

# **POLITECNICO DI MILANO**

Facoltà di Ingegneria dei Sistemi  
Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica



## **DOSSIER FINALE**

Serena Bonaretti  
Matr. 649030  
Referente: Prof. Ferdinando Grandori

Anno Accademico 2002-2003

Ai miei genitori

Il presente Dossier Finale è così strutturato:

- Parte I:
  - materiale relativo all’attività di Tirocinio curricolare
  - materiale relativo all’attività di Progetto curricolare
- Parte II:
  - Elaborato Finale

# **INDICE**

## **Parte I: Attività curricolari**

### **Attività di tirocinio**

<b>Scheda dell'attività di tirocinio</b>	<b>3</b>
<b>Relazione dell'attività di tirocinio</b>	
Sommario	6
1. MIMICS (Materialize's Interactive Medical Image Control System)	6
1.1 Work area	6
1.2 Tecniche di segmentazione	8
1.3 Polylines e 3D	9
2. Esempi di applicazione e segmentazione di immagini TAC	10
2.1 Segmentazione di un femore	10
2.2 Segmentazione di una mandibola con protesi dentarie	14
3. Un ultimo esempio di applicazione: segmentazione di immagini NMR	19
Bibliografia	22

### **Attività di progetto**

<b>Scheda dell'attività di progetto</b>	<b>24</b>
<b>Relazione dell'attività di progetto</b>	
Introduzione	27
1. Caratteristiche del set d'immagini	27
1.1 Il formato Dicom	27
2. Inserimento del set nel software	28

3. Segmentazione della testa	29
3.1 Thresholding e region growing	30
3.2 Intervento manuale	31
3.3 Rappresentazione tridimensionale	33
4. Segmentazione del sistema nervoso centrale	33
4.1 Thresholding e sottrazione booleana	34
4.2 Dynamic region growing	35
4.3 L'elaborazione manuale	38
4.4 Rappresentazione tridimensionale	39
4.5 Segmentazione del midollo spinale	40
4.6 Realizzazione del sistema nervoso centrale	41
5. Segmentazione del cranio	42
5.1 Thresholding e sottrazione booleana	43
5.2 L'elaborazione manuale	43
5.3 Rappresentazione tridimensionale	45
6. Rappresentazione contemporanea di più segmenti	46
Conclusioni	47
Bibliografia	48

## Parte II: Elaborato finale

Richiami ad insegnamenti del corso di laurea	51
Richiami alle attività curricolari	52
Sommario	53
Abstract	54
Introduzione	55
1. L'immagine digitale e le sue fasi di elaborazione	56
2. La segmentazione	59
2.1 Amplitude segmentation methods	60
2.1.1 Bilevel Luminance Thresholding	60

2.1.2 Multilevel Luminance Thresholding	63
2.2 Clustering segmentation methods	64
2.3 Region segmentation methods	65
2.3.1 Region growing	65
2.3.2 Split and Merge	67
2.4 Boundary detection	67
2.5 Texture segmentation	72
3. La segmentazione applicata alle immagini di risonanza magnetica nucleare	75
3.1 Peculiarita' delle immagini NMR e finalità della loro elaborazione	75
3.2 Elaborazione delle immagini NMR	78
3.3 Metodi di segmentazione delle immagini NMR	79
3.3.1 Region based methods	79
3.3.2 Edge detection methods	81
3.3.3 Clustering methods	83
3.4 Esempi di segmentazione di set di immagini NMR rappresentanti la testa	83
3.4.1 Criteri di valutazione dei metodi di segmentazione	88
3.5 Segmentazione semiautomatica e automatica	90
Conclusioni	92
Bibliografia	93

PARTE I

## **ATTIVITA' CURRICOLARI**

## ATTIVITA' DI TIROCINIO

## SCHEMA DELL'ATTIVITA' DI TIROCINIO

Titolo	<i>Handling di dati di risonanza magnetica nucleare per modelli 3D.</i>
Ente ospitante	<i>Istituto di Ingegneria Biomedica CNR, Milano.</i>
Tutor aziendale	<i>Ing. Marta Parazzini</i>
Tutor universitario	<i>Prof. Luca Mainardi</i>
Durata	<i>Dal 21/7/2003 al 10/8/2003</i>
Numero complessivo di ore	<i>50</i>
Crediti formativi assegnati	<i>3</i>

Durante l'attività di tirocinio è stato appreso il funzionamento di Mimics, un software per la segmentazione e la ricostruzione tridimensionale di bioimmagini cliniche. In particolare, in primo luogo è stato compreso il funzionamento del software tramite la lettura del manuale tecnico, mentre successivamente sono stati segmentati due set di immagini da tomografia assiale computerizzata (TAC) e un set di dati di immagini da risonanza magnetica nucleare (NMR). L'elaborazione dei primi due set ha permesso di ottenere ricostruzioni 3D di un femore e di una mandibola con protesi dentarie; dal terzo set invece è stata ricavata la ricostruzione di un settore orizzontale della testa.

RELAZIONE  
DELL'ATTIVITA' DI TIROCINIO

# **POLITECNICO DI MILANO**

Facoltà di Ingegneria dei Sistemi  
Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica



## **Handling di dati di risonanza magnetica nucleare per modelli 3D**

Relazione di Serena Bonaretti

Matr. 649030

Tutor Universitario: Prof. Luca Mainardi

Tutor Aziendale: Ing. Marta Parazzini

Azienda: Istituto di Ingegneria Biomedica

Anno Accademico 2002-2003

## SOMMARIO

Ho svolto la mia attività di tirocinio curricolare della durata di 50 ore presso l’Istituto di Ingegneria Biomedica. In questa occasione ho avuto modo di apprendere il funzionamento di Mimics, software di elaborazione per immagini biomediche, attraverso la lettura del manuale tecnico e la segmentazione di immagini provenienti da tomografia assiale computerizzata (TAC) e da risonanza magnetica nucleare (NMR).

### 1. MIMICS (Materialize’s Interactive Medical Image Control System)

Attraverso l’uso di MIMICS è possibile [1] fornire l’immagine clinica acquisita (TAC o NMR) ai sistemi grafici di elaborazione, in quanto esso consente l’estrazione dei contorni dell’immagine (polylines) e la definizione di aree e volumi extrapolati dall’immagine totale (segmentazione). Per svolgere questa importante funzione di transizione, il software permette:

- la visualizzazione delle immagini 2D in vista assiale, sagittale e coronale;
- l’uso di tre metodi di segmentazione (thresholding, region growing e dynamic region growing) con la possibilità di effettuare interventi manuali (draw, erase, threshold manuale) e di utilizzare operatori booleani (unione, intersezione e sottrazione) e morfologici (erode, dilatate, open, close);
- la definizione delle polylines e la realizzazione di costruzioni 3D secondo algoritmi presenti nel programma stesso.

#### 1.1 WORK AREA

La schermata di lavoro è composta da [2]:

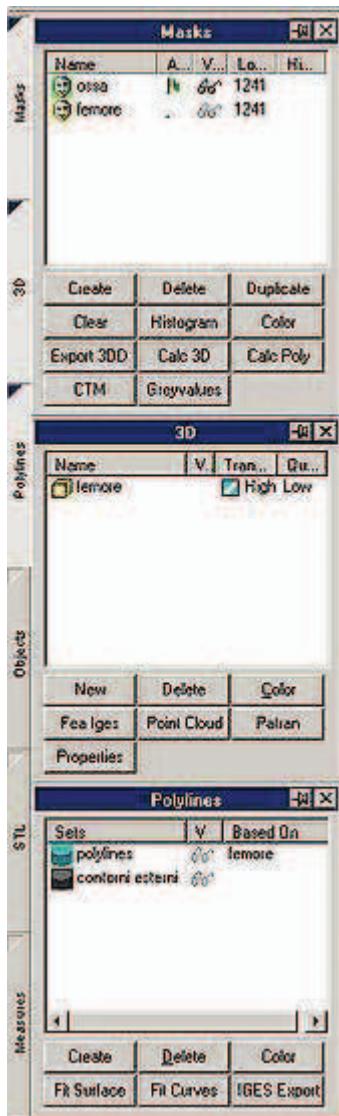
- barra degli strumenti superiore: visualizza tutte le icone che rappresentano le varie operazioni possibili;



- barra degli strumenti inferiore: contiene fondamentalmente il comando che permette di migliorare il contrasto dell'immagine;



- project management: fornisce una visione globale dello stadio dell'attività:



masks: sono indicate le maschere realizzate (rappresentano ognuna un'azione di segmentazione o un'operazione booleana eseguita; spesso coincidono con la visualizzazione di una certa componente anatomica);

3D: viene visualizzato di quale maschera è stato calcolato il 3D;

polylines: è mostrato di quali maschere sono state calcolate le polylines o sono state considerate solo alcune polylines (ad esempio solo i contorni esterni);

- visualizzazione delle immagini (Fig.1): sulla sinistra viene mostrata l'immagine acquisita dallo scanner e inserita nel programma, mentre sulla destra si hanno le altre due viste costruite direttamente dal software a partire dalle immagini originali; la presenza di due cursori bianchi permette di scorrere le immagini nei tre piani. Inoltre per ogni piano è

presente in alto a destra un numero che rappresenta la posizione della slide all'interno del set e su ogni lato del quadrante è indicata la posizione dell'immagine all'interno di esso con le lettere A, P, T, B, L, R che rispettivamente abbreviano anterior, posterior, top, bottom, left e right (è importante sottolineare che destra e sinistra radiografiche sono opposte a quelle convenzionali).



*Fig. 1: Esempio della modalità di visualizzazione delle immagini.*

## 1.2 TECNICHE DI SEGMENTAZIONE

Le tecniche di segmentazione proposte sono tre:

thresholding: raggruppa tutti i pixel il cui livello di grigio è contenuto all'interno di un intervallo di cui l'operatore definisce numericamente gli estremi (entrambi o solo quello inferiore);

region growing: permette di dividere le varie parti dell'immagine (femore, mandibola, ecc.) cliccando su un pixel di queste (unisce tutti i pixel precedentemente selezionati dall'operazione di thresholding che sono vicini l'uno all'altro);

dynamic region growing: evidenzia tutti i pixel, posti all'interno di una circonferenza o di una sfera di raggio stabilito dall'operatore, che hanno connettività nel piano o nello spazio e una certa deviazione nel valore di grigio (anch'essa definita dall'operatore) rispetto al pixel selezionato.

Per migliorare la qualità dell’immagine segmentata si può far ricorso a:



edit: consente una modifica manuale dell’immagine tramite:

- draw: vengono disegnati pixel direttamente dall’operatore;
- erase: vengono cancellati pixel direttamente dall’operatore;
- thresholding manuale: i valori sono definiti dall’operatore e, a differenza del comando di segmentazione vero e proprio, la zona interessata è solo quella tracciata col mouse;



operatori booleani: permettono le operazioni logiche di unione, intersezione e sottrazione fra maschere;



operatori morfologici: consentono le operazioni di:

- erode: vengono tolti pixel dai contorni;
- dilate: vengono aggiunti pixel ai contorni;
- open: esegue prima un erode e poi un dilate (i piccoli contorni vengono rimossi o aperti);
- close: esegue prima un dilate e poi un erode (le piccole cavità vengono aperte).

### 1.3 POLYLINES E 3D

Polyline e visualizzazioni tridimensionali vengono realizzati facilmente attraverso l’uso dei rispettivi comandi.



calculate polylines: si apre una finestra contenente l’elenco delle maschere create e, selezionata la maschera scelta, vengono automaticamente create le polylines;



calculate 3D: come per le polylines, si apre una finestra contenente l’elenco delle maschere create e, selezionata la maschera scelta, viene automaticamente creato il 3D; questo può essere realizzato con qualità bassa, media, alta o custom, regolando cioè lo *smoothing* (smussatura) nell’interpolazione e la riduzione di matrice (rappresentante l’immagine) e triangoli (le superfici del 3D sono costituite da triangoli).

## 2. ESEMPI DI APPLICAZIONE E SEGMENTAZIONE DI IMMAGINI TAC

Le segmentazioni eseguite su immagini TAC riguardano due set, uno rappresentante un bacino e l'altro raffigurante mandibola e mascella. In entrambi i casi le immagini erano già inserite nel software in formato .pat, quindi già pronte per l'attività.

In questo caso non è stata necessaria molta elaborazione manuale poiché le immagini provengono da TAC e le parti d'interesse sono ossee, quindi ben distinguibili dai tessuti molli con la semplice applicazione delle tecniche di segmentazione contenute nel software (inoltre bisogna considerare anche il fatto che si è trattato di attività propedeutica per la realizzazione del Progetto, non finalizzata ad alcuna elaborazione successiva, e quindi non particolarmente curata nei dettagli).

### 2.1 SEGMENTAZIONE DI UN FEMORE

Il set fornito per la prima segmentazione risulta costituito da 83 immagini di 512 x 512 pixel, con una risoluzione di 0.46mm e rappresentanti il bacino di un bambino.

Dopo l'apertura del file, si nota che l'immagine acquisita è di tipo assiale (visualizzata alla sinistra dello schermo, come si può osservare dalla Fig.2) e che il software ha elaborato le viste frontale e sagittale (poste alla destra, rispettivamente in alto e in basso).



*Fig. 2: Immagini TAC del bacino prima dell'elaborazione.*

La prima operazione da eseguire è [3] la regolazione del contrasto (attraverso il comando posto sulla barra degli strumenti inferiore) in modo da distinguere chiaramente l'osso (bianco) dal tessuto molle (nero).

Successivamente si può eseguire l'operazione di *thresholding* per selezionare solo la parte ossea dell'immagine; il valore assegnato è stato solo quello dell'estremo inferiore: 1235 (non è stato fornito il valore dell'estremo superiore in quanto sono state considerate tutte le gradazioni di grigio comprese fra il valore inserito e quello corrispondente al livello di grigio più chiaro in assoluto). Tutta la parte ossea viene così riunita nella prima maschera (Fig.3), in questo caso verde (ovviamente il colore delle maschere può essere modificato a piacere dall'operatore).

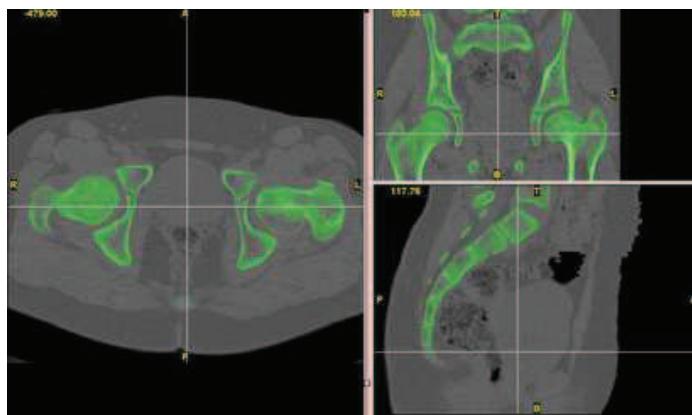


Fig. 3: Applicazione del thresholding.

Per eseguire più correttamente l'operazione precedente si può utilizzare il comando profile : dopo aver tracciato col mouse una linea da una parte all'altra dell'immagine, appare un grafico rappresentante il profilo dell'intensità dell'immagine lungo la linea tracciata: in questo modo si possono meglio valutare i livelli di grigio dell'immagine stessa; il *thresholding* può essere regolato anche direttamente sul grafico del profilo attraverso la traslazione verticale di due linee orizzontali che rappresentano gli estremi dell'intervallo e che intersecano o delimitano i picchi del profilo. Eseguito il *thresholding*, si può realizzare il *region growing* per evidenziare il femore destro: cliccando col mouse sulla zona d'interesse, essa viene trasferita in una nuova maschera (gialla, come si vede dalla Fig.4).

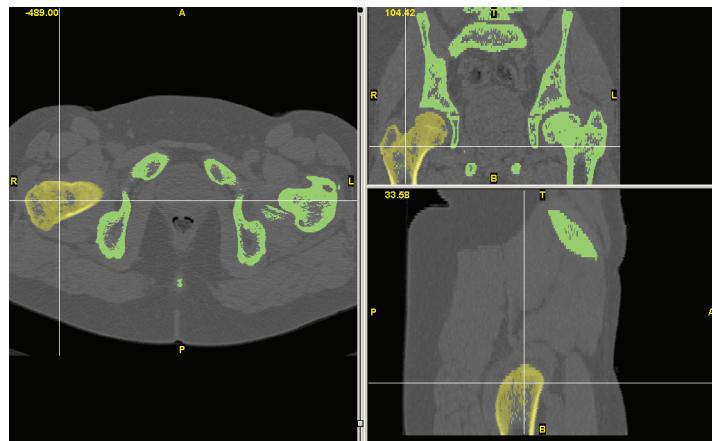


Fig.4: Applicazione del region growing.

La restante parte ossea può essere evidenziata o meno, a seconda delle esigenze; quando si visualizza più di una maschera, il software consente che la maschera attiva (quella su cui si sta lavorando) presenti colori sfumati, mentre quella non attiva (in questo caso quella delle ossa) non contenga ombre.

Individuato il femore, è possibile calcolarne e visualizzarne il 3D, grazie all'apposito comando (*calculate 3D*). In questo caso per l'elaborazione è stata scelta la qualità elevata in modo da consentire una migliore visualizzazione (Fig.5).

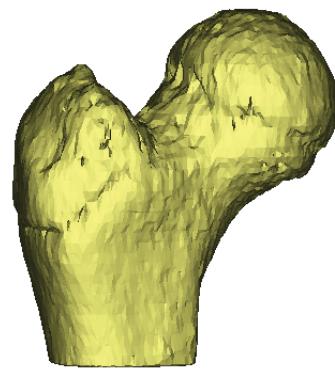
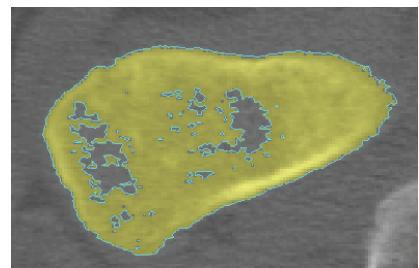


Fig.5: Visualizzazione del femore in 3D.

Ritornando al 2D, è possibile calcolare le polylines attraverso *calculate polylines*. Esse vengono evidenziate solo sul piano di acquisizione dell'immagine, in questo caso quello assiale (Fig.6).



*Fig. 6: Visualizzazione delle polylines in 2D.*

Anche per le polylines è possibile visualizzare il 3D, sia in presenza del solido che contornano, sia in assenza di esso (Fig.7).



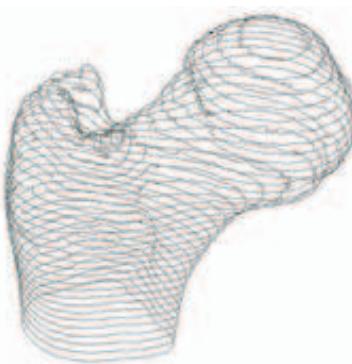
*Fig. 7: Visualizzazione delle polylines in 3D.*

I tre assi cartesiani posti sulla destra della Figura 7 mostrano l'orientazione del solido nello spazio. Infatti sono possibili le visualizzazioni della parte anteriore, posteriore, superiore, inferiore, destra e sinistra e le operazioni di rotazione e traslazione nel piano e nello spazio.

Ovviamente le polylines delimitano tutte le regioni presenti nell'immagine, anche le cavità interne. Se si è interessati solo a un gruppo di polylines, come ad esempio in questo caso ai contorni esterni, è possibile estrarlo; esiste infatti l'apposito comando, polyline growing , grazie al quale è possibile selezionare il gruppo di polylines desiderato e creare un nuovo set, visualizzato nel project management. Cliccando sulla polyline rappresentanti, in questo caso, il contorno esterno in una slide, automaticamente vengono evidenziate le polylines delimitanti il contorno esterno di tutte le slide. Se qualcuna viene esclusa, significa che è necessario un intervento manuale, in quanto sono state riscontrate una rientranza o

un'estruzione nell'andamento naturale di crescita delle polylines stesse. E' quindi sufficiente modificare le slide interessate con gli operatori di draw e erase e riselezionare le polylines (nel caso rientranze e estrusioni non costituiscano motivo d'errore, la modifica manuale non è necessaria ed è sufficiente la selezione delle polylines mancanti).

Naturalmente anche di questo set è possibile realizzare e visualizzare il 3D (mostrato in Figura 8 senza polylines interne e solido di riferimento).



*Fig. 8: Visualizzazione dei contorni esterni in 3D.*

## 2.2 SEGMENTAZIONE DI UNA MANDIBOLA CON PROTESI DENTARIE

Il secondo set fornитomi risulta invece costituito da 55 immagini rappresentanti le arcate dentarie superiore e inferiore con le rispettive componenti ossee. Ogni immagine risulta costituita da 512 x 512 pixel e possiede una risoluzione pari a 0.25mm.

Dopo aver aperto il file, si può notare che l'immagine acquisita, mostrata in Figura 9, è di tipo assiale (visualizzata alla sinistra) e che il software ha ricostruito le viste sagittale e frontale (poste a destra, rispettivamente sotto e sopra).

Dopo aver regolato il contrasto, si esegue l'operazione di *thresholding* per selezionare la parte ossea che comprende mascella, mandibola e denti. Il valore dell'estremo inferiore utilizzato è stato 1525.

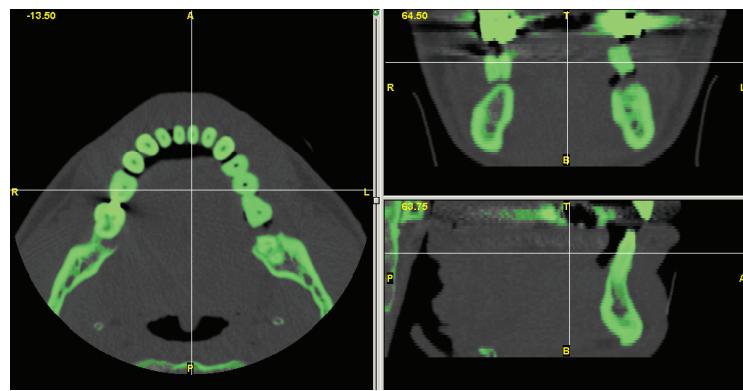


Fig. 9: Applicazione del thresholding.

In seguito viene ovviamente eseguita l'operazione di *region growing* per raggruppare tutto il tessuto osseo in un'unica maschera.

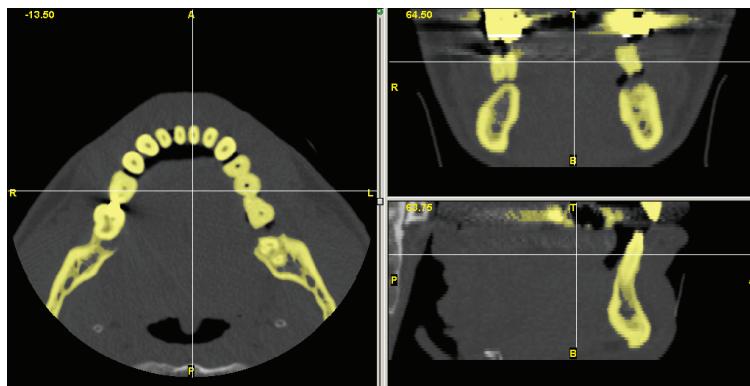
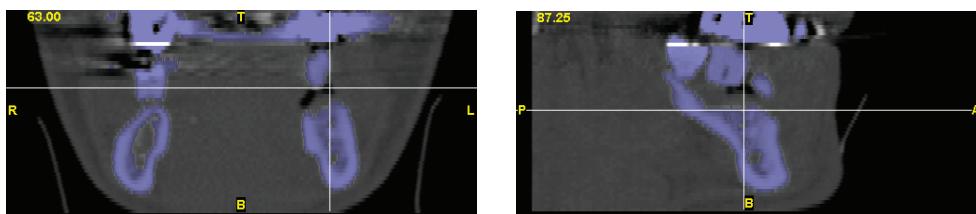


Fig.10: Applicazione del region growing.

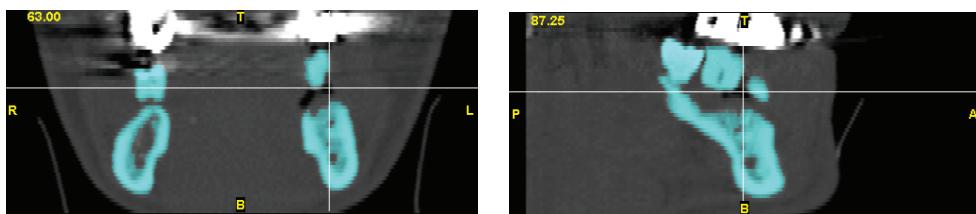
Il passaggio successivo consiste nel separare mascella e mandibola con le rispettive dentizioni superiore e inferiore. Per far ciò la procedura da eseguire è manuale: viene individuata la slide assiale in cui non compare alcuna parte ossea, questa slide viene “cancellata” con l'operatore erase e si esegue un nuovo *region growing* cliccando su un pixel della mandibola in modo da creare una nuova maschera raffigurante solo mandibola e dentizione inferiore in quanto il *region growing* unisce solo pixel vicini fra loro (la cancellazione della slide ha eliminato ogni possibile collegamento fra le due arcate dentarie). In realtà non esiste una slide in cui le due dentizioni siano entrambe assenti, per cui si esegue la cancellatura su una slide “intermedia” (in questo caso la -4.50); così facendo però la maschera

risultante dall'operazione di *region growing* comprende pixel in eccesso appartenenti alla dentizione superiore (a sinistra in Figura 11) e manca di alcuni pixel della dentizione inferiore attribuiti invece all'arcata superiore (situazione visibile a destra).



*Fig. 11: Visualizzazione dei pixel da togliere (a sinistra, in vista frontale) e da aggiungere (a destra, vista in sagittale) alla maschera contenente mandibola e dentizione inferiore.*

La soluzione consiste nel “colorare” i pixel mancanti e nel “cancellare” quelli sovrabbondanti in modo da completare correttamente la maschera, come si può osservare dalla Figura 12.



*Fig. 12: Correzione della maschera tramite l'elaborazione manuale.*

L'ultima operazione di correzione delle immagini da eseguire riguarda la cancellazione degli artefatti, cioè del rumore presente nell'immagine; questi vengono corretti con l'uso del *thresholding* manuale: impostando un valore molto alto (ad esempio 3000) e cliccando sui pixel che costituiscono artefatto, questi stessi pixel spariscono poiché non appartenenti al nuovo livello di grigio, mentre quelli appartenenti al tessuto osseo rimangono. Nella Figura 13 è possibile valutare le immagini prima (a sinistra) e dopo (a destra) la correzione degli artefatti.

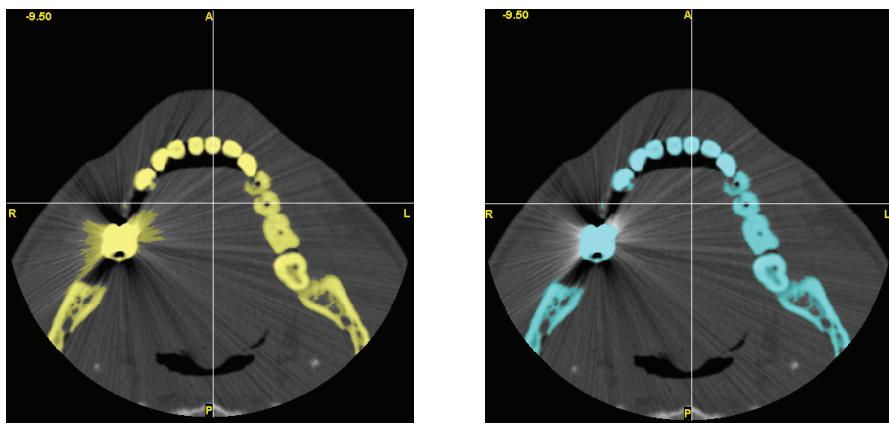


Fig. 13: Visualizzazione dell'arcata dentaria inferiore prima (a sinistra) e dopo (a destra) la correzione degli artefatti.

A questo punto si possono visualizzare le due protesi dentarie. Innanzitutto è necessario duplicare due volte la maschera rappresentante mandibola e dentizione inferiore poiché da ognuno di questi duplicati verrà ricavata una protesi; la duplicazione della maschera viene facilmente eseguita tramite il comando *duplicate* situato nella sezione *masks* del project management. Successivamente dal primo duplicato si può ricavare la protesi di sinistra (Fig.14), costituita da tre denti, “cancellando” tramite il comando *erase* i denti posti a contatto con la protesi e eseguendo un semplice *region growing* (non è necessario eliminare manualmente l’osso sottostante la protesi in quanto essa è staccata dal tessuto osseo sottostante).

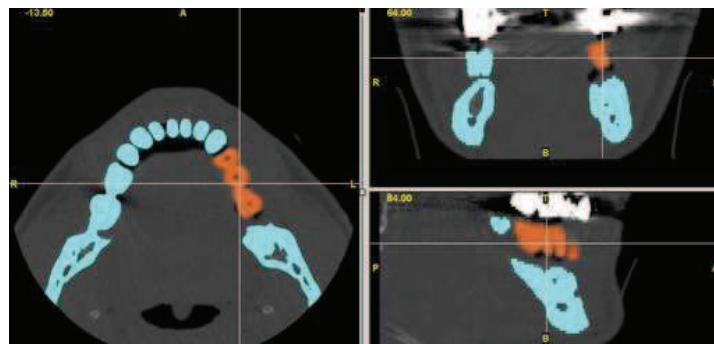


Fig. 14: Visualizzazione della protesi dentaria di sinistra.

Le stesse identiche operazioni vengono eseguite sul secondo duplicato per la visualizzazione della protesi dentaria di destra, costituita da un dente solo, come visibile in Figura 15.

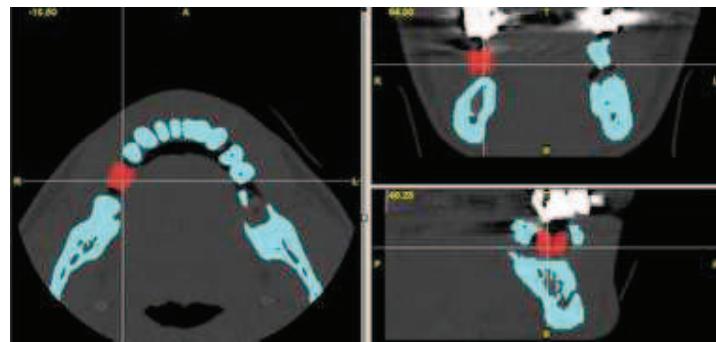


Fig. 15: Visualizzazione della protesi dentaria di destra.

Ottenute le due protesi separatamente, per la visualizzazione 3D è utile avere una maschera contenente mandibola e dentizione senza protesi (Fig16); ciò è realizzabile tramite l'operazione booleana di sottrazione applicata due volte: nel primo caso si sottrae la protesi di sinistra dalla maschera completa (quella da cui si erano fatti i duplicati), nel secondo caso si sottrae dalla maschera appena ottenuta quella contenente la protesi di destra.

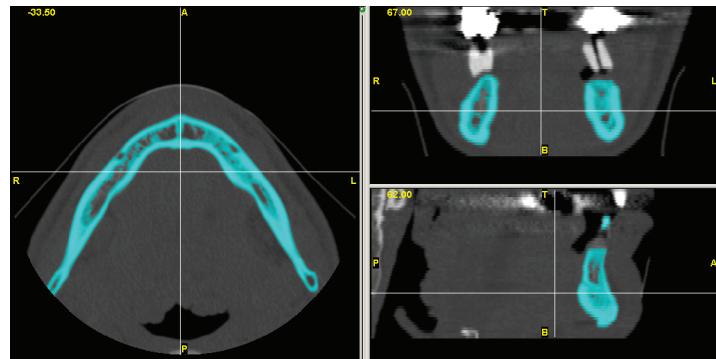
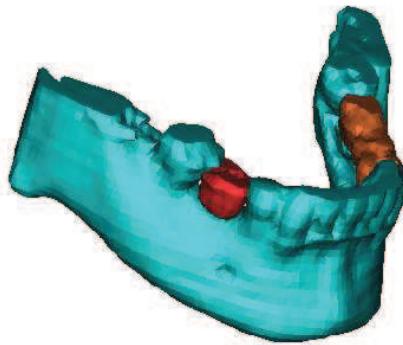


Fig.16: Visualizzazione della mandibola senza protesi dentarie.

Si può quindi eseguire la visualizzazione 3D dell'intera struttura (Fig.17) applicando il comando *calculate 3D* a ognuna delle maschere (mandibola senza protesi, protesi destra e protesi sinistra). Non è necessario realizzare una maschera data dall'unione di questi tre elementi poiché la visualizzazione 3D permette la visione contemporanea di più maschere e poiché se si creasse un'unica maschera si ritornerebbe alla situazione di partenza in cui tutti gli elementi erano caratterizzati dalla stessa colorazione e quindi non identificabili.



*Fig. 17: Rappresentazione 3D della mandibola con le due protesi.*

### **3. UN ULTIMO ESEMPIO DI APPLICAZIONE:**

#### **SEGMENTAZIONE DI IMMAGINI NMR**

L'ultimo set fornитomi per l'elaborazione contiene immagini NMR rappresentanti il settore centrale della testa di un ragazzino quindicenne; da esse è stato necessario segmentare la sezione stessa, cioè separare dal background la struttura rilevata dallo scanner.

Il set è costituito da 30 immagini acquisite su vista assiale distanziate di 5mm l'una dall'altra; ognuna di esse è rappresentata da 256 x 256 pixel ed ha una risoluzione di 0.94mm.

La prima operazione eseguita è stata quella di inserire le immagini: esse non erano già presenti nel software come invece era stato per le immagini TAC, per cui è stato necessario introdurle. In particolare, sono stati inseriti nel software i 30 file in formato .dcm (caratteristico delle bioimmagini cliniche più recenti) con modalità manuale, mentre non è stato immesso il file in formato .avol (volumetrico), anch'esso presente nel set.

All'apertura del file, la schermata si presentava come in Figura 18: sulla sinistra è visualizzata l'immagine assiale acquisita, mentre sulla destra sono state ricostruite dal software le viste frontale (in alto a destra) e sagittale (in basso a destra).

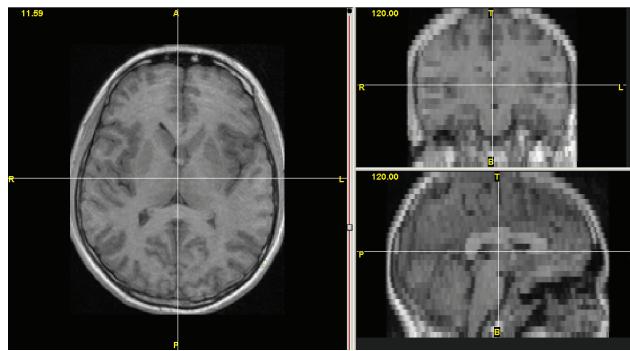


Fig.18: Immagini NMR del settore prima dell'elaborazione.

L'immagine risulta ben contrastata rispetto allo sfondo, per cui la sua segmentazione non presenta un'elaborazione troppo articolata. Infatti nonostante la segmentazione di immagini provenienti da NMR sia solitamente più complessa rispetto alla stessa elaborazione eseguita su immagini TAC a causa del minore contrasto fra le varie parti anatomiche rilevate, la segmentazione di questa sezione non ha presentato particolari difficoltà, proprio perché essa risulta ben contrastata rispetto allo sfondo (al suo interno però il contrasto fra le varie regioni diminuisce rendendo più difficoltosa la segmentazione delle singole parti anatomiche).

La prima operazione di segmentazione eseguita è stata il *thresholding* per il quale è stato definito solo l'estremo inferiore dell'intervallo: 1063. Esso ha permesso di costituire una maschera già molto ben definita, come si può osservare dalla Figura 19.

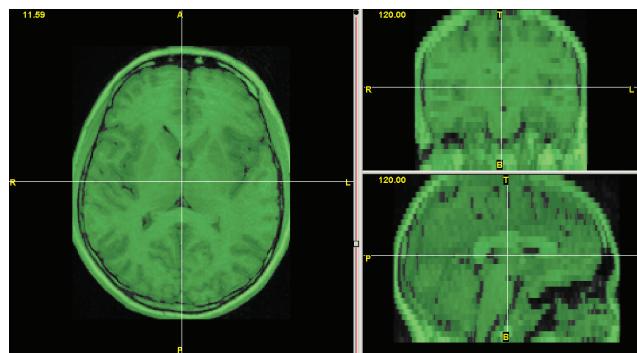


Fig.19: Applicazione del thresholding.

La maschera infatti sembra già ben delimitare tutta la zona d'interesse, ma per accertarsi che non venissero considerati anche pixel situati nel

background è stato eseguito anche un *region growing*, in modo da riunire in una nuova maschera tutti i pixel in contatto fra di loro. Il risultato di questa ulteriore applicazione è visibile in Figura 20.

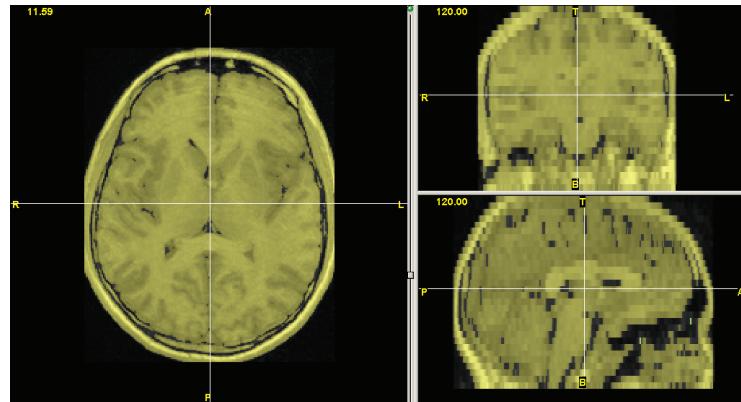


Fig.20: Applicazione del region growing.

Infine anche in questo caso è stato possibile realizzare la visualizzazione tridimensionale della regione segmentata; il 3D è stato eseguito con qualità elevata ed è mostrato in Figura 21.

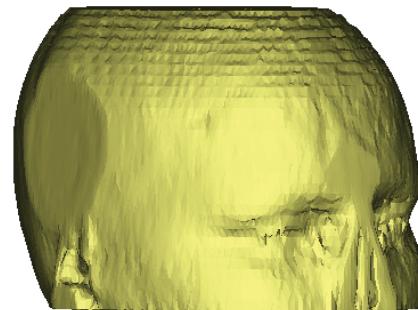


Fig.21: Rappresentazione tridimensionale del settore della testa.

Come si può notare la scansione è stata effettuata proprio con lo scopo di valutare una determinata zona del volto, infatti risultano tagliati naso e orecchie e la parte superiore è visualizzata "a gradoni", a causa della separazione di 5mm fra un'acquisizione e l'altra.

## **BIBLIOGRAFIA**

Siti internet:

1. [www.materialize.com/mimics/main\\_ENG.html](http://www.materialize.com/mimics/main_ENG.html)

Manuali tecnici:

2. Mimics Reference Guide
3. Mimics Tutorial

## ATTIVITA' DI PROGETTO

## SCHEMA DELL'ATTIVITA' DI PROGETTO

Titolo	<i>Segmentazione e ricostruzione tridimensionale di un set d'immagini da risonanza magnetica nucleare rappresentanti la testa.</i>
Luogo di svolgimento	<i>Istituto di Ingegneria Biomedica CNR situato presso il Politecnico di Milano.</i>
Periodo di svolgimento	<i>Dal 18/3/2003 al 12/9/2003</i>
Corso di afferenza	<i>Bioimmagini cliniche</i>
Docente Titolare del Corso di afferenza	<i>Prof. Ferdinando Grandori</i>
Crediti formativi assegnati	<i>4</i>
Votazione finale	<i>30 e lode</i>

Durante l'attività di progetto è stato segmentato un set di immagini da risonanza magnetica nucleare raffigurante la testa ed è stata successivamente realizzata la ricostruzione 3D dei vari segmenti. Tutta l'attività è stata svolta attraverso l'uso di Mimics, il software di elaborazioni di bioimmagini cliniche appreso durante l'attività di tirocinio. In questo frangente i segmenti estrapolati sono stati quelli che identificano la superficie cutanea esterna, il sistema nervoso centrale (encefalo e midollo spinale) e il cranio. In particolare, il fine è stato quello di individuare, per ogni slide, le linee di contorno dei segmenti, definite polilines, con lo scopo di costruire modelli tridimensionali della testa da utilizzare in seguito per studi di tipo bioelettromagnetico.

RELAZIONE  
DELL'ATTIVITA' DI PROGETTO

# **POLITECNICO DI MILANO**

Facoltà di Ingegneria dei Sistemi  
Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica



**Segmentazione e ricostruzione tridimensionale  
di un set d'immagini da risonanza magnetica  
nucleare rappresentanti la testa.**

Serena Bonaretti

Matr. 649030

Docente: Prof. Ferdinando Grandori

Anno Accademico 2002-2003

## INTRODUZIONE

Finalità della realizzazione del Progetto curricolare è stata la segmentazione di tre tipi di tessuto (pelle, sistema nervoso centrale e osso) da un set di immagini di risonanza magnetica nucleare (NMR) rappresentanti la testa, allo scopo di costruire un modello anatomico tridimensionale da utilizzare in successive elaborazioni e simulazioni di tipo bioelettromagnetico. In particolare la segmentazione è stata correlata dalla definizione delle polylines (linee di contorno del segmento in ogni slide) e dalla realizzazione della rappresentazione tridimensionale. Tutte queste operazioni sono state eseguite tramite un software di elaborazione di immagini biomediche, Materialize Mimics version 7.0, appreso durante l'attività di tirocinio.

## 1. CARATTERISTICHE DEL SET D'IMMAGINI

Il set d'immagini di risonanza magnetica nucleare fornito per l'elaborazione è costituito da 160 slide rappresentanti la testa di un ragazzo quindicenne a sezioni sagittali distanziate di 1 mm l'una dall'altra. Ogni immagine, di tipo T1, è contenuta in un file di tipo .dcm (dicom), è costituita da 256 x 256 pixel, possiede una risoluzione di 0.9375mm x 0.9375mm ed è codificata tramite scala di grigio a 16 bit

Nel set era compreso anche un file di formato .avol, volumetrico, non inserito nel software per l'elaborazione.

### 1.1 IL FORMATO DICOM

Una caratteristica peculiare delle immagini fornite è, come anticipato, il formato del file in cui esse sono contenute, denominato dicom (Digital Imaging and Communications in Medicine).

Questo tipo di file [1] è in circolazione dal 2001, ma la sua ideazione è del 1983, anno in cui ACR (American College of Radiology) e NEMA (National Electrical Manufacturers Association) crearono un comitato con lo scopo di realizzare un formato standard internazionale atto a creare delle linee guida per la gestione dell'imaging diagnostico; in particolare gli obiettivi proposti erano:

- stimolare lo scambio di informazioni mediche tramite immagini digitali senza dover affrontare i problemi tecnici dovuti alle diversità dei vari formati in circolazione;
- facilitare la realizzazione e l’espansione di archivi d’immagini biomediche;
- effettuare un database collettivo contenente informazioni di imaging diagnostico;
- promuovere la comunicazione via internet attraverso le immagini digitali e, così, fornire un ulteriore input allo sviluppo della telemedicina.

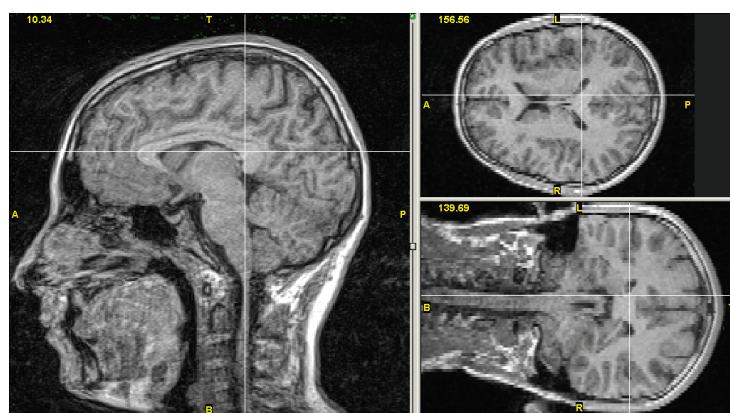
Il formato Dicom, oggi, risulta essere un tipo di file [2] adatto alla visione e alla distribuzione di immagini biomediche, nonché al loro trasferimento ed archiviazione. Per realizzare queste finalità, questo tipo di file contiene, oltre all’immagine, una sezione denominata “dicom header” in cui sono riportate generalità del paziente, dimensioni dell’immagine (numero di pixel, di byte, di righe e di colonne della matrice), tipo di immagine (tac, nmr, ultrasuoni), compressione o meno del file, livelli di luminosità e contrasto.

## **2. INSERIMENTO DEL SET NEL SOFTWARE**

La prima tappa dell’elaborazione è stata l’inserimento dei file .dcm in Mimics. L’importazione è permessa dal software sia in modalità automatica che manuale. In questo caso è stata eseguita manualmente per evitare di inserire nel programma il file in formato .avol e per non includere tutti i 160 file presenti nel set originario; ciò è stato fatto con lo scopo di evitare un’eccessiva mole di lavoro manuale e un eccessivo onere computazionale. Per quest’ultima necessità, quindi, sono stati inseriti solo 80 file (sottocampionamento 2:1), la metà di quelli originali, presi alternativamente (in particolare sono stati inseriti quelli numerati da valori dispari): in questo modo è come se le scansioni fossero state eseguite con distanze di 2 mm l’una dall’altra, e non di 1 mm, come invece è stato nella rilevazione effettivamente realizzata.

Completata questa prima operazione, è stato possibile visualizzare i file

(Fig.1). Essi sono rappresentati dal software in modo tale che sulla sinistra viene mostrata la vista sagittale, che è quella acquisita dallo scanner, mentre sulla destra sono fornite le viste assiale (in alto) e frontale (in basso) che invece sono costruite dal programma; queste ultime immagini sono infatti realizzate dall'unione dei pixel delle viste sagittali posti nei piani definiti dalle posizioni dei cursori, rispettivamente quello orizzontale e quello verticale, e perpendicolari a quello laterale di acquisizione.



*Fig.1: Visualizzazione di una slide del set di immagini NMR da segmentare.*

Le immagini fornite non sono molto contrastate e anche la regolazione del contrasto tramite l'apposito comando situato nella barra degli strumenti inferiore non ha consentito grandi miglioramenti; questo fatto ha forse aggiunto qualche difficoltà alla segmentazione.

### 3. SEGMENTAZIONE DELLA TESTA

La prima regione da segmentare è stata la testa, la cui determinazione del contorno è stata in realtà un mezzo per definire la superficie cutanea esterna. In questa situazione iniziale, nonostante l'aiuto fornito dall'applicazione delle tecniche di segmentazione contenute del software, la difficoltà che si è presentata è stata fondamentalmente quella di definire il profilo del volto, soprattutto nella zona di naso e occhi; non ci sono state difficoltà relative alla conoscenza anatomica della parte da segmentare, in quanto le caratteristiche morfologiche della testa umana sono note per esperienza quotidiana.

### 3.1 THRESHOLDING E REGION GROWING

Come prima operazione di questa fase è stato eseguito il *thresholding* (Fig.2) che consiste nell'evidenziare tutti i pixel aventi il livello di grigio compreso in un intervallo i cui estremi vengono forniti dall'operatore. In questo caso è stato definito solo l'estremo inferiore, di valore 1044, in quanto come estremo superiore è stato considerato il valore codificante il grigio più chiaro in assoluto (1217); l'immagine era infatti rappresentata dai pixel aventi il livello di grigio compreso fra i due valori sopra riportati, mentre lo sfondo risultava per lo più costituito da pixel molto scuri, tendenti al nero.

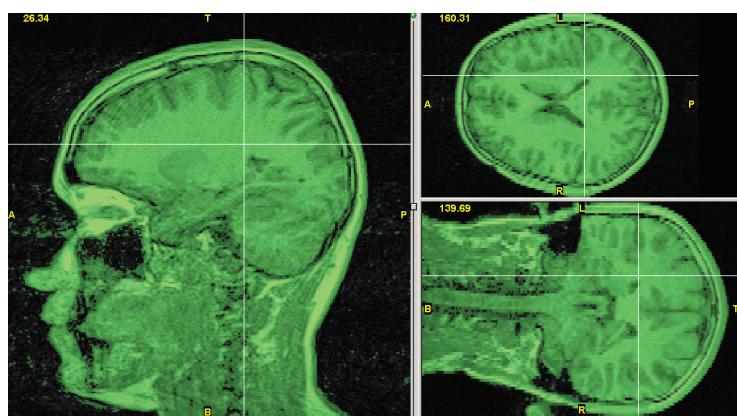


Fig.2: Risultato dell'applicazione del thresholding alle immagini.

Dalla Figura 2 si può notare come questo primo metodo di segmentazione non abbia provocato l'inclusione dei pixel neri rappresentanti le ossa e le cavità, mentre ha permesso l'aggiunta di pixel estranei alla zona d'interesse in prossimità di occhi, mento e nuca. Si possono inoltre osservare la deformazione del naso e la presenza di alcuni pixel che creano rumore sul background e che quindi devono essere eliminati dalla maschera. Nel linguaggio di Mimics per maschera s'intende la visualizzazione dell'immagine in seguito all'applicazione di un'operazione di segmentazione o booleana; in ogni maschera i pixel che hanno subito l'elaborazione hanno una certa colorazione definibile dall'operatore. In questo caso particolare la maschera risulta essere costituita dal set di immagini inserito, in cui i pixel che sono stati selezionati dal *thresholding* e

quelli che verranno poi inseriti con l’elaborazione manuale sono stati evidenziati in verde.

Per effettuare una prima eliminazione dei pixel posti fuori dallo sfondo è stata realizzata un’altra operazione di segmentazione, il *region growing*: esso consiste nell’evidenziare tutti i pixel già selezionati dal *thresholding* e che sono in contatto fra di loro (partendo dal pixel cliccato dall’operatore). In questo modo è stato decisamente ridotto il lavoro manuale successivo necessario alla buona definizione dei contorni.

### 3.2 INTERVENTO MANUALE

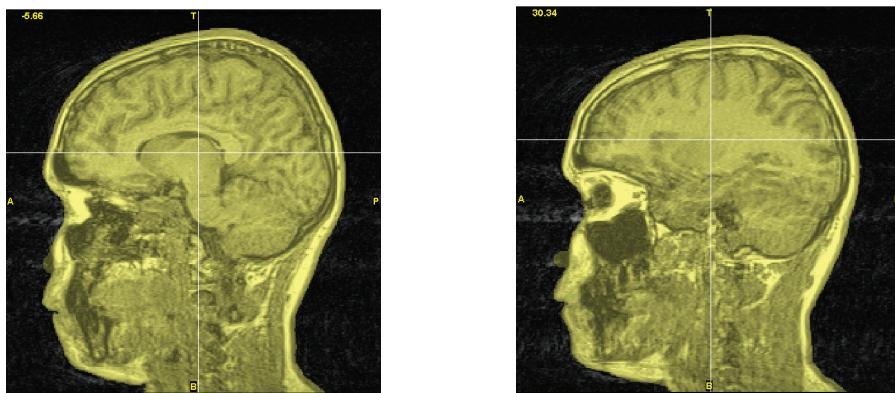
Dopo le due operazioni automatizzate, è stata necessaria un’accurata elaborazione manuale; essa è stata guidata dalla presenza delle polylines (linee di contorno di ogni gruppo di pixel separato dagli altri raggruppamenti) che vengono semplicemente realizzate con l’apposito comando del software: *calculate polylines*. La loro importanza è legata al fatto che esse, una volta ben delineate e smussate, vengono utilizzate in altri programmi per elaborazioni successive, per cui la loro buona definizione ha rappresentato lo scopo prioritario dell’attività svolta.

Il lavoro manuale è stato soprattutto quello di "draw" e "erase" rispettivamente dei pixel in meno e in più; in particolare, come già accennato, sono stati colorati i pixel neri rappresentanti ossa e cavità ossee, ventricoli cerebrali e solchi, cavità oculari e nasali, mentre sono stati cancellati tutti i pixel esterni non appartenenti alla testa. Successivamente sono state smussate le polylines per evitare che vi fossero punti spigolosi: in alcune zone si è rivelato necessario aggiungere anche solo un pixel, in altre è bastato cancellarlo.

Tutte queste elaborazioni sono state svolte sulle slide sagittali poiché le polylines sono presenti solo sulle immagini inserite dall’operatore e perché queste viste rappresentavano una migliore visibilità rispetto a quelle costruite dal software.

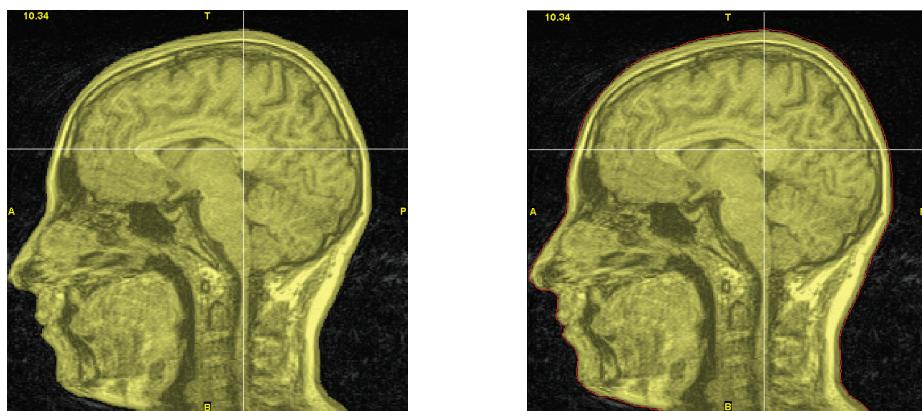
Terminata la definizione delle zone interessate, ci si è accorti che mancava un ultimo particolare da definire: il naso, sia a destra che a sinistra, terminava in modo troppo netto, era come, cioè, se fosse troncato sui due

lati. Ciò, probabilmente, è stato dovuto alla scelta iniziale di inserire le immagini in modo alternato, e quindi è possibile che non siano state inserite proprio quelle rappresentanti le due zone di raccordo. La soluzione a questo problema è stata semplicemente quella di “disegnare” sulle slide -5.66 e 30.34 due curve rappresentanti le parti mancanti delle narici che facessero da raccordo fra il naso vero e proprio e il resto del volto; esse sono rappresentate in Figura 3.



*Fig.3: Visualizzazione delle narici realizzate manualmente: sulla sinistra è rappresentata la slide -5.66, mentre sulla destra vi è la 30.34.*

Dopo l'esecuzione delle operazioni precedentemente descritte, la prima parte di questo lavoro si presenta ultimata come in Figura 4, dove sulla sinistra si può valutare l'immagine a segmentazione ultimata, mentre sulla destra è visibile la stessa immagine con l'aggiunta delle polylines che ne definiscono i contorni.

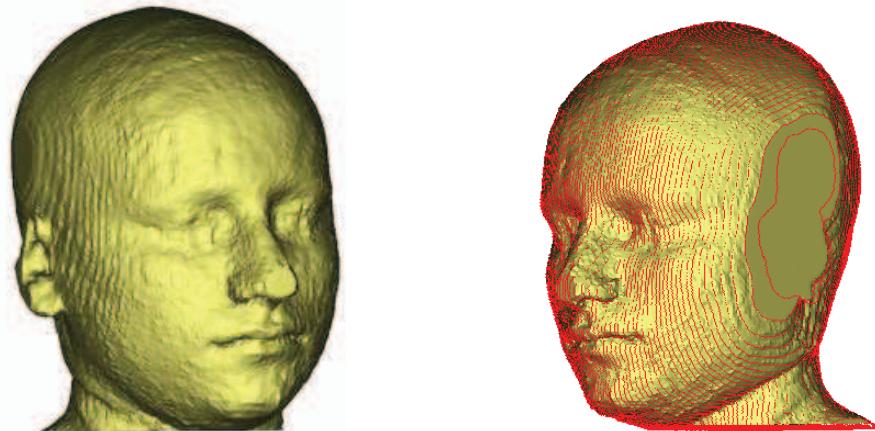


*Fig.4: Visualizzazione della testa segmentata senza (a sinistra) e con polylines (a destra).*

### 3.3 RAPPRESENTAZIONE TRIDIMENSIONALE

L'ultima operazione eseguibile per quanto riguarda la testa è la realizzazione del solido tridimensionale; essa è immediata in quanto realizzabile tramite l'apposito comando, *calculate 3D*, e può essere effettuata con qualità di interpolazione fra i vari pixel elevata (come in questo caso), media, bassa o personalizzata attraverso la definizione di appositi parametri.

In Figura 5 si può osservare sulla sinistra l'immagine tridimensionale realizzata, mentre sulla destra la si può vedere con l'aggiunta delle polylines.



*Fig. 5: Visualizzazione tridimensionale della testa senza (a sinistra) e con (a destra) le polylines.*

Da queste rappresentazioni si può notare come l'orecchio destro sia parzialmente tagliato, così come la punta del naso; inoltre il volto è leggermente piegato verso destra, come si può notare dalla piega della cute del collo e l'orecchio di sinistra risulta completamente tagliato. Queste imperfezioni sono dovute al posizionamento del soggetto durante l'acquisizione dell'immagine e non alla sua segmentazione.

### 4. SEGMENTAZIONE DEL SISTEMA NERVOSO CENTRALE

La successiva segmentazione ha riguardato il sistema nervoso centrale, quindi sia l'encefalo che il midollo. Le due parti sono state estrapolate

dall'immagine totale separatamente e poi sono state riunite in un'unica maschera tramite l'operazione booleana di unione. E' stata eseguita questa modalità di lavorazione poiché l'encefalo ha presentato un'elaborazione più complicata, mentre per il midollo si è rivelata sufficiente una segmentazione simile a quella della testa. La difficoltà principale riscontrata nella determinazione dell'encefalo (e lo sarà poi anche per il cranio) è stata quella di comprendere esattamente la morfologia anatomica e ritrovarla nelle immagini di NMR per poter effettuare l'elaborazione. A questo scopo sono stati consultati siti internet di medicina e atlanti di anatomia umana, cartacei e web [4, 6, 7, 8] da cui sono state apprese le informazioni necessarie. Si sono rivelati particolarmente d'aiuto quei siti che relazionavano la sezione anatomica considerata con l'immagine NMR corrispondente, permettendo di comprendere meglio le generalità delle singole parti. Tuttavia la quasi totalità delle immagini era rappresentata sul piano assiale e ciò ha costituito una difficoltà aggiuntiva dal momento che, in questo caso, la segmentazione è stata eseguita sul piano sagittale.

#### 4.1 THRESHOLDING E SOTTRAZIONE BOOLEANA

Come per la segmentazione della testa, la prima operazione eseguita è stata il *thresholding*; in questa situazione, però, sono stati forniti al software entrambi gli estremi delimitanti l'intervallo dei livelli di grigio considerati: 1015 e 1070. Il risultato è mostrato in Figura 6.

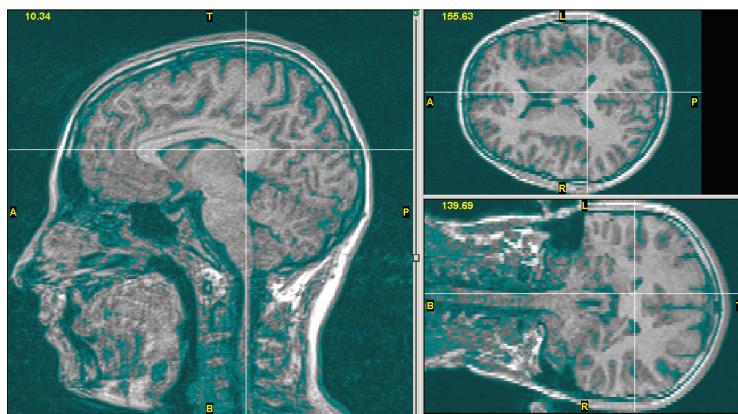
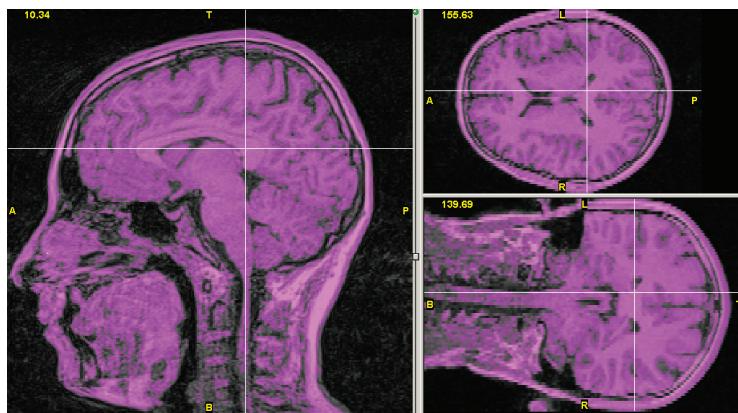


Fig.6: Applicazione del thresholding per la determinazione dell'encefalo.

Come si può notare i pixel evidenziati non sono quelli dell'encefalo (chiari), ma sono quelli compresi nella parte da segmentare (scuri); la scelta in questo caso è stata quella di ricavare inizialmente la zona d'interesse in negativo e successivamente quella reale, da segmentare, tramite l'operatore booleano di sottrazione. Infatti l'azione seguente è stata quella di sottrarre dalla maschera rappresentante la testa, ricavata dalla segmentazione precedente, la maschera appena realizzata (rappresentante il sistema nervoso centrale in negativo), ottenendo, così, la situazione mostrata in Figura 7.



*Fig.7: Visualizzazione delle immagini dopo l'operazione booleana di sottrazione.*

Come si può osservare l'encefalo risulta già evidente, ma l'applicazione del *region growing* a questo punto non avrebbe portato molti vantaggi in quanto sicuramente è presente qualche pixel che unisce la zona d'interesse con la parte ossea o con tutta la parte inferiore della testa e il risultato sarebbe stato praticamente identico alla situazione in quel momento presente.

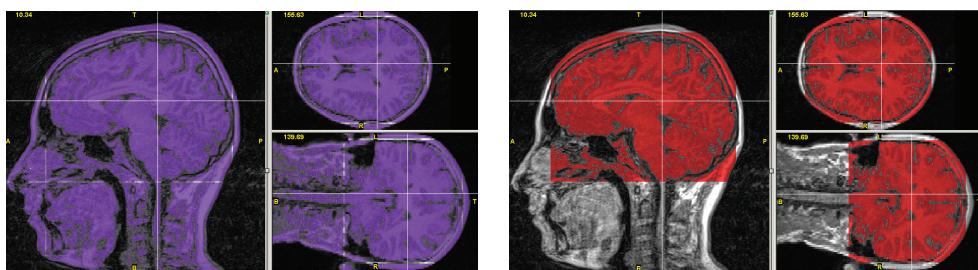
La soluzione è stata allora quella di utilizzare il *dynamic region growing*.

## 4.2 DYNAMIC REGION GROWING

Il *dynamic region growing* differisce dal *region growing* in quanto non evidenzia tutti i pixel precedentemente selezionati tramite il *thresholding* e che sono in contatto fra loro a partire dal pixel su cui l'operatore ha cliccato, ma “colora” tutti quei pixel che si trovano all'interno di una circonferenza o sfera (a seconda che l'operatore scelga il 2D o il 3D) di raggio stabilito e

che hanno una certa deviazione, calcolata nel seguente modo:  $\delta > |\hat{i} - i|$ , dove  $\delta$  è il valore della deviazione,  $\hat{i}$  è il valor medio di grigio dell'immagine e  $i$  è il valore di grigio del pixel in esame. La particolarità di questo operatore è l'assoluta indipendenza dall'applicazione del *thresholding* e da ogni altra elaborazione eseguita precedentemente; questo rivela come parte del lavoro compiuto successivamente sia stato sostanzialmente inutile, ma per completezza e dimostrazione di quanto affermato verrà ugualmente descritto.

Poiché, come anticipato in precedenza, nell'ultima maschera realizzata oltre all'encefalo e al midollo erano evidenziate molte altre parti anatomiche, si è ritenuto opportuno inscrivere l'encefalo in un parallelepipedo in modo da delimitare il campo d'azione del *dynamic region growing*. Questa operazione è stata eseguita in due passaggi. Innanzitutto sono state valutate quali erano nei tre piani le slide che delimitavano l'encefalo senza contenerlo e sono state cancellate completamente; in particolare hanno subito questa elaborazione manuale le slide -69.66 e 74.34 della vista sagittale, le 82.50 e 220.31 del piano assiale e le 37.50 e 209.06 di quello frontale. In secondo luogo è stato eseguito un *region growing* della parte encefalica in modo da ottenere una nuova maschera che contenesse solo il parallelepipedo "ritagliato". Le due operazioni possono essere meglio comprese dalla Figura 8, in cui sulla sinistra si osserva il "taglio" del parallelepipedo e sulla destra la sua realizzazione tramite il *region growing*.



*Fig.8: Visualizzazione del "taglio" (a sinistra) e della realizzazione del parallelepipedo (a destra).*

Successivamente è stato dunque applicato il *dynamic region growing* con la definizione dei parametri prima descritti. Per determinare quale deviazione

utilizzare è stato valutato qualitativamente il livello di grigio dell'immagine grazie all'uso del comando *profile* (Fig. 9).

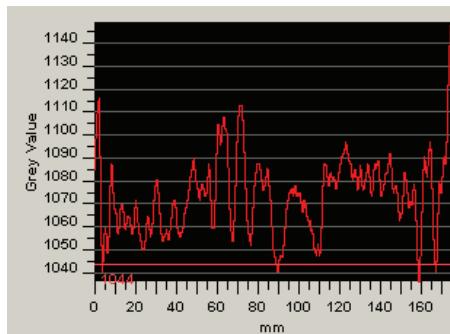


Fig. 9: Visualizzazione del profilo dei livelli di grigio dell'immagine.

Eseguendo questa operazione più volte, si è potuto verificare che la distanza fra i picchi risultava oscillare fra 20 e 30 livelli della scala di grigio e quindi si è pensato di attribuire alla deviazione il valore intermedio di 25, il quale, valutato anche attraverso il risultato che forniva sull'immagine, è sembrato quello ottimale.

Per definire quale raggio utilizzare è invece stata fatta un'analisi più quantitativa. Innanzitutto è stata individuata per ogni vista la slide centrale del parallelepipedo: nel piano sagittale essa è risultata la 2.34, in quello assiale la 151.88 e in quello frontale la 123.75. Successivamente sul piano sagittale è stata visualizzata la slide 2.34 e sono stati posizionati i cursori in modo tale che si trovassero in corrispondenza della posizione delle slide centrali degli altri due piani. Infine a partire dal punto intersezione dei cursori si è misurata, con l'apposito comando “measure”, la distanza fra questo punto e il bordo dell'encefalo in più posizioni: il valore massimo individuato è stato di 85 mm ed è quindi stato utilizzato come raggio della sfera d'azione dell'operatore. In questo caso, il calcolo per determinare il raggio è stato effettuato solo sul piano sagittale poiché risulta quello con la maggiore estensione dell'encefalo.

Per applicare all'immagine il *dynamic region growing* è stato sufficiente cliccare col mouse il pixel posto in corrispondenza dell'intersezione dei cursori e considerare la vicinanza dei pixel con connettività 6, in modo tale che fossero valutati i pixel adiacenti a quello selezionato posti non solo nel

piano, ma anche nello spazio, cioè nelle slide vicine, così da analizzare tutto il parallelepipedo.

Il risultato dell'applicazione effettuata si era rivelato positivo, in quanto il software aveva effettivamente individuato i pixel secondo i parametri forniti (che si erano dimostrati corretti) ma, contrariamente alle aspettative, aveva eseguito l'elaborazione all'interno di tutta la sfera di 85 mm di raggio, considerando nella sua applicazione anche quelle zone che, seppur incluse nella sfera, erano escluse dal parallelepipedo inscritto. Questo fatto ha reso evidente, come anticipato in precedenza, la totale indipendenza del *dynamic region growing* dalle operazioni precedenti, rappresentate in questo caso l'inscrizione dell'encefalo in un parallelepipedo.

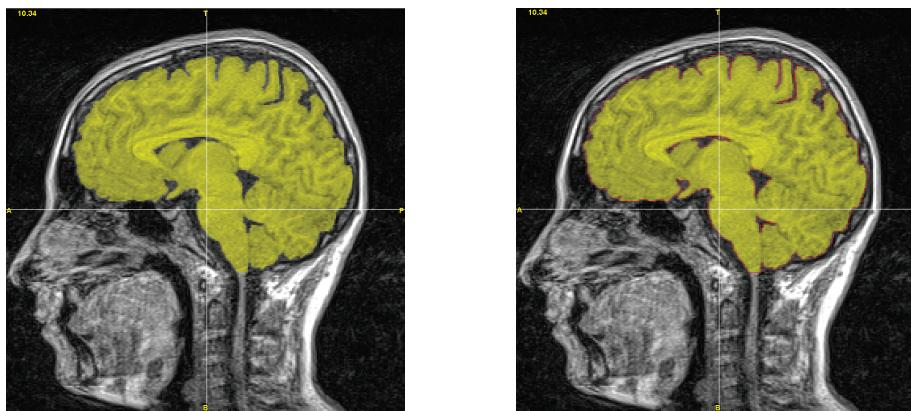
### 4.3 L'ELABORAZIONE MANUALE

Dopo le operazioni automatizzate è stata necessaria un'accurata elaborazione manuale. Questa necessità era legata al fatto che col *dynamic region growing* erano stati evidenziati anche pixel non appartenenti all'encefalo soprattutto nella parte inferiore dell'immagine, ma anche attorno all'encefalo stesso. Per ripulire la zona sottostante sono state cancellate le slide assiali che erano state già escluse dal parallelepipedo, lasciando involontariamente la 83.44, cioè la prima senza encefalo; questo non ha comportato alcun problema in quanto tutte queste slide sono state poi recuperate per la definizione del midollo. La scelta del punto in cui effettuare il taglio è completamente arbitraria e non determinante nell'elaborazione; in realtà il taglio non è strettamente necessario, ma per segmentare contemporaneamente cervello e midollo è necessario aumentare il raggio della sfera definito per il *dynamic region growing*, col conseguente maggior inserimento di pixel non desiderati a livello del collo.

Dopo questa prima grossolana elaborazione, ne è stata necessaria una più puntuale. Come per la testa è stata sfruttata la presenza delle polylines (la cui buona definizione è poi lo scopo di questa segmentazione) ed è stato migliorato il loro andamento semplicemente aggiungendo o eliminando singoli pixel dalla maschera. Prima però sono stati cancellati tutti i pixel rappresentanti l'osso spugnoso del cranio che, in quanto molto chiari,

erano stati inseriti nella maschera e tutti quei pixel, posti davanti e sotto l'encefalo, che rappresentano gli altri tessuti del volto; sono state ben definite le cavità ventricolari dell'encefalo e sono stati ben delimitati i contorni dei lobi e i solchi che li separano.

Nelle due immagini in Figura 10 si possono valutare i risultati di questa seconda fase della segmentazione su una slide del set visualizzata senza e con polyline (rispettivamente a sinistra e a destra).



*Figura 10: Visualizzazione dell'encefalo senza (a sinistra) e con polylines (a destra).*

Come già osservato, la difficoltà principale di questa fase della segmentazione è stata non tanto l'esecuzione manuale vera e propria, quanto la comprensione delle varie parti anatomiche, la loro posizione e la loro rappresentazione in immagini NMR.

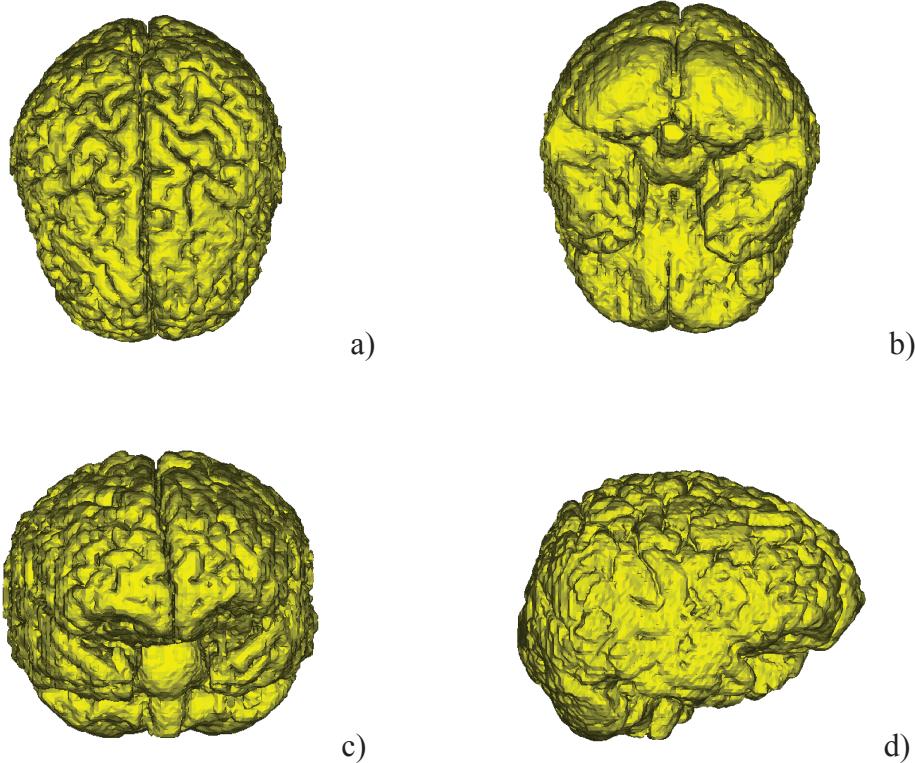
#### 4.4 RAPPRESENTAZIONE TRIDIMENSIONALE

Tramite l'apposito comando “*calculate 3D*” è stato possibile realizzare la ricostruzione dell'encefalo in tre dimensioni.

Dalla Figura 11.a, in particolare, è possibile osservare il cervello dall'alto, si possono notare lobi e solchi, nonché la scissura di Rolando. Dalle Figure 11.b e 11.c , invece, è visibile l'encefalo sia inferiormente che frontalmente; in esse oltre al cervello si possono riconoscere cervelletto, ponte, bulbo e l'inizio del midollo spinale.

Infine in Figura 11.d si può notare la scarsa definizione dei lobi ai lati del cervello. Essa è dovuta al fatto che le singole slide sono state tutte

“colorate” internamente (eccetto che nelle zone ventricolari) per cui i solchi posti sul piano assiale sono praticamente stati chiusi e non risultano così visibili nella ricostruzione 3D.



*Fig. 11: Visualizzazione dell'encefalo in versione 3D: a) vista dall'alto; b) vista dal basso; c) vista frontale; d) vista laterale.*

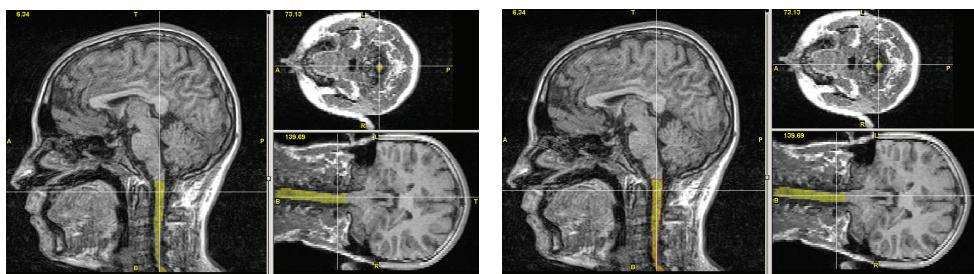
#### 4.5 SEGMENTAZIONE DEL MIDOLLO SPINALE

La segmentazione del midollo spinale non ha presentato nessuna particolare difficoltà, anche perché la sua morfologia è piuttosto semplice.

Innanzitutto è stato realizzato un duplicato (con l'apposito comando “*duplicate*”) della maschera data dalla differenza fra la testa e il sistema nervoso centrale in negativo (Fig. 7). Da questa maschera è stata successivamente “cancellata” la slide assiale 83.44 che era l’ultima compresa nella maschera dell’encefalo, in modo da evitare qualsiasi elaborazione della zona già segmentata. Infine è stato eseguito il *region growing* semplicemente cliccando su un pixel del midollo. In questo modo è stata costruita una nuova maschera contenente pressoché immediatamente

solo il midollo, in quanto la zona che lo circonda, essendo costituita da tessuto osseo, è molto scura e quindi non è stata evidenziata, e tutta la parte superiore è stata esclusa grazie al "taglio" eseguito attraverso la cancellazione dei pixel sulla slide 83.44.

Anche in questo caso è stata eseguita una piccola elaborazione manuale, ma solamente per smussare le polylines che circondano il midollo e per inserire nella maschera alcuni pixel, esclusi dal *region growing*, e facenti parte della zona più esterna del midollo.

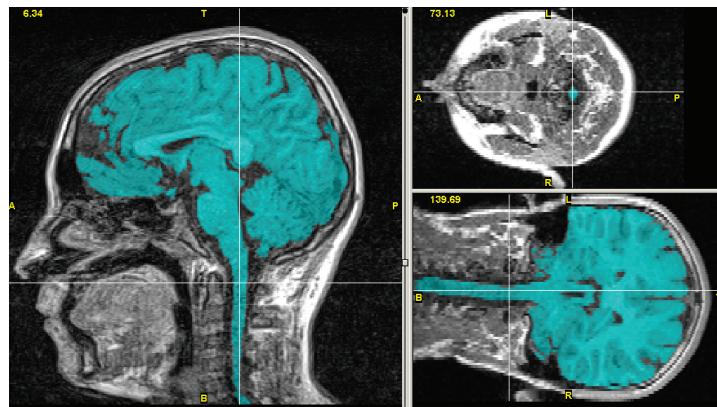


*Fig. 12: Visualizzazione del midollo spinale senza (a sinistra) e con polylines (a destra).*

Dalla vista frontale di Figura 12 si può notare come il midollo non sia esattamente parallelo al cursore del piano sagittale come ci si potrebbe aspettare; ciò è dovuto alla posizione inclinata del soggetto durante l'acquisizione delle immagini.

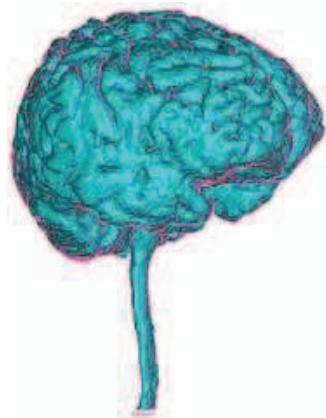
#### 4.6 REALIZZAZIONE DEL SISTEMA NERVOSO CENTRALE

L'ultimo passaggio della segmentazione del sistema nervoso centrale consiste nell'unire encefalo e midollo spinale; l'operazione è facilmente realizzabile tramite l'applicazione dell'operatore booleano di unione alle due maschere. Il risultato è visibile in Figura 13.



*Fig. 13: Visualizzazione del sistema nervoso centrale.*

Infine è stata realizzata la struttura tridimensionale in qualità elevata, la quale, corredata di polylines, è visibile in Figura 14.



*Fig. 14: Rappresentazione tridimensionale del sistema nervoso centrale.*

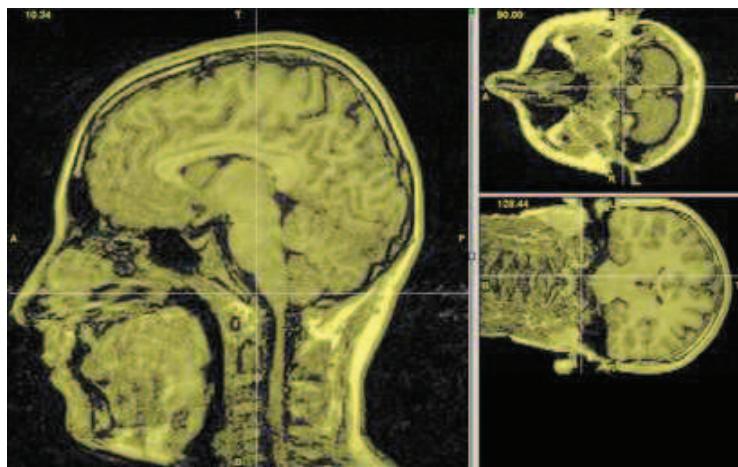
## 5. SEGMENTAZIONE DEL CRANIO

Anche quest'ultima segmentazione ha presentato qualche ostacolo, nonostante la modalità seguita sia stata simile a quella utilizzata per il midollo; la difficoltà, come per l'encefalo, è stata quella di comprendere esattamente l'anatomia della zona d'interesse. A questo scopo sono stati consultati nuovamente siti internet e atlanti web e cartaceo [4, 5, 6, 7, 9, 10, 11] ancora con la complicazione legata alla rappresentazione delle parti anatomiche in vista assiale e non sagittale. Gli ostacoli principali, in questo caso, sono stati la comprensione della morfologia delle cavità ossee e della

volta, cioè della parte superiore del cranio.

### 5.1 THRESHOLDING E SOTTRAZIONE BOOLEANA

La prima operazione eseguita, come di consueto, è stata il *thresholding*; il valore fornito è stato solo quello dell'estremo inferiore: 1059. Come per il sistema nervoso centrale, da questa applicazione, è stata ricavata la zona d'interesse in negativo, visibile in Figura 15.



*Fig. 15: Applicazione del thresholding per la determinazione del cranio.*

A questo punto è stata sottratta dalla maschera rappresentante la testa (Fig. 4) quella appena ottenuta, ricavandone la differenza. Su questa maschera è stata poi eseguita l'elaborazione manuale.

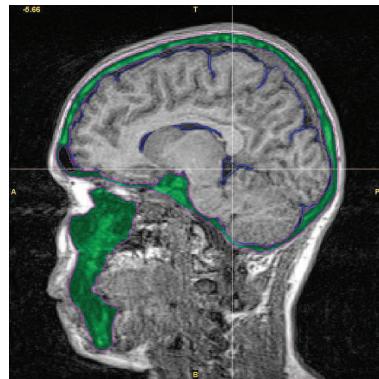
### 5.2 L'ELABORAZIONE MANUALE

La prima elaborazione è stata la cancellazione grossolana di tutti quei pixel che palesemente non erano tessuto osseo ma, poiché sono molto scuri, erano stati evidenziati dal *region growing*; si tratta delle cavità ventricolari, dei solchi cerebrali e delle cavità di naso e orecchio. Durante questa attività erano stati erroneamente cancellati anche tutti i pixel della volta cranica rappresentanti l'osso corticale inferiore. Poiché in risonanza l'osso risulta pressoché nero, non si riusciva a comprendere perché la volta cranica

risultasse costituita da tre strati di cui due esterni, neri, evidenziati nella maschera ottenuta come differenza, e uno chiaro, interno, non inserito nella maschera, che costituiva un elemento separatore fra quelli che si riteneva dovessero essere invece uniti. La prima soluzione era stata quella di mantenere solo la calotta nera più esterna, attribuendo a quella intermedia e a quella interna la rappresentazione delle meningi. La convinzione, però, che le meningi fossero talmente sottili da risultare pressoché invisibili in risonanza (e comunque a quel punto ne erano visibili solo due -una chiara e una scura- e non tutte e tre) e che la volta dovesse essere un po' più spessa di quello che risultava hanno portato a una maggiore documentazione rispetto a quella primaria posseduta. La possibilità di consultare immagini di sezioni anatomiche ha permesso di notare che la volta era costituita da tre parti ossee, le due esterne costituite da osso compatto (quindi visivamente nero) e quella interna da osso spugnoso (quindi più chiara per le cavità contenute nell'osso trabecolare stesso). Dopo questa deduzione, semplicemente, è stata recuperata manualmente la parte cancellata ed è stato "colorato" anche l'osso spugnoso che non era stato incluso nella maschera. La difficoltà successiva è stata quella di comprendere esattamente la posizione delle cavità, in particolare del seno frontale, posto sopra al naso e di quello sfenoidale, situato all'incirca sopra all'orecchio. In seguito alle operazioni di *thresholding* e *region growing* essi risultavano completamente neri e quindi erano state scambiati per ossa. Nonostante ciò, dopo un'accurata documentazione basata fondamentalmente sulla consultazione dell'atlante anatomico [4] si è scoperto che le parti nere erano le cavità costituite dall'osso, e non osso stesso. Anche questo ostacolo è stato quindi superato tramite elaborazione manuale, costituita semplicemente dalla "cancellazione" dei pixel interni e dal mantenimento di quelli esterni.

Una fase importante dell'elaborazione è stata la definizione e smussatura delle polylines del cranio. Per svolgere questa operazione si è fatto largo uso della visualizzazione contemporanea delle polylines di encefalo e cranio (Fig. 16). In particolare la presenza delle linee di contorno dell'encefalo si è rivelata fondamentale nel comprendere le corrette dimensioni del cranio. In molti casi, infatti, si è verificato che le polylines del cranio fossero interne a quelle dell'encefalo, per cui il rischio che si presentava era quello di

incorrere in una scorretta definizione dell'osso. La presenza delle polylines dell'encefalo è servita, quindi, a mettere in evidenza la posizione dell'encefalo stesso e ad evitare che i segmenti si sovrapponessero.



*Fig.16: Visualizzazione della maschera rappresentante il cranio contenente le polylines di cranio ed encefalo.*

### 5.3 RAPPRESENTAZIONE TRIDIMENSIONALE

La rappresentazione tridimensionale del cranio è stata ottenuta tramite elaborazione in modalità elevata ed è visibile in Figura 17.



*Fig.17: Visualizzazione tridimensionale del cranio.*

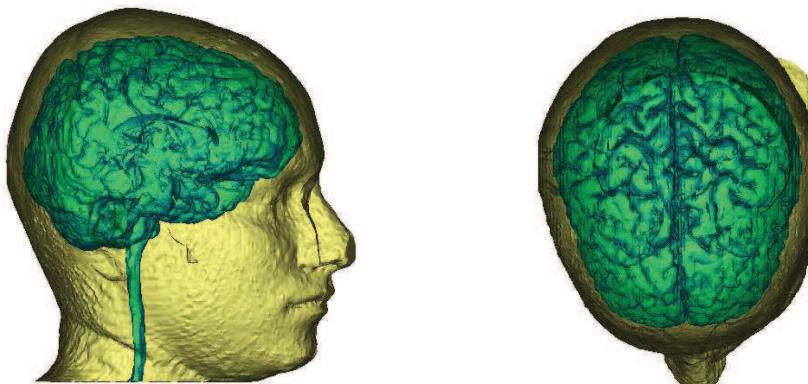
In essa sono ben visibili volta superiore, mandibola, mascella, denti, cavità oculari, mentre nella parte laterale della volta sono erroneamente presenti delle cavità. Questo fatto è dovuto alla scelta compiuta inizialmente di considerare solo la metà dei file di scansione, e ciò ha probabilmente

comportato l'eliminazione proprio delle parti ossee mancanti.

## 6. RAPPRESENTAZIONE CONTEMPORANEA DI PIU' SEGMENTI

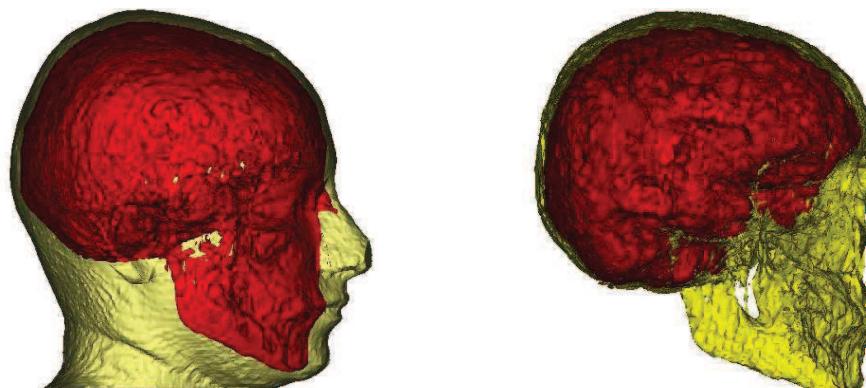
Grazie ai comandi presenti nel software è possibile valutare le relazioni fra i vari segmenti, ben comprensibili dalle rappresentazioni tridimensionali.

Ad esempio unendo le maschere di testa e sistema nervoso centrale si possono ottenere le immagini di Figura 18, dove si può valutare la corretta posizione del sistema nervoso centrale all'interno della testa.



*Fig. 18: Visualizzazione tridimensionale di testa e sistema nervoso centrale: a sinistra è rappresentata la vista laterale, a destra quella superiore.*

Allo stesso modo è possibile individuare la relazione posizione reciproca di cranio e testa o cranio ed encefalo, come visibile in Figura 19.



*Fig. 19: Visualizzazione tridimensionale di cranio e testa (a sinistra) e di cranio ed encefalo (a destra).*

## CONCLUSIONI

Durante questa attività di progetto è stata realizzata la segmentazione di testa, sistema nervoso centrale e cranio da un set di immagini di risonanza magnetica nucleare rappresentanti la testa e le sue componenti interne. Di ogni segmento sono inoltre state realizzate le rappresentazioni tridimensionali tramite la semplice applicazione di un comando del software, *calculate 3D*.

Le difficoltà incontrate nell'elaborazione sono state prevalentemente quelle legate alla comprensione dell'anatomia, soprattutto di encefalo e cranio, e sono state superate tramite la consultazione di atlanti anatomici cartacei e web.

La realizzazione di questo progetto ha permesso di prendere coscienza delle caratteristiche degli ostacoli maggiormente discussi in letteratura, cioè i lunghi tempi necessari, le difficoltà nell'applicazione dei metodi e i loro limiti, la necessità dell'automazione dell'elaborazione.

## BIBLIOGRAFIA

Informazioni sul formato dicom:

1. [http://www.scs.carleton.ca/~nussbaum/courses/medical\\_computing/presentations/Dicomslides.pdf](http://www.scs.carleton.ca/~nussbaum/courses/medical_computing/presentations/Dicomslides.pdf)
2. [www.psycology.nottingham.ac.uk/staff/cr1/dicom.html](http://www.psycology.nottingham.ac.uk/staff/cr1/dicom.html)

Manuali tecnici:

3. Mimics Reference Guide

Informazioni sull'anatomia di encefalo e cranio:

4. Atlante di anatomia umana. Pernkopf E. Vol. 1. II Ed. Piccin.
5. Enciclopedia della medicina. Autori vari. De Agostini
6. [http://www.meddean.luc.edu/lumen/MedEd/GrossAnatomy/cross\\_section/vhphead/vhphead.html](http://www.meddean.luc.edu/lumen/MedEd/GrossAnatomy/cross_section/vhphead/vhphead.html)
7. <http://www.vh.org/adult/provider/anatomy/HumanAnatomy/CrossSectionAtlas.html>
8. <http://medlib.med.utah.edu/WebPath/HISTHTML/NEURANAT/NEURANCA.html>
9. <http://www.gwc.maricopa.edu/class/bio201/skull/intskul.htm>
10. <http://www.nyerrn.com/2/p/2.htm>
11. <http://www.ama-assn.org/ama/pub/category/7175.html>

PARTE II

**ELABORATO FINALE**

# **POLITECNICO DI MILANO**

Facoltà di Ingegneria dei Sistemi  
Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica



## **Metodi di segmentazioni di immagini e loro applicazione in ambito biomedico**

Serena Bonaretti

Matr. 649030

Referente: Prof. Ferdinando Grandori

Anno Accademico 2002-2003

## RICHIAMI AD INSEGNAMENTI DEL CORSO DI LAUREA

Durante la stesura dell'elaborato finale si è fatto uso di alcune nozioni apprese durante gli studi accademici, in particolare derivanti dai corsi di *Bioimmagini Cliniche* e di *Bioelettricità e Biomagnetismo*.

I concetti richiamati dal primo insegnamento riguardano gli elementi che caratterizzano un'immagine e le elaborazioni che si possono eseguire su di essa. In particolare è stato fatto uso del concetto di immagine come funzione bidimensionale a variabili d'ingresso discrete e delle sue modalità di rappresentazione. Essa, infatti, può essere rappresentata attraverso istogrammi che correlano la scala di grigio con il numero di pixel che possiedono un determinato valore di luminanza, oppure come matrice di pixel, modalità che consente l'applicazione di filtri come operatori matriciali.

Dal secondo insegnamento, invece, sono stati richiamati cenni di elettroencefalografia, riguardanti prevalentemente le modalità di trasmissione del segnale, la creazione di mappe che mostrano la propagazione del segnale nervoso e la problematica della modellizzazione geometrica dei sistemi biologici per la stima dei campi elettrici e magnetici in gioco (identificazione delle sorgenti di potenziali evocati, biomagnetismo, stimolazione magnetica).

## RICHIAMI ALLE ATTIVITA' CURRICOLARI

Durante la stesura dell'elaborato finale si è inoltre fatto uso di alcune competenze apprese durante le attività curricolari.

Le acquisizioni derivanti dall'attività di *Tirocinio* riguardano fondamentalmente due aspetti. Da una parte attraverso l'uso di un software di elaborazione di bioimmagini, Mimics, è stato compreso in che modo vengono praticamente eseguite le operazioni di segmentazione, dall'altra l'elaborazione sia di immagini TAC che NMR ha permesso di cogliere meglio le differenze che le contraddistinguono in relazione a contrasto e informazioni contenute.

Grazie all'attività di progetto, invece, sono state meglio comprese le tecniche di segmentazione descritte nell'elaborato poiché è stato possibile sperimentarle praticamente comprendendone le problematiche legate ai lunghi tempi di lavorazione, alla complessità dell'elaborazione e all'importanza dell'automazione.

## SOMMARIO

In questo elaborato vengono presentate le tecniche di segmentazione di immagini digitali e la loro applicazione a bioimmagini cliniche.

In particolare, nel capitolo 1 viene puntualizzato quale sia il ruolo della segmentazione all'interno della sequenza di operazioni usualmente eseguite per elaborare le immagini: essa si colloca in una fase intermedia, mostrando la necessità di una pre-elaborazione e permettendo sviluppi successivi.

Nel capitolo 2 vengono, invece, prese in esame le singole tecniche di segmentazione: *amplitude segmentation methods*, *clustering segmentation methods*, *region segmentation methods*, *boundary detection* e *texture segmentation*. Per ogni metodologia vengono spiegati i tratti fondamentali e vengono proposti alcuni esempi rappresentativi. Vengono inoltre messe in evidenza le carenze proprie di ogni metodo e le soluzioni momentaneamente possibili.

Infine nel capitolo 3 è messa in luce l'applicazione dei metodi alle immagini da risonanza magnetica nucleare (NMR), le quali sembrano essere le bioimmagini più adatte per questo tipo di elaborazione, grazie anche alla pluralità di informazioni in esse contenute. In particolare sono messi in evidenza le finalità della segmentazione in ambito medico e bioingegneristico, come le varie tecniche si adattano a questo tipo di immagini e un paio di esempi esplicativi. Infine vengono messi in rilievo il problema del raggiungimento dell'automazione completa di questa modalità di elaborazione e le difficoltà da superare per ottenere questo risultato.

## ABSTRACT

In this work, image segmentation methods are presented and their applications on biomedical images are described.

In chapter 1 the description of images processing flow is given and the position of image segmentation is underlined: it needs pre-processing and it allows further operations.

Next, in chapter 2 image segmentation methods are discussed. They are: *amplitude segmentation methods, clustering segmentation methods, region segmentation methods, boundary detection* and *texture segmentation*. For each technique the main characteristics and some examples are given and difficulties with their possible solutions are presented.

Finally, in chapter 3, importance of nuclear magnetic resonance (NMR) images is underlined: they are the most segmented images because of their great content of information. Medical and biomedical applications are discussed and digital image segmentation application on NMR images is explained for each technique; at last two examples of this kind of processing are given. At the end of the work the importance of automatic segmentation is discussed.

## INTRODUZIONE

L'obiettivo del presente elaborato è quello di mettere in luce le caratteristiche della segmentazione, fase di elaborazione delle immagini digitali che consiste nell'estrapolazione delle regioni, cioè degli oggetti, presenti nell'immagine e nel valutare le tecniche che la caratterizzano. Viene inoltre presa in considerazione la sua applicazione in ambito biomedico, facendo particolare riferimento alle immagini provenienti da risonanza magnetica nucleare e rappresentanti la testa.

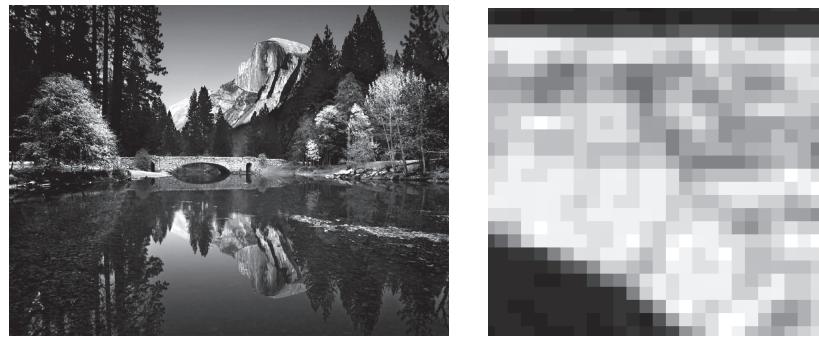
Durante l'attività di ricerca del materiale adatto al raggiungimento dell'obiettivo si è agito su due fronti: da una parte sono stati consultati testi di elaborazione delle immagini digitali e articoli scientifici che indicassero le modalità di applicazione su bioimmagini cliniche, dall'altra si è cercato di coordinare le idee trovate facendo uso dell'esperienza maturata durante le attività di tirocinio e progetto. In particolare, l'applicazione pratica di alcune tecniche poi affrontate nella stesura di questo testo ha consentito una loro migliore comprensione, mentre la possibilità di affrontare direttamente gli ostacoli legati a questa modalità di elaborazione ha permesso di comprendere meglio le problematiche in fase di studio.

La prima parte dell'elaborato possiede un aspetto tecnico, in quanto vengono presentate nozioni proprie dell'elaborazione delle immagini digitali: che cosa s'intende matematicamente per immagine digitale e quali sono le sue caratteristiche fondamentali, come la segmentazione s'inserisce nelle tappe di elaborazione, la sua definizione, le sue caratteristiche e quali sono i metodi che permettono la sua realizzazione.

La seconda parte, invece, si propone spunti più critici, poiché accanto alla spiegazione delle modalità di applicazione alle immagini provenienti da risonanza magnetica nucleare ed esempi correlati, si è cercato di mettere in evidenza le potenzialità e le finalità della segmentazione, nonché le problematiche e gli obiettivi futuri per il miglioramento delle applicazioni.

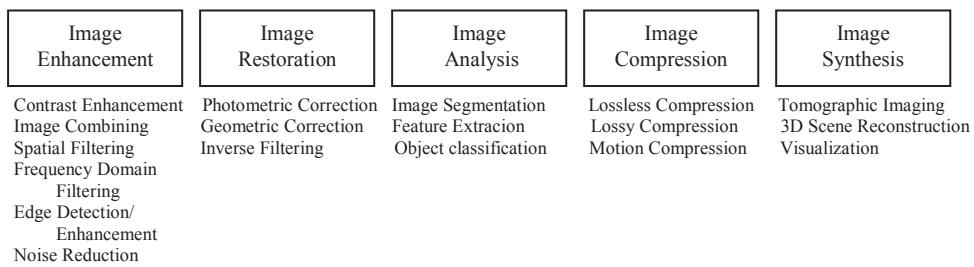
## 1. L'IMMAGINE DIGITALE E LE SUE FASI DI ELABORAZIONE

Per immagine digitale si intende [1] una funzione bidimensionale  $f$  avente in ingresso due coordinate spaziali discrete  $x$  e  $y$  e in uscita un valore  $f(x,y)$  corrispondente alla luminanza (cioè al livello di grigio) del punto considerato. Essa inoltre consiste in una discretizzazione dell'immagine continua in cellette denominate pixel (picture element) i quali, a loro volta, permettono la rappresentazione dell'immagine come matrice, con la conseguente possibilità di applicare su di essa tutte le operazioni matriciali possibili.



*Fig. 1: Esempio di immagine digitale: a sinistra è rappresentata l'immagine nel suo complesso, a destra l'ingrandimento di una sua parte permette di osservare la discretizzazione in pixel.*

La peculiarità delle immagini digitali rispetto a quelle analogiche (che spesso vengono convertite in digitali per poter essere processate) è che esse, dopo essere state acquisite, possono subire varie fasi successive di elaborazione computerizzata, come mostrato in Figura 2.



*Fig. 2 : Le cinque classi fondamentali di elaborazione digitale delle immagini con alcune delle operazioni che le caratterizzano [2].*

In particolare, i vari stadi di elaborazione dell'immagine digitale sono [2]:

- *Image Enhancement*: viene migliorata l'immagine allo scopo di facilitare le operazioni successive o per ottenere un'immagine perfezionata fine a se stessa. Le elaborazioni eseguite in questo campo riguardano fondamentalmente l'aumento del contrasto o della luminanza, la riduzione del rumore, l'incremento di nitidezza dei dettagli. L'esecuzione dell'una o dell'altra operazione è fortemente soggettiva e dipende principalmente dai requisiti richiesti per l'applicazione successiva.
- *Image Restoration*: vengono migliorate quelle immagini che hanno subito forme di degradazione dovute ai limiti dei sistemi di acquisizione, quali distorsione geometrica, rumore ripetitivo, movimento dello strumento o una messa a fuoco scorretta. Anche in questo caso le operazioni eseguibili dipendono dalla soggettività dell'operatore e dall'uso che s'intende fare successivamente dell'immagine. Può anche essere considerato [3] un tentativo di rendere l'immagine ideale.
- *Image Analysis*: in questo caso, come risultato dell'elaborazione, non vengono prodotte immagini modificate, ma vengono ricavate informazioni numeriche o grafiche basate sulle caratteristiche dell'immagine originale. Generalmente questa fase si divide in tre tappe successive, costituite da:
  - *Image segmentation*: vengono estratti e messi in rilievo gli oggetti (o regioni) d'interesse dell'immagine;
  - *Feature extraction*: vengono estratte le caratteristiche proprie dell'immagine segmentata (attributi “naturali” [3]), come, ad esempio, [2] le linee di contorno, [3] la luminosità o il livello di grigio, oppure [2] vengono rilevati alcuni valori di misurazione dei parametri che le caratterizzano (attributi “artificiali” [3]), come, ad esempio l'istogramma delle ampiezze o lo spettro delle frequenze.
  - *Object classification*: vengono classificati gli oggetti d'interesse in categorie specifiche in base alle varie misurazioni eseguite.
- *Image Compression*: viene ridotto il numero dei dati che descrivono l'immagine. Questa operazione è possibile perché molte immagini

contengono un gran numero di informazioni ridondanti; lo scopo è quello di ridurre le dimensioni in modo da trasportare o archiviare i dati con poco ingombro.

- *Image Synthesis*: vengono create immagini da altre immagini o da dati numerici. Per esempio, nel primo caso si può avere la realizzazione delle immagini grazie all'unione di proiezioni, come nel caso della tomografia assiale computerizzata (TAC), nel secondo si possono fornire dati numerici e comandi a software CAD per costruire nuove immagini. Questo tipo di elaborazione viene per lo più eseguito quando è impossibile ricavare direttamente le immagini dal mondo esterno.

## 2. LA SEGMENTAZIONE

La segmentazione è la modalità di elaborazione che [4] si propone di suddividere le immagini in *regioni*, cioè parti rappresentanti un particolare oggetto. Più dettagliatamente, le regioni sono zone dell'immagine che contengono omogeneità al loro interno, cioè hanno [3] caratteristiche simili (livello di grigio, contorni, texture) e risultano [4] distinguibili dalle regioni vicine per la presenza di discontinuità nella luminanza.



*Fig. 3: Esempio di segmentazione: a sinistra è presente l'immagine originale, a destra, ingrandito, è presente il segmento rappresentante l'aereo.*

La segmentazione può essere di due tipologie [5]. Essa viene definita *completa* quando tutta l'immagine risulta suddivisa in regioni non sovrapposte che corrispondono a oggetti del mondo reale; l'unione delle regioni individuate crea nuovamente l'immagine originale. Si parla invece di segmentazione *parziale* quando vengono estramate solo quelle caratteristiche che hanno un ruolo ben definito nell'immagine, come ad esempio alcune regioni o i contorni, e che verranno poi analizzate successivamente, in modo da ridurre il numero dei dati da elaborare.

Non vi è una procedura standard per segmentare correttamente un'immagine [3], infatti non esiste un apparato teorico su cui basare questo tipo di elaborazione. Esistono però vari metodi comunemente utilizzati che sono stati ricavati da differenti situazioni empiriche e che risultano ciascuno adatto a un certo tipo di segmentazione, in quanto [5] non tutti i metodi sono applicabili a tutte le immagini, ma ogni tipologia richiede la sua elaborazione. Questi metodi sono cinque [3] e verranno qui di seguito affrontati considerando la loro applicazione su immagini in bianco e nero, in

quanto successivamente verrà valutato il loro impiego su immagini cliniche di risonanza magnetica nucleare, le quali non presentano componenti di colore.

## 2.1 AMPLITUDE SEGMENTATION METHODS

Gli *amplitude segmentation methods* [3] consistono nell'identificazione di quei pixel che hanno un certo range di luminanza definito dall'operatore, il quale fornisce gli estremi numerici dell'intervallo che comprende i livelli di grigio della regione da segmentare. Si parla, in questo caso, di *thresholding*, cioè di determinazione delle soglie d'interesse.

### 2.1.1 Bilevel Luminance Thresholding

Questa prima modalità viene applicata per quelle immagini in cui [3] l'oggetto d'interesse e lo sfondo differiscono molto per il loro livello di luminanza, come ad esempio un testo scritto con inchiostro nero su un foglio bianco o una radiografia in cui l'osso (bianco) si distingue nettamente dal tessuto molle (nero) (Fig. 4).

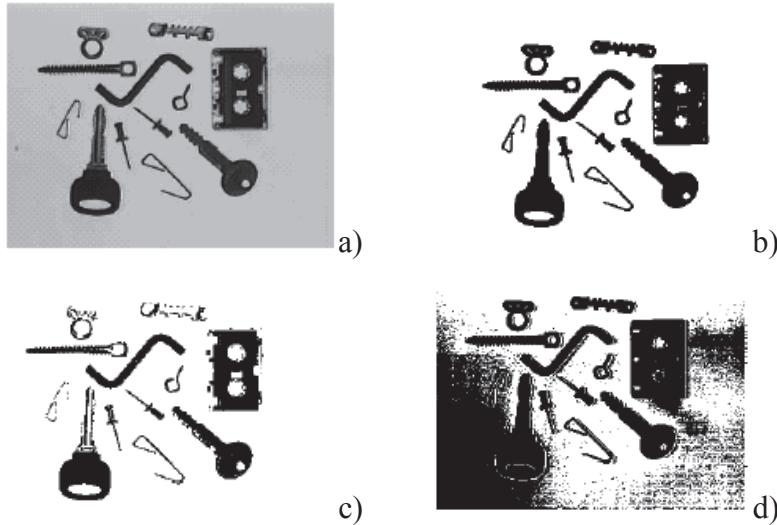
quel punto partiva un  
ai boschi sottostanti  
colle. In alcuni trat  
ne o ingombro di piet  
mpo doveva essere mol  
ccia possenti e da pi  
alberi e grandi massi  
ono il viottolo per u  
modo più facile per a  
e la loro ansietà cre



*Fig. 4: Esempi di testo scritto a macchina (a sinistra) e di radiografia (a destra, [6]): per essi la definizione della soglia non presenta particolari difficoltà.*

In questi casi il livello di grigio della zona d'interesse è nettamente diverso da quello dello sfondo, per cui l'identificazione della soglia non presenta particolari problemi. Le difficoltà aumentano quando l'immagine contiene del rumore, cioè quando sia l'oggetto che lo sfondo assumono valori di intervalli di grigio molto ampi o quando il background non è uniforme. In

queste circostanze si rischia di definire intervalli di luminanza che non contengono il livello di grigio di alcuni pixel delle zone facenti parte dell'oggetto d'interesse o che portano ad aggiungere erroneamente parti di sfondo alla zona da segmentare (Fig. 5); per queste situazioni ci sono varie soluzioni possibili, basate per lo più su metodi analitici.



*Fig. 5: Esempi di errore nel thresholding: a) immagine originale; b) immagine correttamente segmentata; c) immagine con thresholding troppo basso; d) immagine con thresholding eccessivo [5].*

La prima soluzione [7] suggerisce di valutare statisticamente l'area dell'immagine occupata dalla zona d'interesse e definire successivamente un intervallo di livelli di grigio tale da contenere percentualmente un numero di pixel pari alle dimensioni della zona definita; ad esempio se in una radiografia l'osso occupa il 40% dell'immagine totale, verrà definito un intervallo di grigio tale per cui i pixel inclusi e rappresentanti la componente ossea siano il 40% del totale.

Un altro approccio [8] è quello di interpolare l'istogramma della luminanza con una funzione analitica in modo da smussare i picchi frastagliati e rilevare il minimo della curva (nel caso analitico più semplice, quello dell'interpolazione con una parabola, viene individuato il vertice); questo valore è quello utilizzato come estremo inferiore, mentre l'altro estremo è costituito dal valore codificante il bianco.

E' possibile altrimenti [9] utilizzare il Laplaciano, l'operatore rappresentante la derivata parziale seconda spaziale. Nelle zone di bordo la luminanza cresce da un plateau basso (la regione più scura, di solito il background) a uno alto (la regione più bianca, solitamente la zona d'interesse) con un andamento a rampa molto smussato; i plateau e la rampa presentano un Laplaciano nullo, invece per la zona di transizione fra il plateau basso e la rampa l'operatore è positivo mentre per la zona di transizione fra la rampa e il plateau alto l'operatore risulta negativo. Realizzando un istogramma delle luminanze con Laplaciano non nullo si crea una situazione simile a quella precedente, per cui si può concludere l'elaborazione con le stesse modalità, interpolando e calcolando il minimo che diventerà l'estremo dell'intervallo.

Se lo sfondo non è uniforme [10,11] si può invece suddividere l'immagine in zone e di ognuna di esse si può calcolare il thresholding più adatto con una delle tecniche descritte precedentemente; successivamente si valuta la soglia complessiva valida per tutta l'immagine attraverso un'interpolazione delle soglie delle singole zone.

Infine quando pochi livelli di grigio separano l'oggetto d'interesse dallo sfondo [2] è possibile usare il *binary contrast enhancement*: a tutti i pixel la cui luminanza è situata al di sotto del valore di thresholding viene attribuito il valore del nero (0), mentre a tutti i pixel la cui luminanza è situata al di sopra del valore di thresholding viene attribuito il valore del bianco (diverso a seconda del numero di bit che codifica i livelli di grigio). In questo modo l'immagine risulta divisa in due regioni, una bianca e una nera, facilmente distinguibili (Fig. 6).

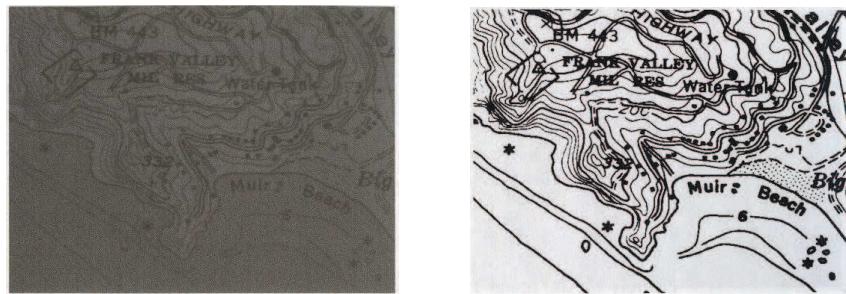


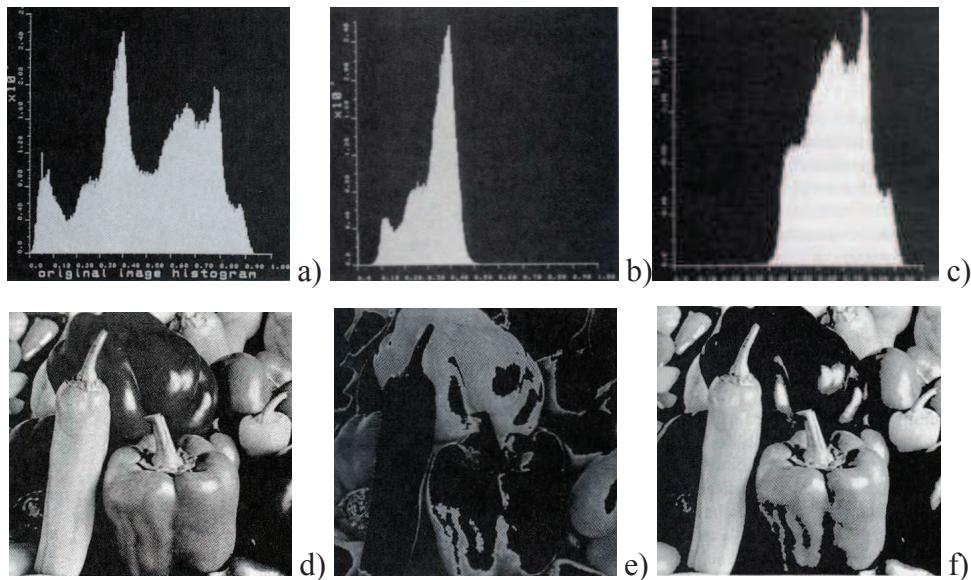
Fig. 6: Esempio di *binary contrast enhancement*: a sinistra è presente l'immagine originale, a destra quella elaborata [2].

### 2.1.2 Multilevel Luminance Thresholding

Un secondo metodo di segmentazione è quello ricorsivo proposto da Tomita et al. [12] e consiste nella separazione delle zone più luminose da quelle più scure tramite l'individuazione di un minimo fra i picchi dell'istogramma. Il minimo scelto viene considerato la soglia per il thresholding.

Nel primo stadio del processo viene realizzato il grafico a istogrammi dell'immagine. Esso è costruito [2] ponendo sull'asse delle ascisse i valori della luminanza dell'immagine e su quello delle ordinate il numero dei pixel che contengono quel livello di grigio.

Successivamente in corrispondenza del minimo scelto si divide verticalmente il grafico in due parti, le quali rappresentano i due segmenti ricavati dall'immagine (Fig. 7). Se i due istogrammi ottenuti contengono più picchi al loro interno, verranno suddivisi con le stesse modalità della situazione iniziale. Questo processo continua finché l'istogramma di ogni zona segmentata presenta un unico picco.



*Fig.7: Esempio di multilevel luminance thresholding: a) istogramma dell'immagine; b) componente di sinistra dell'istogramma; c) componente di destra dell'istogramma; d) immagine da segmentare; e) segmento corrispondente alla componente sinistra dell'istogramma; f) segmento corrispondente alla componente destra dell'istogramma.*

## 2.2 CLUSTERING SEGMENTATION METHODS

Con i *clustering methods* [3] le varie zone dell'immagine vengono suddivise in base al valore delle caratteristiche dei pixel, le quali devono essere simili all'interno di ogni segmento poiché, come affermato precedentemente, diverse zone segmentate devono essere omogenee al loro interno. Lo scopo è dunque quello di suddividere lo spazio in regioni mutuamente esclusive, ognuna delle quali corrisponda a un certo raggruppamento di valori di attributi (Fig. 8).

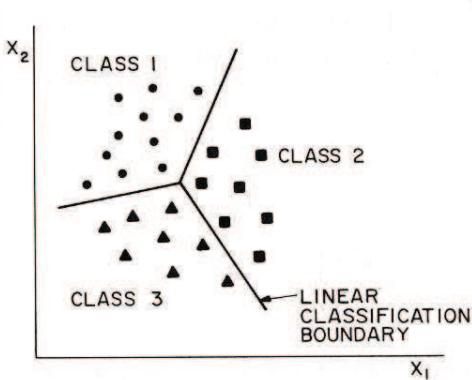


Fig. 8: Rappresentazione grafica intuitiva della divisione dell'immagine in base agli attributi[3].

Per ogni pixel si considera un vettore  $\mathbf{x}$  (*feature vector*) contenente attributi del pixel stesso, come il risultato dell'applicazione delle maschere di moda o media, e successivamente si raggruppano in segmenti tutti quei pixel che hanno il valore della caratteristica presa in esame compreso nel range fornito dall'operatore.

Il metodo *clustering* più noto è il *k-means*, sviluppato da Coleman e Andrews [13]. Esso è composto da tre fasi:

- *feature extraction*: per ogni pixel vengono valutati gli attributi d'interesse che lo caratterizzano e vengono inseriti in un vettore (*feature vector*);
- *cluster computation*: vengono definiti il numero ottimale di raggruppamenti (e quindi di segmenti) e il *cluster center* o *centroide* [13] della caratteristica di ogni raggruppamento, viene cioè calcolato il valore di riferimento, valutato anche come media, a cui devono tendere gli

attributi dei pixel per poter appartenere al quel raggruppamento. Inizialmente vengono considerati due *cluster center* di prova; tutti i *feature vector* dell’immagine vengono assegnati al raggruppamento il cui *cluster center* contiene valori numericamente simili a quelli dei loro attributi. Successivamente il numero di *cluster center* viene iterativamente incrementato di una unità. Ogni volta che viene compiuta questa azione:

- il nuovo *cluster center* aggiunto diventa quel vettore i cui valori sono i più lontani rispetto a quelli dei *cluster center* già presenti;
- viene ricalcolato il fattore di qualità  $\beta$  (di caratteristiche note).

Queste operazioni vengono eseguite in modo ricorsivo finché  $\beta$  non raggiunge il suo massimo (definito attraverso un apposito algoritmo); quando ciò avviene significa che è stato raggiunto il numero totale di raggruppamenti, e quindi di segmenti, dell’immagine.

- *k-means segmentor*: viene assegnato il vettore contenente le caratteristiche che si volevano ottenere al *cluster center* che più lo rappresenta.

## 2.3 REGION SEGMENTATION METHODS

A differenza dei metodi *amplitude* e *clustering* che si basano sulle proprietà del singolo pixel, i metodi *region* si avvalgono delle caratteristiche spaziali dell’immagine.

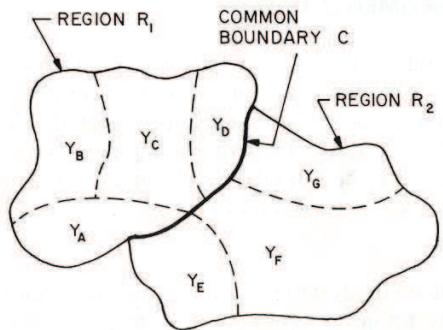
### 2.3.1 Region growing

Il *region growing* [3] si basa sul raggruppamento in regioni di quei pixel che hanno la stessa luminanza e che sono vicini fra di loro. Molte volte sono però necessarie delle forzature, anche non banali, per ottenere segmenti corretti.

Una modalità di *region growing* è stata sviluppata da Brice e Fenema [15] e si basa su regole di “accrescimento”.

Nella prima fase del processo vengono riuniti in gruppi chiamati *atomic regions* le coppie i cui pixel hanno la stessa luminanza e che hanno

connettività quattro. Per connettività quattro s'intende la situazione in cui i pixel che si trovano esattamente sopra, sotto, al lato destro e sinistro del pixel centrale (in questo caso quello facente parte della coppia considerata) hanno il suo stesso valore binario. Successivamente, nel caso si debba decidere se due zone vicine costituiscono in realtà la stessa regione o devono essere separate, si può far ricorso a due principi.



*Fig. 9: Rappresentazione grafica delle ipotesi dei due principi che regolano il region growing [3].*

Il primo è così enunciato: si considerino due regioni  $R_1$  e  $R_2$  con i loro perimetri  $P_1$  e  $P_2$ ; siano inoltre  $C$  la lunghezza della parte di contorno che accomuna le due zone e  $D$  quella parte di  $C$  per cui la differenza di luminanza  $Y$  fra i pixel posti in una delle due regioni e quelli posti nell'altra sia minore di un certo fattore noto.  $R_1$  e  $R_2$  costituiscono un unico segmento se:

$$\frac{D}{\min\{P_1, P_2\}} > \varepsilon_1$$

dove a  $\varepsilon_1$  è tipicamente assegnato il valore  $\frac{1}{2}$ .

Applicando questo primo principio si evita che vengano riunite quelle regioni adiacenti che hanno circa le stesse dimensioni, mentre si permette che le regioni più piccole vengano inglobate in quelle più estese.

La seconda regola invece afferma: si considerino le stesse condizioni iniziali del caso precedente;  $R_1$  e  $R_2$  andranno a costituire due regioni adiacenti se:

$$\frac{D}{C} > \varepsilon_2$$

dove a  $\varepsilon_2$  è tipicamente assegnato il valore  $\frac{3}{4}$ .

Questa seconda regola viene utilizzata per riunire quelle regioni che erano sfuggite all'applicazione della prima regola; essa non può essere applicata come primo o unico principio in quanto tenderebbe a riunire quelle regioni che di fatto non andrebbero accorpate.

### 2.3.2 Split and Merge

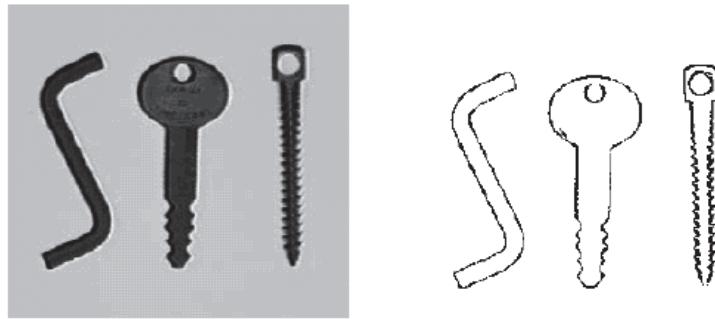
La tecnica di segmentazione *Split and Merge* si basa [16] sulla divisione del segmento in quadrati e sulla valutazione della loro uniformità di attributi.

In particolare, la zona segmentata viene inizialmente divisa in quattro quadrati (*split*); se questi quattro quadrati hanno caratteristiche simili, vengono rifiuti insieme (*merge*) in un unico grande quadrato, se invece presentano delle disuguaglianza nel valore dei parametri valutati, ciascun quadrato viene suddiviso in altri quattro quadrati di cui si valuta l'uniformità o meno degli attributi presi in esame, e così via.

Questo tipo di elaborazione non è adatta se si vuol inizialmente considerare l'immagine nel suo complesso, in quanto risulterebbe computazionalmente troppo pesante, o se si vuol partire dalla valutazione del singolo pixel, in quanto la valutazione sulle uniformità dell'intera regione sarebbero limitate alla singola unità fondamentale; l'approccio più adatto risulta quindi quello intermedio (il segmento) per il quale si possono ben valutare le uniformità con un'attività computazionale non eccessiva.

## 2.4 BOUNDARY DETECTION

I metodi *boundary detection* si propongono di segmentare un'immagine riconoscendo i contorni dei segmenti, non i segmenti stessi (Fig.10); in particolare i contorni vengono individuati [3] nei punti in cui vi sono significative discontinuità di luminanza o variazioni di attributi all'interno dell'immagine.



*Fig. 10: Esempio di segmentazione Boundary detection: a sinistra è rappresentata l'immagine originale, a destra quella segmentata [5].*

Il *boundary detection* si serve degli stessi metodi dell'*edge detection*, una modalità di elaborazione dell'immagine collocabile nella categoria *Image Enhancement*, che si preoccupa, appunto, di definire i contorni degli oggetti interni all'immagine stessa. Questi metodi sono:

- *first order derivative edge detection*: tramite queste applicazioni si evidenzia la presenza di un contorno quando il gradiente di luminanza valutato in un certo intorno oltrepassa una soglia prestabilita; il gradiente utilizzato può essere valutato in due direzioni ortogonali o in tutte le direzioni.

In concreto [2] questi metodi vengono implementati con l'applicazione di filtri spaziali. Essi sono filtri che agiscono sulla luminanza dell'immagine e sono rappresentati da *maschere*, cioè matrici quadrate che muovendosi lungo l'immagine di input, pixel per pixel eseguono l'operazione per cui sono state progettate e posizionano il risultato nel pixel dell'immagine in un output corrispondente, in termini di coordinate, al centro della maschera.

Un esempio di questi filtri è il Prewitt; esso prevede la possibilità di usare otto maschere le quali vanno a individuare rispettivamente i contorni dell'immagine posizionati in direzione nord, nord-est, nord-ovest, est, ovest, sud, sud-est, sud-ovest, a seconda della maschera che si utilizza.

Ad esempio, nel caso in cui si applica all'immagine la seguente maschera adatta a individuare i bordi in direzione nord-ovest:

1	1	1
1	-2	-1
1	-1	-1

si ottiene un'immagine filtrata come quella mostrata in Figura 11, in cui i contorni visibili sono proprio quelli che si trovano in alto a sinistra.

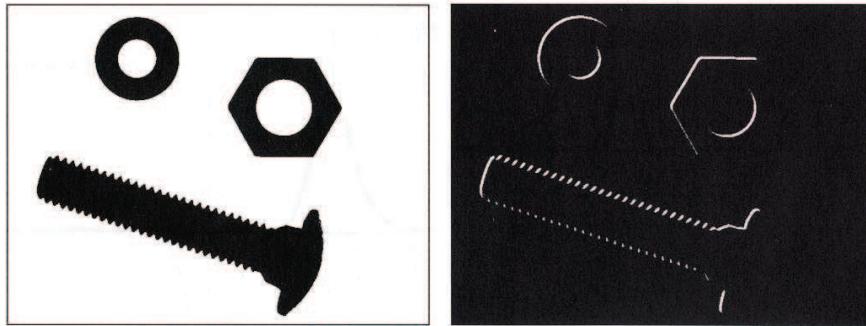


Fig. 11:Applicazione della maschera nord-ovest di Prewitt: a sinistra è visualizzata l'immagine originale, a destra quella segmentata [2].

In particolare, nell'immagine finale elaborata si ottiene un valore nullo (corrispondente al nero) quando il risultato dell'applicazione della maschera risulta essere negativo (in quanto un'immagine non può avere un valore di livello di grigio negativo) o tutte le volte che la maschera agisce su una zona dell'immagine di luminanza costante; si ottiene invece il valore unitario (corrispondente al bianco) quando si verificano discontinuità nei livelli di grigio dell'immagine, cioè quando sono effettivamente presenti i contorni dei segmenti, che vengono così rilevati. La limitazione più evidente dei filtri come il Prewitt è costituita [3] dalla loro incapacità di individuare correttamente i contorni in immagini con molto rumore; una possibile soluzione finalizzata alla risoluzione di questo problema è rappresentata dall'utilizzo di maschere più estese delle semplici 3x3 comunemente applicate.

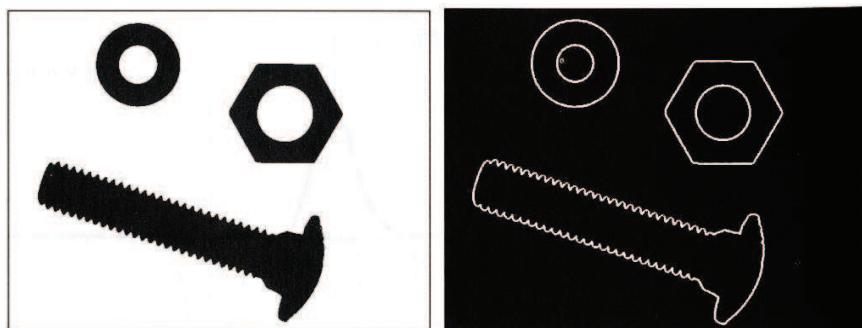
- *second order derivative edge detection:* tramite questi metodi [2] viene rilevata la presenza di un contorno se è presente un cambiamento spaziale significativo nella polarità della derivata seconda. Principalmente questi metodi sono rappresentati dal Laplaciano e dalla derivata seconda stessa.

Il Laplaciano, in particolare, consiste nell'applicazione della seguente maschera all'immagine:

$$\begin{array}{|c|c|c|} \hline -1 & -1 & -1 \\ \hline -1 & 8 & -1 \\ \hline 1 & -1 & -1 \\ \hline \end{array}$$

Contrariamente a quanto avviene in seguito all'elaborazione con la maschera Prewitt, in questo caso si ottiene una sola immagine di output, in quanto il risultato è indipendente dall'orientazione di applicazione della maschera; i contorni risultano quindi immediatamente ben individuati in ogni direzione dello spazio.

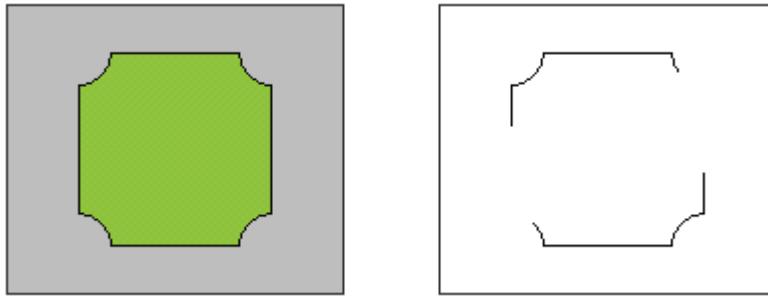
Come, invece, accade anche per il filtro Prewitt, l'immagine di output contiene pixel neri in corrispondenza delle zone in cui l'immagine originale contiene livelli di grigio costanti o variazioni lineari; mentre quando si hanno transizioni non lineari nella luminanza si ottengono in output pixel codificati dal valore del bianco e rappresentanti i contorni dei segmenti dell'immagine (Fig. 12).



*Fig. 12: Applicazione della maschera dell'operatore Laplaciano: a sinistra si può notare l'immagine originale, a destra quella segmentata [2].*

In seguito all'applicazione dei metodi *edge detection* [3] si possono ottenere risultati non ottimali legati alla presenza di molto rumore nelle immagini o alla scarsa diversità, fra una regione e l'altra, degli attributi presi in esame; in questi casi può accadere che il contorno risultante dall'elaborazione sia spezzettato o ramificato (Fig. 13), o che le regioni siano sovrapposte, perciò

si rivela necessario l'uso di alcune tecniche adatte a unire le varie parti individuate separatamente.



*Fig. 13: Esempio di segmento individuato con un metodo edge detection in cui mancano alcune porzioni del contorno.*

Alcune applicazioni si propongono di sostituire le parti mancanti dei contorni interpolando con le curve più adatte; in particolare nel caso in cui il segmento sia costituito da una figura geometrica nota (un quadrato, un cerchio) l'elaborazione non dovrebbe presentare particolari difficoltà, mentre [14] in casi di forme più complesse, quando la parte mancante è una sola e non troppo estesa, è comodo interpolare con una funzione polinomiale nota.

Un'altra modalità di interpolazione è stata studiata da Duda e Hart [17], i quali hanno elaborato l'*iterative endpoint fit*. Si tratta di un metodo applicabile nel caso in cui al posto del tratto di contorno mancante sono presenti pixel sparsi qua e là che necessitano di essere uniti fra di loro. Inizialmente si collegano con una linea retta i due estremi A e B delle due parti da congiungere. Successivamente si considera il pixel posizionato nel punto più lontano dalla linea appena tracciata. Se la distanza fra A e B risulta eccessiva, l'interpolazione viene fatta passare attraverso questo nuovo punto C, ottenendo così i due nuovi segmenti di interpolazione AC e CB. Questo processo viene eseguito finché non sono stati valutati tutti i punti presenti nella zona da esaminare. Il vantaggio di questo metodo è rappresentato [3] dalla sua semplicità, mentre il suo svantaggio è individuabile nella possibilità d'errore riscontrabile nella scelta scorretta dei pixel da valutare.

## 2.5 TEXTURE SEGMENTATION

Questi ultimi metodi si basano sul riconoscimento dei vari *texture* all'interno dell'immagine. A livello intuitivo per *texture* si può considerare [3] il corrispettivo nelle immagini di quello che è il tipo di tessitura o di lavorazione dei tessuti, cioè la loro trama; esso consiste infatti [18] in un ordine non casuale di parti elementari che hanno all'incirca sempre le stesse dimensioni e che si ripetono in una zona estesa dell'immagine.

I *texture* vengono qualitativamente descritti dalla loro *coarseness*, cioè dalla loro “grossolanità”, intesa nello stesso modo in cui viene considerata la lavorazione delle stoffe (Fig. 14). Questa caratteristica è legata al periodo di ripetizione spaziale dell'elemento. Infatti un periodo più esteso è indice di una maggiore *coarseness*, mentre uno più ristretto rappresenta una *texture* più raffinata.



*Fig. 14: Esempi di due tessuti con diversa texture: il tessuto di sinistra ha una coarseness maggiore di quella di destra.*

I *texture* possono essere considerati suddivisi in due categorie: [3] essi sono *naturali* quando rappresentano scene naturali contenenti arrangiamenti ripetitivi di pixel, come ad esempio immagini di pareti di mattoni, di tegole sui tetti, di sabbia o erba, mentre sono definiti *artificiali* quando sono formati da ripetizioni regolari di simboli, come segmenti, punti, quadrati, posizionati su uno sfondo neutrale (Fig. 15).

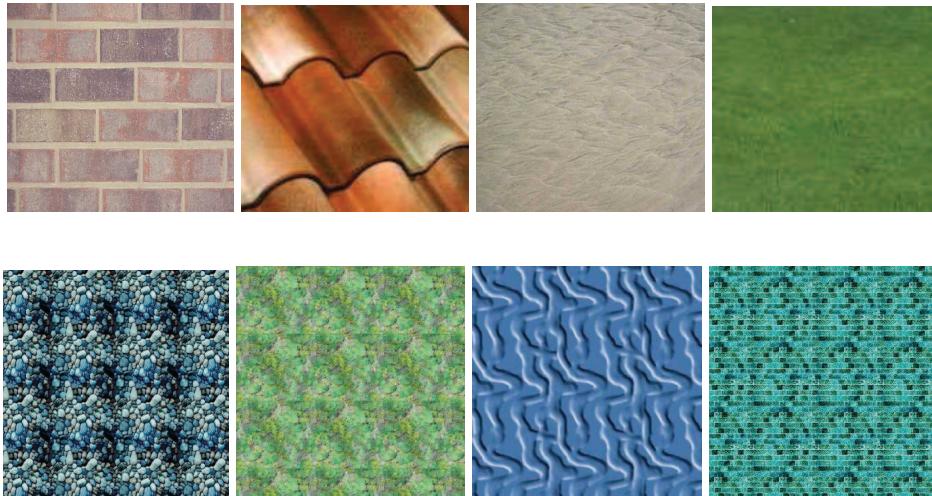


Fig. 15: Esempi texture naturali (in alto, da sinistra: mattoni, tegole, sabbia, erba) e artificiali (in basso).

Il tipo di *texture segmentation* suggerito da Rosenfeld [19] si basa proprio sulla rilevazione del cambiamento di *coarseness* all'interno dell'immagine e di conseguenza sull'individuazioni di regioni diverse per quanto concerne questo tipo di caratteristica. Questa metodologia presenta però una ben precisa problematica. All'inizio dell'elaborazione l'immagine di input viene preprocessata, cioè i vari *texture* vengono convertiti in una scala di luminanza, per poi essere sottoposta ad *Amplitude Segmentation*. Quando successivamente viene applicata la tecnica di segmentazione in esame, i bordi risultano meno distinguibili di quello che sarebbero senza il preprocessamento poiché, a causa delle pre-elaborazione, le zone rappresentanti i contorni sono identificate da valori medi di grigio.



Fig. 16: Esempio di una vista aerea di un tratto di campagna: l'immagine si presenta molto adatta alla texture segmentation.

Un altro approccio, invece, si basa sull'individuazione del contorno fra le regioni con differenti *texture* con modalità simili a quelle degli *Amplitude Segmentation Methods*; in questo caso vengono messe in evidenza le differenze fra le regioni caratterizzate da diversi *texture* e successivamente viene applicato un *thresholding* per individuare proprio le variazioni di *texture* fra le singole zone dell'immagine.

### 3. LA SEGMENTAZIONE APPLICATA ALLE IMMAGINI DI RISONANZA MAGNETICA NUCLEARE

In ambito biomedico, la tecnica di segmentazione viene principalmente applicata su immagini fornite da tomografia assiale computerizzata (TAC) e da risonanza magnetica nucleare (NMR) (Fig. 17).



*Fig. 17: Esempi di immagini cliniche: a sinistra è mostrata un'immagine TAC del bacino [20], a destra è visualizzata un'immagine NMR del ginocchio [21].*

Grazie all'elevato contrasto presente nelle immagini TAC, la segmentazione delle parti ossee (che di solito sono quelle d'interesse in questo tipo di elaborazione) non presenta particolari difficoltà ed è spesso comodamente realizzata tramite l'applicazione delle modalità *thresholding*. Nel caso delle immagini NMR, invece, la situazione è leggermente più complessa in quanto le parti individuabili sono molteplici e il contrasto fra di esse non è particolarmente accentuato. Riveste quindi maggiore interesse l'approfondimento di questa seconda applicazione, sia per le modalità con cui viene eseguita, sia per la sempre maggiore diffusione della risonanza magnetica nucleare come tecnica diagnostica e come base per gli studi di ricerca medica e bioingegneristica.

#### 3.1 PECULIARITA' DELLE IMMAGINI NMR E FINALITA' DELLA LORO ELABORAZIONE

La risonanza magnetica nucleare è una tecnica diagnostica che fornisce [22] sequenze di un centinaio di immagini bidimensionali rappresentanti sezioni

dell'organismo e contenenti informazioni tridimensionali delle varie componenti anatomiche. Nonostante i costi ancora elevati, essa viene sempre più impiegata in campo medico per la sua versatilità d'applicazione e d'indagine, in quanto, come già accennato, [23] riproduce elettronicamente immagini su un piano prescelto e secondo un qualsiasi orientamento e inoltre fornisce una migliore caratterizzazione dei tessuti molli, elimina artefatti scheletrici e produce informazioni plurime anche grazie alla possibilità di variare la scala dei grigi a seconda delle applicazioni cliniche d'impiego.

Per la loro caratteristica di tridimensionalità intrinseca (valutata attraverso set di slide bidimensionali), le immagini NMR vengono per lo più segmentate e poi utilizzate per ricostruzioni 3D delle varie componenti anatomiche umane.

L'uso più immediato di questa tipologia di elaborazione [24] riguarda le applicazioni mediche e consiste in una migliore comprensione dell'anatomia umana, intesa come forma, volume, dimensioni e posizione dei vari organi. Lo scopo primario di queste valutazioni risulta essere la costruzione di modelli anatomici molto affidabili, senza la necessità di effettuare indagini invasive in pazienti o cadaveri.

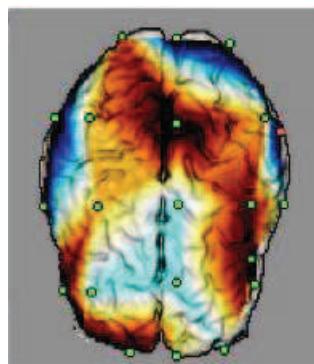
In secondo luogo, utilizzando questi nuovi mezzi tecnologici, si prospetta la possibilità di monitorare la progressione di malattie, soprattutto quelle tumorali. Infatti in questi casi vengono valutate le dimensioni delle masse e le loro successive mutazioni, è possibile pianificare l'intervento chirurgico o determinare con maggiore sicurezza il trattamento a cui sottoporre il paziente.

In campo bioingegneristico, invece, segmentazione e ricostruzione tridimensionale vengono spesso utilizzate come tecniche di elaborazione di immagini rappresentanti la testa e le sue componenti interne, primo fra tutti il sistema nervoso centrale. Le finalità sono fondamentalmente legate allo studio sulla conduttività cerebrale e alla produzione di immagini multimediali.

Nel primo caso viene simulata e studiata l'attività elettrica cerebrale. La necessità di una simulazione è dovuta al fatto che, a causa della bassa conduttività dell'osso, le registrazioni effettuate tramite

l'elettroencefalogramma (EEG) rilevano ampiezze di segnale inferiori rispetto a quelle effettive degli impulsi nervosi; in più una diversità di spessore dello scalpo può causare una variazione del 20-40% nella rilevazione delle ampiezze stesse. Tramite le simulazioni è invece consentito valutare quale sia l'effettiva attività cerebrale dei soggetti sani e confrontarla con quella dei soggetti patologici; inoltre in questi ultimi casi si rivela possibile identificare la posizione delle sorgenti dei disturbi, come ad esempio quelle da cui si dipartono le scariche neuronali epilettiche, e così valutare meglio le manifestazioni e le cause delle malattie nervose.

Le immagini multimodali, invece, sono elaborazioni in cui vengono integrate vari tipi di informazioni (Fig. 18). Queste possono provenire da immagini acquisite con modalità differenti (TAC, NMR, SPECT) o dall'unione di segnali con caratteristiche monodimensionali e bidimensionali. In particolare, nel secondo caso vengono ad esempio fuse immagini NMR, che forniscono l'anatomia cerebrale, con l'attività cerebrale rilevata dagli elettroencefalogrammi (EEG). Il risultato, visibile in Figura 18, è costituito dalla ricostruzione tridimensionale del cervello e dalla rappresentazione del segnale EEG con le stesse codifiche di colore delle carte metereologiche, passando dunque dal blu (segna negativo) al bianco (segna nullo), fino al rosso (segna positivo). Il risultato finale si rileva, quindi, essere la rappresentazione di un campo elettrico sulla superficie cerebrale umana.



*Fig. 18: Esempio di immagine multimodale data dalla fusione di segnali EEG e di immagini NMR (i cerchi verdi rappresentano la posizione degli elettrodi EEG) [24].*

### 3.2 ELABORAZIONE DELLE IMMAGINI NMR

Le immagini NMR, in quanto digitali, possono subire tutte le elaborazioni descritte nel paragrafo 1.1. In particolare, però, le operazioni eseguite su di esse sono prevalentemente quattro, e cioè [25] *preprocessing*, *feature extraction*, *segmentazione* e *classificazione*, come mostrato dallo schema in Figura 19.

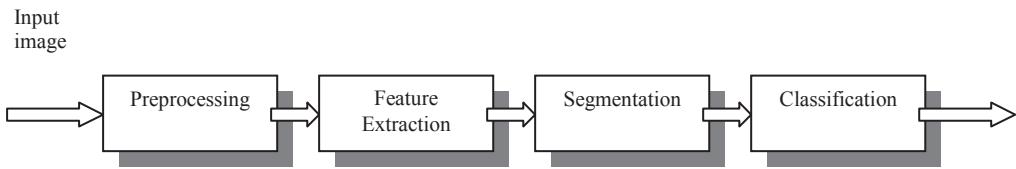


Fig. 19: Tappe dell'elaborazione delle immagini NMR.

In particolare queste tappe presentano le seguenti caratteristiche:

- *Preprocessing*: la pre-elaborazione dell'immagine si propone di eliminare le incertezze dovute al rumore casuale, alla dispersione spettrale e alla non uniformità delle radiofrequenze, al fine di predisporre l'immagine alle operazioni successive. La riduzione degli artefatti, però, deve tener conto del rapporto segnale-rumore, della degradazione dei contorni e dei dettagli, della complessità computazionale e dei tempi necessari all'elaboratore. Si può, però, a volte, verificare che l'ottimizzazione di una caratteristica ne comprometta un'altra, quindi bisogna ben valutare quali siano gli elementi necessari per le tappe successive.
- *Feature extraction*: è una tappa funzionale alla fase successiva, in quanto la segmentazione delle immagini NMR è basata su alcune caratteristiche che possono essere estratte dalle immagini, come l'intensità dei pixel. Essa, a sua volta, può essere utilizzata per calcolare altri attributi, come ad esempio i contorni o la *texture*, che suggeriscono direttamente la tipologia di metodo di segmentazione da utilizzare.
- *Segmentazione*: vengono raggruppati i pixel in regioni, in modo da definire le varie componenti anatomiche che verranno utilizzate per elaborazioni successive, quali, ad esempio la ricostruzione

tridimensionale della parte anatomica d'interesse, con le finalità descritte nel paragrafo 3.1.

- *Classificazione*: in questa fase viene riconosciuta la parte segmentata e “etichettata”. Ciò significa che viene evidenziata la corrispondenza fra l'oggetto tratto dalle immagini e quello reale, e al primo viene dato il nome che lo identifica.

### 3.3 METODI DI SEGMENTAZIONE DELLE IMMAGINI NMR

I metodi applicabili alle immagini NMR sono gli stessi descritti nei paragrafi da 2.1 a 2.5, riguardanti la segmentazione delle immagini digitali. Tuttavia vi sono tecniche che meglio si adattano alle caratteristiche di questo tipo di immagini cliniche e altre che, invece, trovano un'applicazione limitata poiché non propriamente idonee. In particolare, la tecnica più scarsamente utilizzata è la *texture segmentation*, in quanto nelle immagini NMR non vengono riscontrate ripetizioni regolari di elementi fondamentali, mentre vengono più largamente utilizzati gli altri metodi di segmentazione presi precedentemente in esame.

Per comodità e abitudine si è soliti dividere le metodologie adatte alla segmentazione di immagini da risonanza magnetica nucleare in tre classi [4, 24, 25, 26]: *region based methods*, *edge detection methods* e *clustering methods*.

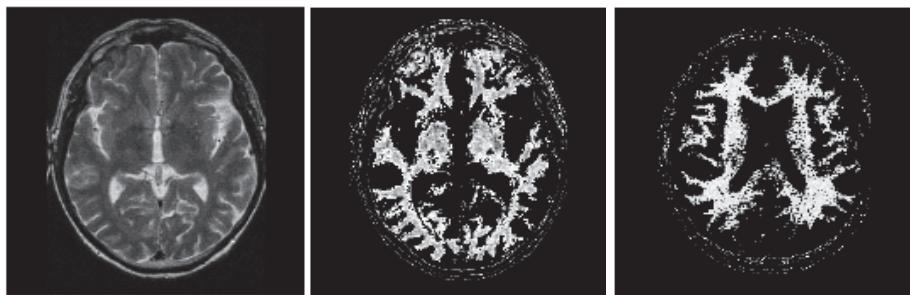
#### 3.3.1 Region based methods

Sono raccolti in questa categoria quei metodi che si basano sull'identificazione delle omogeneità delle immagini e che si propongono di riunire fra di loro tutti quei pixel che hanno all'incirca lo stesso livello di grigio. I due metodi principali sono:

- *Thresholding*: vengono raggruppati quei pixel che hanno il livello di grigio compreso in un intervallo stabilito dall'operatore. La definizione univoca di questo range rappresenta la difficoltà più rilevante di questa tecnica, in quanto non è possibile l'identificazione di soglie valide in tutte le situazioni a causa delle differenze presenti fra immagine

acquisite con modalità diverse, della variabilità dell'anatomia umana e degli artefatti dovuti al rumore. Di solito, quindi, gli estremi dell'intervallo vengono individuati volta per volta valutando il diagramma a istogrammi rappresentante la corrispondenza fra il numero di pixel che hanno un certo valore di grigio e la luminanza da essi posseduta.

Il *thresholding*, inoltre, può essere applicato sia in modalità *globale*, cioè sull'intera immagine col fine di ricavare un'intera regione, sia in modalità *locale*, cioè solo in alcune zone dell'immagine, per raffinare o completare la segmentazione di un oggetto (Fig. 20).



*Fig. 20: Applicazione del thresholding alle immagini NMR: a sinistra è possibile osservare l'immagine dell'encefalo acquisita dallo scanner, a destra sono rappresentate due immagini dopo la segmentazione della materia bianca [27].*

- *Region growing*: vengono scelti dall'operatore dei “seed” point, cioè dei pixel di partenza di caratteristiche note e ben definite, attorno ai quali far crescere la zona da segmentare. In particolare, a questi pixel scelti inizialmente vengono aggiunti quei pixel che hanno i loro stessi attributi, come ad esempio il livello di grigio; questi ultimi diventano a loro volta dei “seed” point, permettendo, così, che il processo continui fino al suo completamento (Fig. 21).



*Fig. 21: Tappe dell'accrescimento del segmento costituito dal cervello tramite l'applicazione del region growing [27].*

La difficoltà legata a questa tecnica consiste nell'individuare correttamente le coordinate dei “seed” point e nel determinare il numero adatto di questi pixel di partenza; infatti la selezione di troppi pixel iniziali porta alla divisione dell’immagine in troppe zone, mentre la mancanza dell’individuazione di alcuni di essi porta all’accorpamento di alcune regioni ad altri segmenti. Con questo metodo vengono quindi segmentate correttamente solo quelle regioni che presentano caratteristiche ben definite.

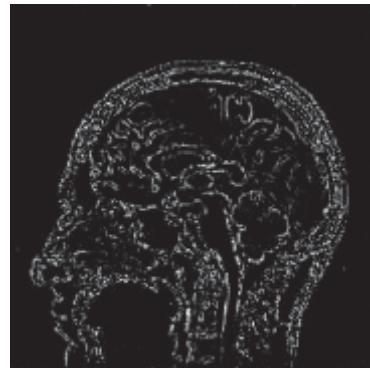
Una forma alternativa di *region growing* prevede, invece, la divisione dell’immagine in gruppi di piccole regioni. All’interno di questi gruppi vengono eseguiti test di uniformità, ad esempio viene confrontato il livello di grigio del singolo pixel con la luminanza media della regione; se il test risulta avere esito positivo la regione rimane unita al suo interno, altrimenti viene divisa in tante zone quanti sono i pixel caratterizzati da attributi differenti da quelle iniziali.

Questo metodo richiama lo *split and merge* del paragrafo 2.3.2, ma viene eseguito considerando zone di partenza più piccole rispetto alle regioni nella loro totalità.

### 3.3.2 Edge detection methods

Gli *edge detection methods* si basano sull’assunzione che bruschi cambiamenti di una caratteristica all’interno di un’immagine corrispondono ai contorni degli oggetti. Per cogliere queste discontinuità negli attributi viene utilizzato l’operatore gradiente in varie modalità, alcune delle quali evidenziate nel paragrafo 2.4. Quei pixel che hanno il modulo del gradiente

elevato e compreso in un certo range vengono identificati come costituenti un contorno.



*Fig. 23: Applicazione del metodo edge detection a un'immagine NMR rappresentante la testa [4].*

I problemi legati all'applicazione di questi metodi sono principalmente dovuti all'incapacità di creare bordi molto frastagliati e chiusi; infatti spesso vengono a mancare alcune zone di contorno per cui si rivelano necessarie tecniche di *edge linking*. Questi metodi, inoltre, risultano altamente suscettibili al rumore, in quanto la presenza casuale, ad esempio, di un pixel molto scuro in una zona molto chiara viene identificato come un tratto di bordo, quando invece si tratta semplicemente di un'imperfezione dell'immagine. In altri casi, invece, quando le regioni adiacenti hanno caratteristiche molto simili, per questi operatori risulta particolarmente difficile identificare i contorni che separano i segmenti.

Il risultato dell'applicazione degli *edge detection methods* è quello di fornire in uscita un'immagine binaria in cui, cioè, i contorni sono rappresentati in bianco, mentre lo sfondo risulta nero, o viceversa (Fig.23).

Un esempio di questa categoria è il *boundary tracing* [28]. Esso si propone l'individuazione del bordo a partire da un semplice gesto dell'operatore; egli infatti deve solamente cliccare su un pixel della regione da segmentare, dopo di che il metodo individua un punto facente parte del bordo della zona prescelta e da lì traccia tutto il contorno della regione stessa.

Questi tipo di metodo però presenta parecchi problemi; momentaneamente in questo modo si riescono a segmentare solo zone larghe e ben definite.

### 3.3.3 Clustering methods

Con l'applicazione di questi metodi l'immagine viene suddivisa in aree omogenee in base alle caratteristiche dei pixel; gli attributi considerati sono prevalentemente gli operatori statistici (media, moda, ecc.). Il metodo di questa categoria più comunemente usato è il *k-means*, trattato nel paragrafo 2.2.

Il vantaggio fondamentale di queste tecniche è la loro riproducibilità, dovuta al fatto che si basano su algoritmi matematici. Gli svantaggi, invece, sono i lunghi tempi computazionali e l'errata segmentazione dell'immagine in regioni che non corrispondono ad oggetti del mondo reale. La seconda problematica è sicuramente quella di maggior incidenza nell'elaborazione medica. Alcune soluzioni individuate consistono nel far supervisionare il tutto dall'operatore e nell'identificare metodi di *reclustering* [29], in cui le segmentazioni di bassa qualità vengono iterativamente migliorate. Altre soluzioni, invece, si basano sulla conoscenza a priori dell'anatomia umana: alcuni autori [30] hanno infatti fornito all'elaboratore i dati dei cluster centers dei tessuti noti e le proprietà semplificate della distribuzione dell'intensità luminosa delle varie zone, fornendo così dei punti di partenza certi al calcolatore.

## 3.4 ESEMPI DI SEGMENTAZIONE DI SET DI IMMAGINI NMR

### RAPPRESENTANTI LA TESTA

Nella maggior parte dei casi i set di immagini NMR più comunemente elaborati sono quelli relativi alla testa e alle parti anatomiche che essa contiene. In particolare vengono per lo più segmentati [24] scalpo, cranio, liquido cerebrospinale (liquor o CSF) presente nei ventricoli cerebrali e fra cervello e meningi, e le componenti proprie del cervello, cioè materia bianca e materia grigia.

Per questo tipo di elaborazione, nella quasi totalità dei casi, non viene utilizzata un'unica tecnica di segmentazione, ma vengono utilizzate combinazioni di più metodi, con lo scopo di utilizzare per la definizione di ogni segmento la modalità che più gli si adatta. In generale [25, 31] vengono

applicati su un unico set i metodi *edge detection* uniti ai *region based* e/o ai *clustering* con o senza l'intervento degli operatori morfologici (erose, dilate, open e close) che operano eliminando o accentuando eventuali zone contenute nei segmenti individuati. In altri casi, invece, si fa in modo che il calcolatore confronti le immagini da elaborare con un atlante anatomico presente al suo interno, soluzione che però porta a una segmentazione buona solo in apparenza. In alternativa è possibile mettere in relazione le immagini in input con un set di informazioni che riguardano le caratteristiche dell'immagine, come ad esempio il livello di grigio, oppure che contengano conoscenze anatomiche, come dimensioni, posizione e forma delle regioni in cui è divisibile la testa; tuttavia il set di dati da inserire risulta spesso difficile da ottenere ed eccessivo nelle dimensioni. Infine è possibile adattare i vari segmenti a figure geometriche note; questa operazione viene per lo più eseguita nel caso in cui lo scopo della segmentazione sia la modellizzazione.

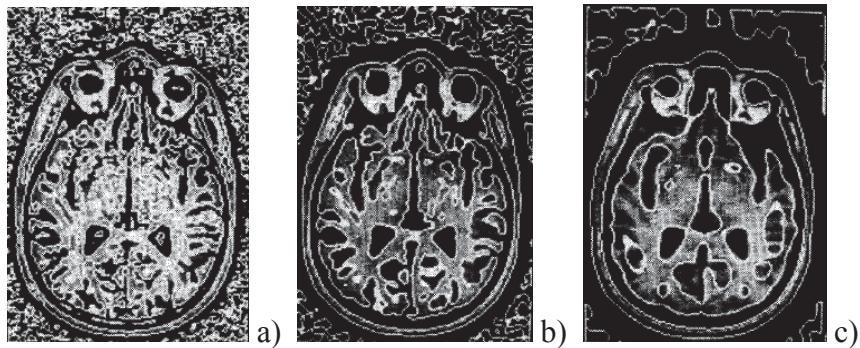
La premessa da puntualizzare prima di analizzare un paio di esempi di modalità globali di elaborazione è riferita alla qualità delle immagini: nella maggior parte dei casi [31] le immagini utilizzate per sperimentazioni hanno una qualità superiore a quelle cliniche, cioè presentano alto contrasto, buona risoluzione e scarso rumore.

Il primo esempio è quello elaborato da Bomans et al. [18]. La loro attività si è basata sull'utilizzo del *Marr-Hildred*, uno degli operatori dell'*edge detection*, applicato insieme ai filtri morfologici. Il *Marr-Hildred* è matematicamente ottenuto dalla convoluzione fra il Laplaciano e la funzione Gaussiana, è facilmente estendibile al tridimensionale, fornisce contorni chiusi, quindi non è necessario l'impiego di metodi edge-linking, e non è computazionalmente troppo intensivo.

Il primo stadio della lavorazione è stata l'interpolazione lineare delle immagini originali, in modo da ottenere una superficie con livelli di grigio isotropi.

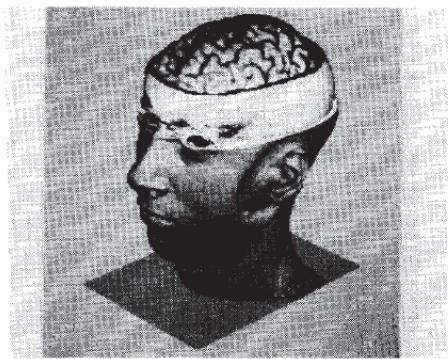
Successivamente è stata determinata quale deviazione standard (relativa alla funzione Gaussiana contenuta nel *Marr-Hildred*) dovesse possedere l'operatore per fornire buoni risultati. Per far ciò le immagini sono state più volte convolute con operatori di differenti deviazioni standard; come si può

osservare dalla Figura 24 per valori di deviazione bassi si ottengono molti piccoli oggetti, ma vengono anche delineati i contorni di zone costituite da rumore, mentre per valori elevati diminuisce l'interferenza del rumore e decresce il numero di oggetti individuati. La scelta degli autori è stata quella di utilizzare un valore intermedio; in particolare è stata scelta una deviazione standard pari a due.



*Fig. 24: Risultati della convoluzione fra le immagini e l'operatore Marr-Hildred con deviazione standard a) pari a uno, b) pari a due, c) pari a quattro [22]*

Una volta definite esattamente le modalità di lavoro, sono state segmentate le varie parti anatomiche, visibili in Figura 25.

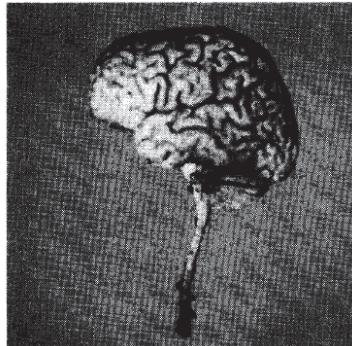


*Fig. 25: Visualizzazione 3D delle parti anatomiche segmentate da Bomans et al. [22].*

La superficie cutanea è stata ricavata grazie all'applicazione di un semplice thresholding e successivamente è stata arricchita da ombre attraverso una tecnica di sfumatura basata su gradiente di livello di grigio.

Successivamente è stato segmentato l'osso con l'operatore *Marr-Hildred*. In realtà la zona definita è stata solo la parte più esterna del cranio, in quanto la parte sottostante si presenta unita ad altri oggetti che hanno il suo stesso livello di grigio (ad esempio le cavità), per cui è difficilmente separabile da esse. Per migliorare la superficie ossea, il cranio è stato in seguito interpolato con una sfera e nuovamente elaborato tramite l'applicazione del *thresholding*.

Infine è stato definito il sistema nervoso centrale. Contrariamente alle due fasi precedenti, gli autori si dichiarano insoddisfatti di questa segmentazione (anch'essa realizzata con l'operatore *Marr-Hildred*) poiché seppur i solchi e le fessure sono delineati, la qualità è bassa e la superficie ricostruita presenta rumore; applicando però tecniche di creazione delle ombre, in questo caso l'"*integral shading*" che agisce con una profondità di sei pixel, il risultato ottenuto si mostra sicuramente migliore, come visibile in Figura 26.



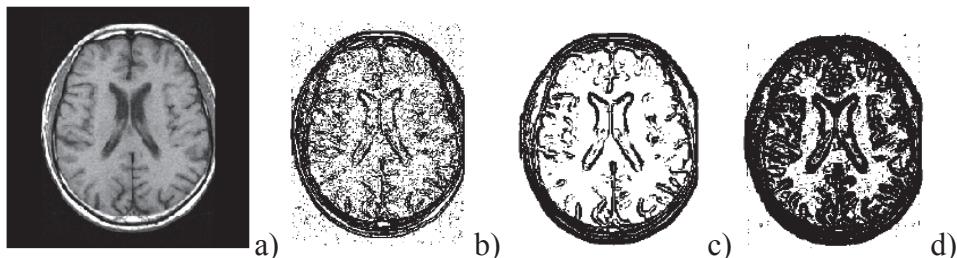
*Fig. 26: Visualizzazione tridimensionale del sistema nervoso centrale segmentato da Bomans et al. [22].*

Il secondo esempio è costituito dalla segmentazione effettuata da Tang et al. [27]. Essi hanno utilizzato una tecnica definita *multi-resolution edge detection* che consiste nell'applicare un metodo *edge detection* su un'immagine che di volta in volta cambia risoluzione; successivamente hanno realizzato un *thresholding* dei contorni individuati e infine hanno "riempito" tramite un *region growing* il segmento realizzato.

L'operatore *edge detection* utilizzato è stato il *Canny*, costituito dalla derivata prima della funzione Gaussiana; esso è stato scelto poiché presenta buone qualità relativamente al rapporto segnale-rumore e possiede buone

capacità nel cogliere i contorni molto labili, come quelli che si trovano, ad esempio, fra materia bianca e materia grigia.

Un esempio dell'applicazione della prima parte di questo metodo è mostrato in Figura 27.



*Fig. 27: Uso dell'operatore Canny e del thresholding: a) immagine acquisita dallo scanner; b) applicazione dell'operatore all'immagine con risoluzione alta; c) applicazione all'immagine con risoluzione bassa dell'operatore Canny e di un thresholding alto; d) applicazione all'immagine con risoluzione bassa dell'operatore Canny e di un thresholding basso [27].*

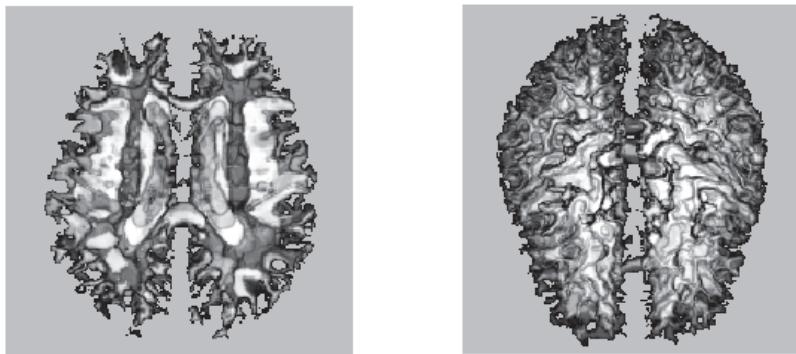
Da essa si può osservare che quando l'operatore *Canny* viene applicato a un'immagine che presenta un'alta risoluzione (caso b), si ottengono contorni ben delineati nei particolari, ma buona parte del rumore viene identificato come bordo; nelle situazioni, invece di bassa risoluzione dell'immagine (caso c e d) si ha una buona identificazione dei bordi e non si verifica la possibilità di equivocare i contorni, ma si ha la perdita in dettaglio delle informazioni. In modo opposto, quando viene applicato il thresholding, se viene fornita una soglia bassa (caso d), vengono rilevati tutti i dettagli dell'immagine, nonostante venga evidenziato molto rumore nella zona omogenea, se invece viene fornita una soglia alta, di nuovo si rischia la perdita di informazioni.

La soluzione al problema è stata semplicemente quella di valutare, in corrispondenza di ogni livello di risoluzione, con quali parametri applicare *edge detection* e *thresholding* alle immagini, e successivamente integrare tutte le informazioni ottenute.

Come anticipato precedentemente le varie regioni sono state poi singolarmente evidenziate tramite l'applicazione del region growing che ha

riunito tutti i pixel compresi nei contorni individuati e ha dato vita ai singoli segmenti.

Per questa combinazione di metodologie, la difficoltà maggiore è stata quella di separare materia grigia e materia bianca, a causa delle loro scarse differenze nel livello di grigio. Le operazioni eseguite precedentemente non danno risultati positivi a questo proposito, per cui è stato elaborato un metodo di thresholding automatico e molto sensibile alle variazioni di luminanza, di cui gli autori non fanno menzione nei dettagli.

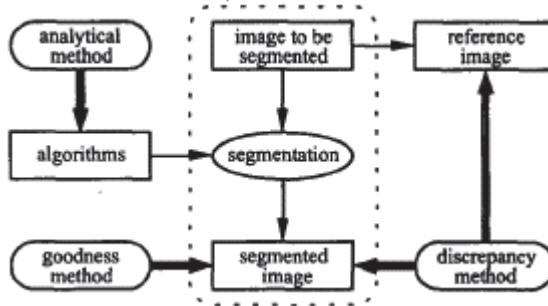


*Fig. 28: Visualizzazione tridimensionale della materia bianca segmentata da Tang et al. :  
a sinistra è presente una sezione, a destra si osserva la vista dall'alto [27].*

In conclusione Tang et al. si dichiarano soddisfatti dei risultati ottenuti con questa combinazione di tecniche di segmentazione, soprattutto perché il metodo si presenta ben adatto anche alle immagini che contengono molto rumore e permette di selezionare zone particolarmente difficili da segmentare.

### 3.4.1 Criteri di valutazione dei metodi di segmentazione

La buona riuscita dell'applicazione delle tecniche di segmentazione viene valutata in base ad alcuni criteri suggeriti da Zhang [32] e qui brevemente accennati. Questi metodi operano con varie modalità, come rappresentato in Figura 29.



*Fig. 29: Rappresentazione dei campi d'azione dei criteri di valutazione dei metodi di segmentazione [32].*

In particolare i criteri adottati sono:

- *Analytical methods*: valutano direttamente la qualità degli algoritmi utilizzati per la segmentazione, cioè vengono presi in considerazione principi, requisiti, utilità, complessità, ecc. degli algoritmi stessi. Essi in realtà non bastano per giudicare la bontà di un metodo, ma forniscono sicuramente importanti informazioni tecniche agli altri criteri.
- *Goodness methods*: determinano indirettamente la bontà dell'algoritmo poiché giudicano l'immagine segmentata in base a misure di qualità stabilite in relazione all'intuizione umana. Essi sono stati classificati in tre categorie: *intra-region uniformity*, *inter-region contrast* e *region shape*.
- *Discrepancy methods*: identificano le differenze fra un'immagine segmentata e la sua corrispettiva immagine segmentata ideale, nota come *immagine di riferimento*, o *gold standard*, o *round thruth*. In altre parole questi metodi provano a determinare quanto sia lontana l'immagine segmentata da quella ideale. Essi sono più validi dei *goodness methods* e sono divisi in cinque categorie: *number of mis-segmented pixel*, *position of mis-segmented pixel*, *number of object in the image*, *feature values of segmented objects*, *miscellaneous quantities*.

### 3.5 SEGMENTAZIONE SEMIAUTOMATICA E AUTOMATICA

La problematica più attuale legata alla segmentazione di immagini NMR è la ricerca di metodi che consentano la totale effettuazione dell'elaborazione dell'immagine da parte del calcolatore, senza l'intervento dell'operatore.

Questa necessità nasce dalla volontà di diffondere in modo consistente l'utilizzo delle immagini di risonanza magnetica nucleare, la loro segmentazione e visualizzazione tridimensionale, con le finalità discusse nel paragrafo 3.1.

Oggi la tipologia di segmentazione più diffusa è quella semiautomatica, caratterizzata dall'attività congiunta di operatore e calcolatore. In particolare il primo fornisce al secondo le informazioni che porteranno a una corretta segmentazione (ad esempio la soglia di thresholding o le coordinate dei *seed points*) e lo monitorizza nella sua attività (il controllo viene fatto per valutare se i segmenti individuati corrispondono effettivamente alle parti anatomiche reali).

Questa modalità di elaborazione consente una buona precisione nel raggiungimento del risultato finale, in quanto l'operatore, con le sue competenze, riesce a riconoscere rumore e artefatti dell'immagine e a eliminarli, mentre il calcolatore, senza la guida di un esperto, tratterebbe queste imperfezioni come normale segnale da elaborare.

Tuttavia questa tecnica presenta alcuni svantaggi quando è messa in relazione con le finalità di diffusione che si intendono raggiungere. Il primo aspetto negativo è [24] la non riproducibilità, in quanto la soggettività dell'operatore incide notevolmente sulla qualità dell'elaborazione eseguita; in secondo luogo [4] i lunghi tempi di lavoro dovuti alla consistente quantità di operazioni da eseguire e gli alti costi legati all'acquisto dei software e all'impiego di manodopera qualificata rallentano e rendono più gravoso questo genere di attività.

La soluzione alla segmentazione semiautomatica è costituita da quella automatica che intrinsecamente contiene la caratteristica di riproducibilità proprio perché eseguita solamente da un calcolatore, ma presenta ancora numerosi ostacoli legati alla qualità delle immagini. Il primo, come precedentemente affermato, è [24] la suscettibilità al rumore, non

riconosciuto come tale dal calcolatore. In secondo luogo [4] è rilevante la presenza nelle immagini degli artefatti dovuti al movimento del paziente, in quanto durante il lungo periodo necessario per la completa acquisizione, i movimenti impercettibili della testa diventano motivo di errore nell'immagine. Inoltre i contorni fra i tessuti appartenenti ai vari organi non si presentano ben delineati e si ha continuamente a che fare con la variabilità anatomica degli individui, situazione non facile da far valutare a un calcolatore. Infine [31] nei contesti clinici la qualità delle immagini non è molto alta poiché per ottenere immagini adatte per la segmentazione è necessario molto tempo il che infastidisce il paziente; inoltre le immagini molto contrastate non forniscono informazioni ottimamente leggibili dal personale medico, per cui risultano inadatte a queste situazioni.

Momentaneamente i metodi che meglio si prestano al tentativo di elaborazione sembrano essere i *clustering*, poiché sono basati su algoritmi matematici facilmente implementabili dai calcolatori; tuttavia essi presentano le non facili problematiche discusse nel paragrafo 3.3.3, per cui l'attuazione di una segmentazione totalmente automatizzata non sembra essere immediata.

## CONCLUSIONI

In questo elaborato sono state affrontate varie problematiche legate alla segmentazione d'immagini digitali e in particolare d'immagini provenienti da risonanza magnetica nucleare.

In primo luogo è stato messo in evidenza a quale livello dell'elaborazione delle immagini è collocabile la segmentazione: essa necessita sicuramente di una pre-elaborazione e consente operazioni in tappe successive.

In secondo luogo sono stati valutati quali metodi vengono più comunemente utilizzati per segmentare un'immagine; essi sono: *amplitude segmentation methods*, *clustering segmentation methods*, *region segmentation methods*, *boundary detection* e *texture segmentation*. Di ognuno di essi è stato cercato di mettere in evidenza caratteristiche, vantaggi e svantaggi, nonché di allegare una modalità esemplificativa.

Successivamente si è valutata l'applicazione di queste tecniche in campo bioingegneristico e sono state affrontate diverse tematiche.

Si è messo in luce come la segmentazione sia oggi per lo più applicata a immagini di risonanza magnetica nucleare, sia per la grande quantità di informazioni che esse contengono, sia per la loro non facile elaborazione.

Sono, in seguito, stati rivalutati i metodi di segmentazione focalizzando la loro applicazione su immagini NMR e mettendo in luce le difficoltà che emergono dal loro uso e che non sono ancora state superate. Sono stati inoltre riportati due esempi di applicazione pratica per meglio mostrare le modalità di lavorazione. E' stato, poi, fatto un breve cenno ai criteri che valutano la "bontà" dei metodi nelle loro applicazioni.

Infine si è affrontata la problematica oggi più attuale, concernente la ricerca di metodi automatizzati di elaborazione, finalizzati a permettere una maggiore diffusione di questo tipo di elaborazione.

## BIBLIOGRAFIA

1. [www.scs.carleton.ca/~nussbaum/courses/medical\\_computing](http://www.scs.carleton.ca/~nussbaum/courses/medical_computing).
2. Baxes G.A. 1994. *Digital Image Processing: Principles and Applications*. John Wiley & Sons.
3. Pratt W.K. 1991. *Digital Image Processing*. 2d ed. John Wiley & Sons.
4. Cresp C., Jäger M., Moser M., Hiltner J., Fathi M. *A New Method for Image Segmentation Based on Fuzzy Knowledge*. Intelligence and systems,1996. IEEE International Join Simposia On 4-5 Nov 1996, pages 227-233.
5. <http://cmp.felk.cvut.cz/~hlavac/Public/Pu/33PVRleto2003/p4PVRsegmentation.pdf>.
6. [http://www.gemedicalsystemseurope.com/euit/rad/xr/radio/products/xqi/hand\\_3.html](http://www.gemedicalsystemseurope.com/euit/rad/xr/radio/products/xqi/hand_3.html)
7. Doyle W. *Operation Useful for Similarity-Invariant Pattern Recognition*. JACM, 9, 2, April 1962, 259-267.
8. Prewitt J.M.S., Mendelsohn M.L. *The Analysis of Cell Images*. Ann. N. Y. Acad. Sci., 128, 1996, 1036-1053.
9. Weska J.S., Nagel R.N., Rosenfeld A. *A Threshold Selection Technique*. IEEE Trans. Computers, C-23, 12, December 1974, 1322-1326.
10. Bartz M.R. *The IBM 1975 Optical Page Reader, Part II: Video Thresholding System*. IBM J. Res. Devel., 12 September 1968, 354-363.
11. Chow C.K., Kaneko T. *Boundary Detection of Radiographic Images by a Threshold Method*. in Frontiers of Pattern Recognition, Watanabe S., Ed., Academic Press, New York, 1972.
12. Tomita F., Yachida M., Tsuji S. *Detection of Homogeneous Regions by Structural Analysis*. Proc. International Joint Conference on Artificial Intelligence, Stanford, CA, August 1973, 564-571.
13. Coleman G.B., Andrews H.C. *Image Segmentation by Clustering*. Proc. IEEE, 67, 5, May 1979, 773-785
14. [http://cne.gmu.edu/modules/dau/stat/clustgalgs/clust5\\_bdy.html](http://cne.gmu.edu/modules/dau/stat/clustgalgs/clust5_bdy.html)
15. Brice C.R., Fenema C.L. *Scene Analysis Using Regions*. Artificial Intelligence, 1, 1970, 205-226.

16. Pavlidis T. *Algorithms for Graphics and Image Processing*. Computer Science Press, Rockville, MD, 1982.
17. Duda R.O., Hart P.E. *Pattern Classification and Scene Analysis*. Wiley Interscience. New York. 1973.
18. Hawkins J.K. *Textural Properties for Pattern Recognition*. In Picture Processing and Psychopictorics. B. C. Lipkin and A. Rosenfeld, Eds., Academic Press, New York, 1970, 347-370.
19. Rosenfeld A., Thurston M. Edge and Curve Detection for Visual Scene Analysis. IEEE Trans. Computers, C-20, 5. 4, April 1976. 449-456.
20. [http://www.gemedicalsystemseurope.com/euen/rad/ct/images\\_gallery/n\\_g\\_cte.html](http://www.gemedicalsystemseurope.com/euen/rad/ct/images_gallery/n_g_cte.html)
21. [http://www.gemedicalsystemseurope.com/euit/rad/mri/images/open/mr\\_ov\\_15s2i9.jpg](http://www.gemedicalsystemseurope.com/euit/rad/mri/images/open/mr_ov_15s2i9.jpg)
22. Bomans M., Höhne K.H., Tiede U., Riemer M. *3-D Segmentation of MR Images of the Head for 3-D Display*. IEEE Transaction on medical Imaging, Vol. 9. No. 2. June 1990.
23. Ruffato C., Buttazzoni L., Sycora S., Bonera G., Paolucci G. 1986. *Risonanza Magnetica Nucleare in Medicina*. Piccin.
24. Heinonen T., Dastidar P., Frey H., Eskola H. *Application of MR Image Segmentation*. International Journal of Bioelectromagnetism. Vol. 1. No. 1.
25. Clarke L.P., Velthuizen R.P., Comacho M.A., Heine J.J., Vaidyanathan M., Hall L.O., Thatcher R.W., Silbiger M.L. *MRI Segmentation: Methods and Applications*. Elsevier Magnetic Resonance Imaging. Vol. 13. No. 3. 1995.
26. LiangZ. *Tissue Classification and Segmentation of MR Images*. IEEE Engineering in Medicine and Biology. March 1993.
27. Tang H., Wu E.X., Ma Q.Y., Gallagher D., Perera G.M., Zhuang T. *MRI Brain Image Segmentation by Multi-resolution Edge Detection and Region Selection*. Elsevier Computerized Medical Imaging and Graphics. 2000.
28. Ashtari M., Zito J.L., Gold B.I., Lieberman J.A., Borenstein M.T., Herman P.G. *Computerizad Volume Measuremant of Brain Structure*. Invest. Radiol. 25:798-805. 1990.

29. Bensaid A.M. *Improved Fuzzy Clustering for Pattern Recognition with Applications to Image Segmentation*. Tampa, FL. University of South Florida. 1994. PhD Dissertation.
30. Gerig G., Martin J., Kikinis R., Kubler O., Shenton M., Jolesz F.A. *Unsupervised Tissue Type Segmentation of 3D Dual-echo MR Head Data*. Image Vision Comput. 10:349-360;1992.
31. Deruyver A., Hodé Y., Soufflet L. *A segmentation Technique for Cerebral NMR Images*. Image Processing, 1994. Proceedings. ICIP. 94., IEEE International Conference, Vol. 3, 13-16 Nov. 1994.
32. Zhang Y. J. A Review of Recent Evaluation Methods for Image Segmentation. IEEE International Symposium on Signal Processing and its Applications. Kuala Lumpur, Malaysia, 13-16 August 2001.