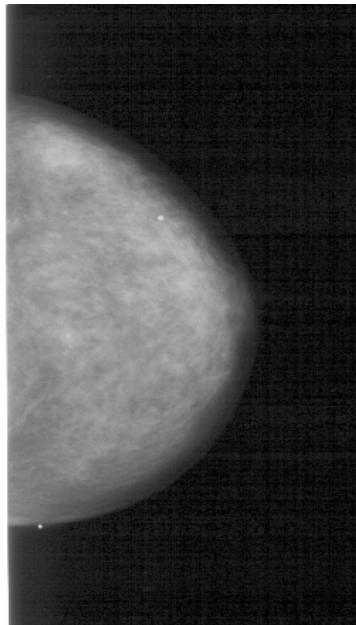


Figura 3.1: Mammografia dopo il filtro gaussiano bidimensionale

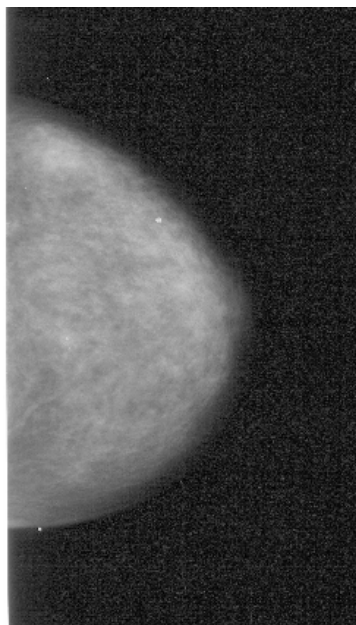


Figura 3.2: Immagine a seguito del high-boost pass filter

Capitolo 4

Segmentazione

Prima di passare alla segmentazione è necessario innanzitutto analizzare l'istogramma dell'immagine e poi da questo fare i passi successivi. Per fare questo il team di progetto ha utilizzato il programma `histstats` il quale analizza l'istogramma delle intensità dell'immagine e da alcune statistiche. Queste statistiche però non sono state utili al fine di analizzare la nostra immagine e quindi questo programma è stato quasi completamente modificato secondo le esigenze del gruppo di lavoro. L'immagine di partenza è l'immagine migliorata (ovvero quella a seguito dell'High-boost Filter) chiamata "mammoBoostato.tif".

4.1 Istogramma delle intensità

Grazie a `histstats` (uno dei programmi sotto licenza GNU General Public Licence) si ottiene sia l'istogramma, chiamato "histStatistics.tif", e sia il calcolo di alcune statistiche. La finalità di queste statistiche sono l'analisi dell'immagine mammografica, che consentirà le modifiche delle operazioni successive. Siccome, come detto precedentemente, le statistiche standard non sono utili al fine dell'analisi, si è deciso di modificare quasi interamente il programma `histstats`.

Prima di queste modifiche è stato necessario analizzare l'istogramma di un'immagine mammografica a un'alto livello di astrazione, in modo che l'algoritmo utilizzato possa essere usato in "quasi" tutte le immagini mammografiche (successivamente in questa

relazione giustificheremo il termine “quasi”).

Nella mammografia, lo sfondo è la porzione con livelli di intensità più bassi nell’immagine; lo strato di grasso sottocutaneo è lievemente più chiaro; il tessuto parenchimale lo è ancor di più e il muscolo pettorale è il più chiaro. In molti casi, J.T. Sample suggerisce di suddividere l’istogramma dei livelli di grigio in quattro parti e sogliare l’immagine secondo gli estremi definiti da queste, per segmentare correttamente un’immagine. In un’immagine con 256 livelli di grigio, i quattro intervalli sono:

$$\left\{ \begin{array}{ll} [0 - 63] & \text{Sfondo;} \\ [64 - 127] & \text{Tessuto e grasso sottocutaneo;} \\ [128 - 191] & \text{Parte grassa e ghiandolare della mammella (dove si trovano anche le ROI);} \\ [192 - 255] & \text{Muscolo pettorale.} \end{array} \right.$$

Ovviamente questi confini sono il frutto di un’indagine statistica, ovvero questi range sono la probabilità che lo sfondo sia nel primo intervallo, il grasso sottocutaneo nel secondo e così via; quindi non sono effettivi per tutte le mammelle. Allora è stato necessario sviluppare una tecnica che determinasse dinamicamente i valori con cui sogliare, tenendo conto anche di questi intervalli.

Nella prossima sezione verranno spiegate le modifiche effettuate nel programma histstats.

4.1.1 Statistiche

Nonostante gli step utilizzati per il miglioramento dell’immagine, alcuni bias nell’istogramma rimangono sempre: quindi l’idea di sviluppo è quella di trovare tutti i massimi relativi dell’istogramma e prendere il più alto in base agli intervalli sopra citati. Questa idea deriva dalla presupposizione del team che, nonostante gli intervalli possano variare, il picco massimo dello sfondo, del tessuto sottocutaneo, della parte ghiandolare e grassa e del muscolo pettorale siano compresi all’interno dei corrispettivi range.

Da questi poi sarà possibile trovare il minimo, in modo da poter determinare le zone di interesse. Infatti per quel che riguarda la rilevazione dei livelli di intensità del contorno della mammella (che quindi dovrebbe trovarsi nel secondo intervallo), si è deciso di prendere il valore di intensità più piccolo (quindi il più scuro) tra il minimo assoluto del

secondo intervallo e il minimo a partire dal massimo relativo dello stesso intervallo. Mentre per i livelli di intensità che servono per la rilevazione delle zone di interesse, ovvero quelle zone dove potrebbero trovarsi le ROI, si è deciso di prendere l'intervallo che va dal più grande massimo relativo del terzo intervallo fino al minimo seguito dal massimo. Ma questo intervallo prende più elementi di quelli di interesse, quindi si è pensato di prendere la metà superiore (ovvero l'intervallo che va dall'intensità media fino al minimo locale), ma neanche questo era attuabile in quanto l'andamento dell'istogramma non è sempre costante. Quindi si è deciso di prendere l'intensità più vicina alla media delle occorrenze dei pixel tra il massimo ed il successivo minimo locale, definita "iLowestDifference", e da qui quindi prendere l'intervallo tra quest'ultimo ed il minimo locale. La figura 4.1 spiega i valori principalmente presi in histstats appena descritti. Il passaggio dei valori tra histstats e il programma principale avviene tramite una struttura condivisa da questi due programmi: una volta finita l'esecuzione di histstats questa struttura sarà aggiornata con le statistiche dell'immagine in input.

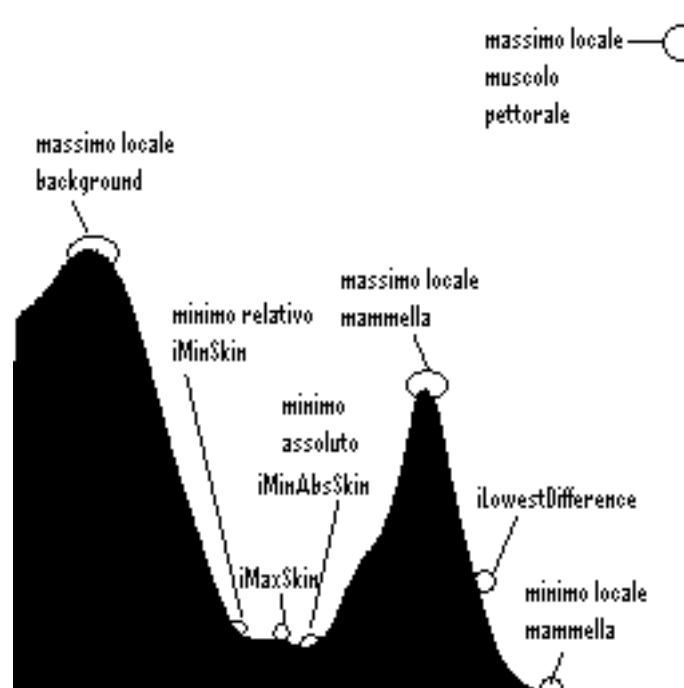


Figura 4.1: Istogramma con alcuni valori calcolati da esso.

4.2 Soglia

Da come si è capito dalla sezione precedente, il processo di segmentazione si è biforcuto in due obiettivi:

- Rilevazione del Contorno
- Isolamento delle zone di interesse che manifestano una densità tale da sospettare che all'interno di esse possa insidiarsi una massa cancerosa.

Per il raggiungimento delle finalità appena enunciate, si fa riferimento all'istogramma e alle statistiche ottenute da `histstats`, le quali evidenziano le soglie da considerare per ogni ricerca. L'immagine al quale si applica la soglia è quella della figura 3.2 inerente all'immagine risultante a seguito allo step di miglioramento dell'immagine, dal team chiamata "mammoBoostato.tif". Quindi si applicheranno due operazioni di soglia a "mammoBoostato.tif" con i parametri risultanti dalle statistiche trovate precedentemente. Per fare questo il team di sviluppo ha utilizzato il programma `binarize`, anche se neanche questo era utile per la risoluzione dei problemi del team. Il problema di `binarize` era che prendeva in input un solo valore e faceva la soglia da questo valore fino a 255; mentre al gruppo di lavoro serviva un programma al quale si poteva settare anche il limite superiore della sogliatura: quindi `binarize` è stato modificato a tal scopo.

4.2.1 Contorno

I valori di intensità restituiti da `histstats` per il rilevamento del contorno della mammella sono restituiti dai campi `iMinSkin` e `iMinAbsSkin`, i quali si prende il minimo tra i due e, se ad esempio il minimo è `iMinSkin`, si lancia il nostro `Binarize` con range $[iMinSkin - 1, iMinSkin + 1]$. Per avere un'idea di cosa siano i valori `iMinSkin` e `iMinAbsSkin` guardate la figura 4.1. Il risultato è visibile nella figura 4.2.

Siccome questa operazione rende l'immagine soggetta a rumore di tipo sale e pepe, allora si è deciso di applicare un filtro mediano (con il programma `medfilt`). Il risultato è visibile nella figura 4.3.

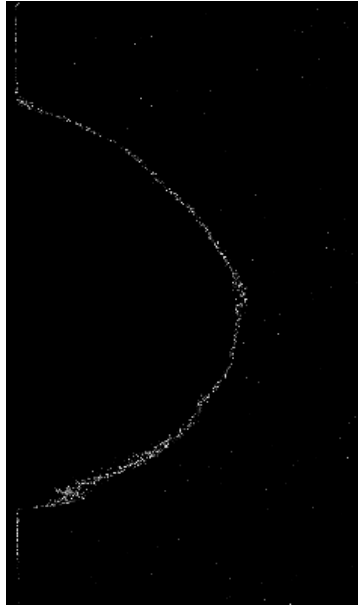


Figura 4.2: Contorno della Mammella

4.2.2 Rilevamento delle zone di interesse

Per il rilevamento delle zone nelle quali è possibile trovare delle ROI, basta applicare anche qui il programma `binarize` con il range che va tra `[iLowestDifference,iMinBreast]`. `iLowestDifference` è il pixel più vicino alla media delle occorrenze tra il massimo relativo al terzo intervallo (ovvero `[128 – 191]`) e il minimo trovato in base al massimo (quest'ultimo proprio `iMinBreast`). I dettagli su come sono trovati questi valori stanno nella sezione in cui sono spiegate le statistiche. Quindi facendo la soglia di questi valori si ottiene il risultato in figura 4.4.

Anche in questo caso l'immagine è soggetta a rumore di tipo sale e pepe e quindi anche in questo caso si è deciso di utilizzare il programma `medfilt` che fa il filtro mediano di un'immagine (Figura 4.5).

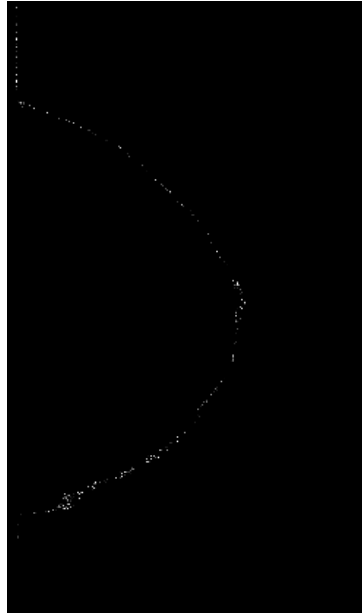


Figura 4.3: Contorno della Mammella con Filtro Mediano



Figura 4.4: Soglia delle zone di interesse

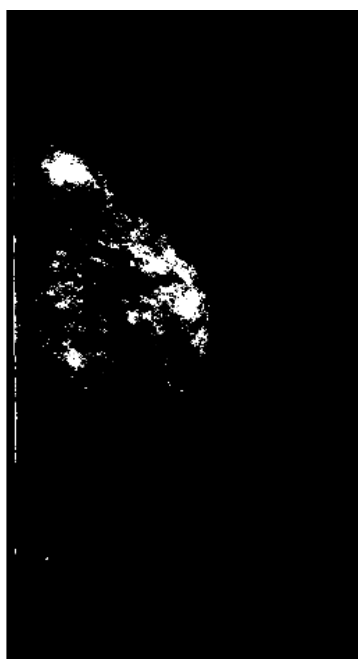


Figura 4.5: Soglia delle zone di interesse con Filtro Mediano

Capitolo 5

Operazioni Morfologiche

Il rumore, seppure in minor quantità, è comunque presente e le ROI non sono ben definite, né sono separate in modo netto tra loro. Vengono quindi applicate alcune operazioni di filtraggio spaziale, in particolare le operazioni morfologiche, che permettono la riduzione del rumore e l'individuazione delle ROI senza eliminare le caratteristiche principali, in questo caso le forme, nell'immagine binaria. Tali operazioni sostituiscono il valore binario alla locazione del singolo pixel, con un valore calcolato dai valori dei pixel costituenti un vicinato avente forma e dimensioni scelte attorno a quella locazione. Le operazioni morfologiche si avvalgono del cosiddetto elemento strutturante, che consiste di una matrice $S(i, j)$ di dimensioni $k_1 \times k_2$, in cui i coefficienti assumono valori binari e sono scelti in modo tale che la matrice assuma la forma desiderata. Le operazioni morfologiche sono applicate ad un pixel localizzando l'origine designata dell'elemento strutturante S a quel pixel; S definisce i vicini $NS(i_0, j_0)$ del pixel (i_0, j_0) .

Sia OFF=0 (nero) e ON=1 (bianco), qui di seguito sono esplicate le procedure utilizzate

5.1 Erosione

Si usa l'erosione per la rimozione dei pixel ON ai bordi delle regioni e per incrementare le dimensioni dei buchi. Quando l'elemento strutturante è su una determinata regione, il pixel ON all'origine è impostato ad OFF, se l'elemento strutturante non ricopre completamente i pixel valutati come ON: questo comporta l'erosione dei confini.

Formalmente sia I^E l'immagine erosa:

$$I^E(i_0, j_0) = \begin{cases} ON, & \text{if } I(i_0, j_0) = ON \text{ and } I(i, j) \wedge S(i - i_0, j - j_0) = ON, \\ & \text{for all } (i, j) \in N_S(i_0, j_0); \\ OFF, & \text{altrimenti} \end{cases}$$

Nel nostro caso si è scelto, per ragioni empiriche, di ripetere l'erosione per cinque iterazioni (l'immagine sarà chiamata dal team "mammoErosionMorph.tif" figura 5.1).



Figura 5.1: Risultato dopo le operazioni morfologiche di erosione

5.2 Dilatazione

Si usa la dilatazione per aggiungere pixel alle regioni di confine o per riempire eventuali buchi. Quando l'elemento strutturante è sopra una regione, il pixel OFF all'origine è impostato ad ON, se l'elemento strutturante ricopre i pixel ON della regione: questa causa un allargamento o una dilatazione dei bordi.

Formalmente sia I^D l'immagine dilatata:

$$I^D(i_0, j_0) = \begin{cases} ON, & \text{if } I(i_0, j_0) = ON \text{ or } I(i, j) \vee S(i - i_0, j - j_0) = ON, \\ & \text{for any } (i, j) \in N_S(i_0, j_0); \\ OFF, & \text{altrimenti} \end{cases}$$

Nel nostro caso si è scelto, per ragioni empiriche, di ripetere la dilatazione per tre iterazioni (l'immagine sarà chiamata dal team "mammoErosionMorph.tif" figura 5.2).



Figura 5.2: Risultato dopo le operazioni morfologiche di dilatazione

Capitolo 6

Risultato Finale e Conclusioni

6.1 Risultato Finale

A questo punto non resta che metter insieme il contorno della mammella trovato precedentemente (quindi “medianoContorno.tif”) con l’immagine risultante del capitolo precedente (ovvero “mammoDilationMorph.tif”). Essendo immagini binarie si è usato il programma “imgbool”. Questo programma è in grado di utilizzare la maggior parte delle operazioni logiche tra due immagini: nel caso di questa analisi, volendo mettere assieme due immagini, si è utilizzato l’operatore di somma logica (ovvero l’OR). Il risultato finale è visibile in figura 6.1.

6.2 Conclusione

Questo progetto e’ in grado di rilevare sia il contorno della mammella, sia le zone dove, con alta probabilità, si trovano le masse tumorali. Il team ha testato questo software con le immagini prese dallo scanner HowTek con ottimi risultati, mentre se testate con immagini Lumisys il risultato non e’ del tutto perfetto.

Un aspetto vantaggioso di questo progetto è quello che è stato progettato per essere estendibile. Quindi in futuro, chiunque voglia estendere questo progetto, potrà ad esempio aggiungere algoritmi in modo da analizzare più analisi della stessa mammella,

oppure aggiungere ulteriori operazioni per rendere migliore l'analisi mammografica (tipo un classificatore).

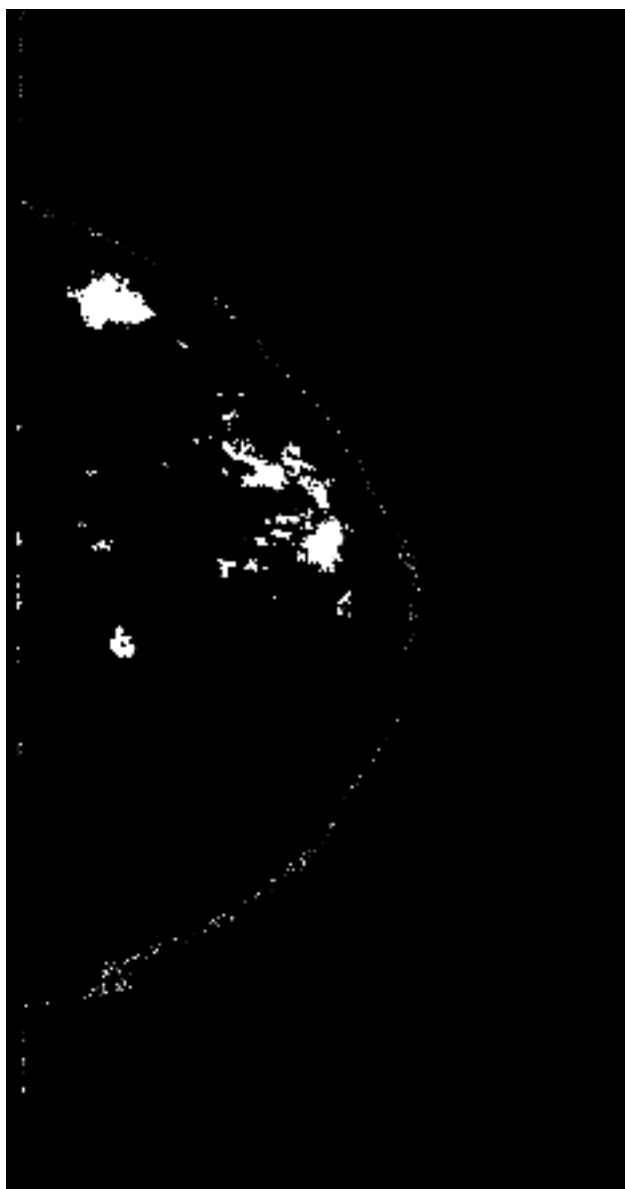


Figura 6.1: Risultato Finale