

POLITECNICO DI MILANO
Facoltà di Ingegneria dei Sistemi
Corso di Laurea Specialistica in Ingegneria Biomedica



TESI

**METODICHE DI ANALISI 2D E 3D PER LA SEGMENTAZIONE
E LA RICOSTRUZIONE DI IMMAGINI TAC: VALIDAZIONE
E APPLICAZIONE IN CHIRURGIA MAXILLO - FACCIALE**

Relatore: Ing. Paolo RAVAZZANI

Correlatore: Ing. Gabriella TOGNOLA

Serena BONARETTI

Matr. n. 666640

Anno Accademico 2004-2005

Ringrazio l'Ing. Paolo Ravazzani per la sua disponibilità.

Ringrazio l'Ing. Gabriella Tognola per la continua e totale attenzione.

Ringrazio il Dott. Giorgio Pedretti (Lecco) per aver fornito le immagini TAC per lo studio degli interventi di implantologia e distrazione ossea mascellare e per la disponibilità dimostrata nell'analisi dei dati clinici dei pazienti.

Ringrazio mia mamma, mio papà e mio fratello.

Ringrazio Paolo.

Ringrazio Sabrina.

INDICE

SOMMARIO	pag. I
ABSTRACT	pag. VI
INTRODUZIONE	pag. 1
CAPITOLO 1: IMPLANTOLOGIA DENTALE E DISTRAZIONE OSSEA	pag. 4
1.1 Implantologia dentale	pag. 4
1.2 Impianti dentali	pag. 5
1.2.1 Impianti dentali endosseali	pag. 7
1.3 L'intervento chirurgico	pag. 10
1.3.1 Pazienti e problematiche relative all'intervento chirurgico	pag. 13
1.4 Sviluppi futuri	pag. 15
1.5 Distrazione ossea	pag. 16
1.5.1 Distrazione ossea mascellare	pag. 17
CAPITOLO 2: ELABORAZIONE DI IMMAGINI E SEGMENTAZIONE 2D	pag. 21
2.1 <i>Image enhancement</i>	pag. 23
2.2 Segmentazione di immagini	pag. 28
2.2.1 <i>Thresholding</i>	pag. 29
2.2.2 <i>Region growing</i>	pag. 31
2.2.3 <i>Edge detection</i>	pag. 34
2.3 <i>Active contours</i>	pag. 39
2.3.1 <i>Snakes</i>	pag. 40
2.3.2 <i>Balloons</i>	pag. 43
2.3.3 <i>Snakes GVF (Gradient Vector Flow)</i>	pag. 47
CAPITOLO 3: METODI	pag. 53
3.1 Segmentazione del nervo mandibolare con <i>snakes GVF</i>	pag. 53
3.1.1 Creazione del campo di forze <i>GVF</i>	pag. 57

3.1.2 <i>Enhancement</i> della <i>Edge Map</i>	pag. 59
3.1.3 Deformazione dello <i>snake</i>	pag. 60
3.1.4 Operazioni successive.....	pag. 62
3.1.5 Segmentazione in Mimics	pag. 64
3.2 Parametri di interesse nell'uso degli <i>snakes</i>	pag. 67
3.2.1 Parametri influenti sul calcolo del campo di forze	pag. 67
3.2.2 Parametri influenti sulla deformazione dello <i>snake</i>	pag. 69
 CAPITOLO 4: MATERIALI	pag. 73
4.1 Casi clinici	pag. 73
4.2 Sistema di acquisizione CT	pag. 74
4.3 Software di elaborazione di immagini.....	pag. 76
4.4 Macchina di prototipazione rapida	pag. 77
 CAPITOLO 5: RISULTATI E DISCUSSIONI	pag. 80
5.1 Parametri di interesse nell'uso degli <i>snakes</i>	pag. 80
5.1.1 Parametri influenti sul calcolo del campo di forze.....	pag. 81
5.1.2 Parametri influenti sulla deformazione dello <i>snake</i>	pag. 100
5.2 Segmentazione delle immagini TAC.....	pag. 114
 CAPITOLO 6: CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI.....	pag. 125
6.1 Conclusioni.....	pag. 125
6.2 Sviluppi futuri.....	pag. 127
 BIBLIOGRAFIA	pag. 128

SOMMARIO

Lo scopo del presente lavoro di tesi consiste nella segmentazione di mascella, nervo e osso mandibolare per la successiva creazione di modelli tridimensionali per la pianificazione dell'intervento in chirurgia maxillo-facciale a partire da immagini TAC dei pazienti che subiranno l'operazione. La fase fondamentale del processo svolto è rappresentata dalla segmentazione delle immagini TAC. Esse, dopo essere state acquisite, sono state elaborate al fine di estrarre i contorni delle tre strutture anatomiche sopra indicate. L'elemento di maggior criticità in sede di intervento chirurgico è il nervo in quanto una sua lesione potrebbe portare a una forte compromissione delle funzionalità sensoriali e motorie del paziente; per questo motivo la sua segmentazione è particolarmente importante in quanto permette l'individuazione della sua esatta posizione all'interno della mandibola. La tecnica scelta per l'identificazione del nervo è stata una modalità di *edge detection* definita *snakes GVF*; essa è caratterizzata dalla creazione di una curva iniziale da parte dell'operatore attorno all'oggetto d'interesse, seguita dalla sua deformazione (regolata dall'azione di forze interne e esterne allo *snake*) che si conclude nel raggiungimento da parte della curva dei contorni dell'oggetto. La fase di segmentazione degli elementi anatomici termina con l'estrapolazione delle linee di contorno degli stessi per la creazione di modelli tridimensionali che consentono la pianificazione di interventi chirurgici di implantologia dentale e distrazione ossea.

Il lavoro complessivo è stato svolto in due fasi, la prima riguardante l'approfondimento teorico dell'implantologia dentale, della distrazione ossea e dell'elaborazione di immagini, e la seconda, più empirica, concernente la creazione di un programma per la segmentazione del nervo mandibolare con conseguente estrapolazione dei contorni di mandibola, nervo e mascella con il software Mimics.

L'implantologia dentale è quella branca dell'odontoiatria che si propone di sostituire i denti mancanti con radici sintetiche ancorate nell'osso che possono sostenere denti singoli o gruppi di denti, fino a fungere da supporto per una protesi completa. Fra tutti gli impianti dentali utilizzati nella pratica clinica (iuxtaossei, endossei e transossei) quelli maggiormente impiegati sono quelli endossei, costituiti da vite endossea, moncone, vitina di connessione e corona. La loro caratteristica fondamentale è l'ottima

osteointegrazione che si verifica grazie all’impiego materiali biocompatibili, quali il titanio e l’idrossiapatite. Essi possono essere inseriti nella mandibola e nella mascella in sedute chirurgiche differenti distanziate di 3-6 mesi oppure in una seduta unica (impianti a carico immediato).

La distrazione ossea è una tecnica chirurgica che si occupa di favorire l’espansione ossea mediante l’applicazione di una trazione graduale e progressiva effettuata direttamente a carico dei segmenti ossei; in questo modo viene stimolata la proliferazione degli stessi e dei tessuti molli ad essi adiacenti. La tecnica chirurgica prevede la suddivisione del processo di distrazione in cinque fasi: corticotomia, cioè taglio dell’osso, applicazione del distrattore, latenza di 4-10 giorni, distrazione controllata e consolidamento osseo. Una tipica applicazione di questa tecnica in campo maxillo-facciale è la distrazione mascellare per la quale vengono utilizzati distrattori interni (applicati al di sotto dei tessuti molli) o esterni (collocati all’esterno della pelle).

La seconda parte della sezione teorica è dedicata all’elaborazione delle immagini con particolare rilievo alle tecniche di *image enhancement* tramite modificazioni dell’istogramma (equalizzazione e stretching) e alle modalità di segmentazione (*thresholding, region growing e edge detection*). Lo scopo dell’*image enhancement* è quello di migliorare la qualità di un’immagine per poterla meglio utilizzare all’interno di sistemi automatici di elaborazione o per una migliore visione da parte dell’occhio umano, mentre quella della segmentazione è la suddivisione delle immagini in regioni, cioè parti rappresentanti un particolare oggetto e caratterizzate da un’omogeneità nei livelli di grigio. Una delle modalità di segmentazione è costituita dagli *snakes*. Essi sono curve chiuse create grossolanamente e manualmente da un operatore in prossimità dei bordi dell’elemento di interesse che, partendo dalla loro posizione iniziale, tendono ai contorni dell’oggetto grazie all’applicazione di una legge di minimizzazione di energia che li guida nella deformazione, contenente forze interne ed esterne alla curva. L’introduzione di nuove tipologie di forze esterne ha portato al successivo sviluppo di metodiche quali *balloons* (che aggiungono l’*inflation force*) e *snakes GVF* (che aggiungono forze non conservative). Questi ultimi, in particolare, si propongono come la metodologia che meglio riesce a definire i contorni (anche nel caso di oggetti concavi e di immagini con rumore); per questo essi costituiscono la metodica utilizzata per la segmentazione del nervo mandibolare.

I materiali utilizzati per la realizzazione di questo lavoro di tesi sono di varia natura. Partendo da cinque casi clinici di soggetti da sottoporre a interventi di implantologia dentale o distrazione ossea, sono state acquisite immagini TAC maxillo-facciali. Queste sono state segmentate per l'estrapolazione di nervo mandibolare, mandibola e mascella per la definizione delle *polylines* che ne definiscono i contorni e che sono state inviate alle macchine di prototipazione rapida per la produzione dei modelli 3D.

Al fine di segmentare il nervo mandibolare da immagini TAC attraverso l'uso degli *snakes GVF* è stato implementato un programma che permette l'applicazione della metodica d'interesse. Il programma è costituito più finestre, ognuna delle quali rappresenta un fase di processing; partendo dalla selezione del nervo e dall'*enhancement* della *Edge Map* si passa alla creazione del campo vettoriale e alla definizione dei parametri che determineranno la deformazione dello *snake* fino ad arrivare alla definizione dei contorni del nervo mandibolare. Questo programma permette quindi una corretta e precisa individuazione del nervo, grazie alla possibilità di creare un campo di forze ad hoc per la porzione di immagine selezionata tramite l'inserimento di un parametro definito μ che pesa di volta in volta le componenti che creano il campo e la definizione del numero di iterazioni di calcolo. Inoltre vi è anche la possibilità di agire direttamente sulla deformazione dello *snake* tramite la determinazione di parametri quali elasticità, rigidità e viscosità, legati alle forze interne, e di un parametro k che pesa l'influenza che il campo vettoriale di forze esterne attua sulla curva. L'operazione finale di segmentazione di nervo, mandibola e mascella è stata effettuata tramite un software dedicato per le immagini mediche, denominato Mimics, che ha permesso l'estrapolazione dei contorni (*polylines*) i quali costituiscono l'input per le macchine di prototipazione rapida.

Per garantire un uso corretto dei parametri necessari per l'implementazione degli *snakes GVF* sono stati eseguiti alcuni test per studiare i corretti range di utilizzo e definire i valori ottimi dei parametri stessi; essi sono stati eseguiti con un'immagine campione che ben rappresenta la situazione in cui solitamente si incorre nell'utilizzo del programma di segmentazione del nervo.

La valutazione dei parametri di calcolo del campo vettoriale di forze è stata effettuata andando ad osservare le variazioni che diversi valori di μ e del numero di iterazioni apportano ai vettori che compongono il campo stesso, sia in termini di componenti vettoriali, sia in termini di modulo e fase. Per rappresentare e quantificare le

variazioni relative ad ogni elemento sono stati creati grafici e tabelle che riassumono gli andamenti dei risultati. Da questi test si è concluso che l'utilizzo di tali parametri nel range ottimale implica la creazione di un campo che attrae correttamente la curva in base ai contorni degli oggetti presenti nell'immagine. Affinché ciò accada i valori di μ devono essere compresi fra 0 e 0.25, mentre quelli del numero di iterazioni devono essere inclusi in un intervallo che ha come estremi 1 e 51.

La valutazione dei parametri di deformazione, cioè α (elasticità), β (rigidità), γ (viscosità) e k (peso delle forze esterne) viene effettuata confrontando le forme ottenute dagli *snakes* in seguito a variazioni dei loro valori rispetto alla situazione ottimale, partendo da tre curve iniziali differenti, una tracciata manualmente, un'ellisse e una circonferenza. Per quanto riguarda l'elasticità, oltre all'individuazione dei suoi valori ottimali (rispettivamente 2, 1 e 6 per le tre diverse curve), si è osservato che valori superiori all'ottimo mantengono lo *snake* al di fuori di quello di riferimento, mentre valori inferiori lo collocano al suo interno. A proposito della rigidità, si è osservato che essa si manifesta come la condizione che preserva la curva nella sua morfologia iniziale; pertanto se lo *snake* iniziale ha una forma prossima a quella che deve raggiungere nella sua iterazione finale, la rigidità è un vincolo positivo per la deformazione della curva, se invece ha una forma diversa da quella finale costituisce un impedimento in quanto “congela” lo *snake* nella sua morfologia iniziale. Per quanto riguarda la viscosità ad ogni morfologia di partenza è associato un valore ottimale che è pari a 1, 0.5 e 0.75, rispettivamente per le tre tipologie iniziali di *snakes*. La viscosità può essere considerata l'opposto dell'elasticità poiché tende a mantenere la curva nella sua posizione iniziale. Per valori bassi di viscosità lo *snake* tende ad allontanarsi molto da quella che era la sua posizione di partenza, mentre per valori elevati tende a rimanervi ancorato. Infine il parametro k , come avviene per la rigidità, incide fondamentalmente sulla forma dello *snake* in quanto per valori prossimi all'ottimo tende a mantenere la curva nella sua morfologia iniziale, mentre per valori che si discostano dall'ottimo provoca deformazioni nello *snake* a causa dell'influenza che le zone predominanti del campo esercitano anche se poste lontane dall'area del nervo.

Infine, identificati i range ottimali di utilizzo dei parametri, per ogni slice TAC sono state elaborate separatamente le porzioni d'immagine contenenti il nervo, è stato calcolato il campo vettoriale e, inizializzato manualmente lo *snake*, lo si è guidato nella sua deformazione fino alla sua sovrapposizione con i contorni dell'oggetto. In Mimics, oltre

alla segmentazione finale del nervo è stata eseguita anche quella della mandibola e della mascella con tecniche di *thresholding* e *region growing*. Per ogni componente sono state individuate le *polylines* che hanno permesso alle macchine di prototipazione rapida la creazione dei modelli tridimensionali su cui il chirurgo può effettuare concretamente una simulazione di quello che sarà l'intervento che dovrà successivamente eseguire sul paziente.

ABSTRACT

The purpose of this work consists in maxilla, nerve and mandible segmentation, for the creation of a three-dimensional model in order to plan maxillo-facial surgery, starting from CT images of the patients involved. The main phase of the process is represented by the segmentation of CT images; after their acquisition, they have been elaborated in order to extract the contours of the three anatomical structures. The nerve is the most critical element for a surgical operation because a lesion could compromise sensory and motor functionality of the patient; for this reason, segmentation is particularly important in order to determine the exact position of the mandible nerve. The technique selected for the nerve individualization is an *edge detection* method named *GVF snakes*; this method is characterized by the creation of a starting curve around the desired object, followed by its deformation (based on the action of inside and outside forces) and it ends with the definition of the object contours. The phase of the segmentation of the anatomical elements ends with the identification of the contour lines, necessary to create a three-dimensional model that allows the planning of dental implant and bone distraction surgery.

The work has been structured in two parts: the first concerns the theoretical study of dental implants, of bone distraction and of image processing, the second, more empirical, concerns the creation of a mandibular nerve segmentation software and the following extrapolation of the maxilla, mandible and nerve contours with Mimics software.

Dental implants are that part of odontotherapy which helps to replace missing teeth with synthetic roots; these are implanted in the bone and they can support a single tooth, teeth groups, or even a complete prosthesis. Among all the dental implant types used (subperiosteal, endosseous and transosseous), the most common is the endosseous implant, made up by a screw, an abutment, another little connection screw and a crown. The main characteristic of this method is the excellent osseointegration due to the use of biocompatible materials employment, such as titanium and hydroxyapatite. They can be implanted in the mandibular and maxillary bone either with two different surgical operations (leaving 3-6 months in between) or in a single session (immediate load implants).

Bone distraction is a surgical technique that favours bone expansion by the application of a gradual and progressive traction directly applied to bone segments; in this

way the bone and its adjacent soft tissues are stimulated to grow. The surgical distraction process is divided into five phases: the bone cutting, the application of the distractor, a period of latency of 4-10 days, the controlled distraction and the bone consolidation. A typical application of this maxillo-facial technique is the maxillary distraction either with internal distractors (applied under the soft tissues) or external distractors (put on the skin).

The second part of the theoretical section is about two parts of the image processing: *image enhancement* techniques (that are histogram modifications such as equalization and stretching) and segmentation (*thresholding*, *region growing* and *edge detection*). The purpose of the *image enhancement* is to improve the quality of an image in order to allow its better use in computer-based elaboration systems or for a better vision by the human eye; the aim of the segmentation is the division of images in regions that represent a particular object and are characterized by grey level homogeneity. One of the method of segmentation is *snakes* technique. *Snakes* are closed curves that are created roughly and manually by an operator near the edges of the examined element. They start from their initial position and they reach the object contours with the application of an energy minimization equation that deforms them thanks to inside and outside forces. The introduction of new types of external forces has caused the development of other methods like *balloons* (that add the inflation force) and *GVF snakes* (that add non conservative forces). *GVF snakes* succeed very well in defining contours (even in case of concave objects and noise images), that's why they are used for mandibular nerve segmentation in this thesis.

The materials used for the realization of this work are CT images of five clinical cases. These patients will be submitted either to dental implant surgery or bone distraction. The CT images have been segmented for the extrapolation of the mandibular nerve, the mandible and the maxilla in order to define the *polylines* that indicate the contours and that have been sent to the rapid prototyping machines for the 3D model production.

In order to segment the mandibular nerve from CT images through *GVF snakes*, a program has been implemented. This program is made up of several windows, each representing a processing phase: from the nerve selection and the *Edge Map enhancement*, through the vector field creation and the definition of the parameters that will determine the deformation of the *snake*, the operator will get to the precise contours of the mandibular nerve. This program allows a correct and exact definition of the nerve, thanks

to the possibility of creating a force field for the selected part of the image, through the use of a parameter μ that weighs the components that create the field and through the definition of the number of computation iterations. Moreover there is also the possibility to act directly on the *snake* deformation through the determination of parameters like elasticity, rigidity, viscosity, relied to the inside forces, and of a parameter named k that weighs the vector field action on the curve. The final operation of the nerve, mandible and maxilla segmentation has been carried out thanks to a dedicated software for medical images called Mimics, that has allowed the extrapolation of the contours (*polylines*) which are the input for the rapid prototyping machines.

To guarantee the correct use of the parameters for the *GVF snakes* implementation some tests have been done; the aim is to study the correct parameter ranges and to define the optimum values of the above parameters. The tests have been done through a sample image well representing the situation that usually occurs during the nerve segmentation.

The evaluation of the vector field parameters has been done by observing what changes the variations of μ and of the number of iterations and their effects cause on the vectors that compose the field, in terms of vector components, module and phase. To represent and quantify the element variations, graphs and tables have been done. From these tests it has been stated that the use of these parameters in their optimum range implicates the creation of a field that can attract correctly the curve to the contours of the objects in the image. In order to do that the values of μ have to be between 0 and 0.25, while the iteration number between 1 and 51.

The evaluation of the deformation parameters, that are α (elasticity), β (rigidity), γ (viscosity) and k (weigh of the external forces), has been done comparing *snakes* after parameters variations with the optimum situation, starting from three different initial curves: one traced manually, an ellipse and a circumference. As far as elasticity is concerned, after measuring its optimum values (respectively 2, 1 and 6 for the three different starting curves), it has been observed that greater values maintain the *snake* outside the reference curve, while smaller values put it inside. About rigidity it has been noticed that, since it preserves the curve in its initial morphology, if the initial *snake* has a shape similar to the one that it reaches in its final iteration, the rigidity is a positive constraint for the deformation of the curve, while if it has a very different shape from the final one, it is an impediment because it "freezes" the *snake* in its initial morphology.

About viscosity, we can say that an optimum value (1, 0.5 and 0.75) is associated to each initial morphology. Viscosity can be considered the opposite of elasticity because it maintains the *snake* in its starting position. For lower values of viscosity the *snake* moves too much from its starting position, while for greater values it remains there. Finally, the k parameter, as it happens for the rigidity, fundamentally affect the form of the *snake*; for values near the optimum ones it maintains the curve in its initial morphology, while for values far from the optimum it causes the *snake* deformations because of the influence that the field predominant zones have even if they are placed far from the area of the nerve.

Finally, after identifying the optimum parameter ranges, the portion of every CT image containing the nerve has been elaborated, the vector field has been calculated and, the manually started *snake* has been driven in its deformation till it covers the object contours. In Mimics, besides the nerve final segmentation, the mandible and maxilla segmentation has been performed with *thresholding* and *region growing* techniques. *Polyline*s for every component have been determined and, thanks to these *polyline*s, rapid prototyping machines have done the 3D models on which the surgeon is able to simulate the operation, later performed on the patient.

INTRODUZIONE

Lo scopo del presente lavoro di tesi è la realizzazione di modelli tridimensionali per la pianificazione di interventi di chirurgia maxillo-facciale a partire da set di immagini TAC dei pazienti che affronteranno l'operazione. L'importanza della creazione di un modello 3D è legata al fatto che il chirurgo, grazie ad esso, può prendere meglio coscienza dell'anatomia propria del paziente, intesa sia come posizione reciproca fra mandibola e mascella, sia come collocazione esatta del nervo. Quest'ultimo aspetto è di particolare importanza poiché una lesione del nervo mandibolare potrebbe creare seri danni al paziente in termini di compromissione delle funzionalità sensoriali e motorie della zona orale. Infatti in caso di interventi di implantologia dentale e osteodistrazione, come avviene per i casi clinici esaminati, la possibilità di recare danno al nervo rappresenta uno dei fattori critici dell'intervento, proprio per le conseguenze a cui potrebbe portare. Per questo motivo, nel corso dell'elaborazione delle immagini TAC si è prestata particolare attenzione al nervo mandibolare e, per una sua più corretta identificazione, è stata implementata una metodologia *edge detection* definita *snakes GVF*. Con questa tecnica l'operatore traccia manualmente e grossolanamente una curva chiusa attorno al nervo ed essa, grazie ad un campo di forze costruito ad hoc e alla definizione di parametri di deformazione, si deforma fino a raggiungere esattamente il contorno del nervo. La segmentazione del nervo deve essere ovviamente accompagnata da quella di mandibola e mascella, che però, essendo due componenti anatomiche meno critiche in fase di intervento chirurgico, sono state segmentate con un software dedicato per immagini mediche. In seguito a tutte queste elaborazioni sono state estrapolate le linee di contorno degli oggetti (*polylines*) successivamente inviate alla macchine di prototipazione rapida per la creazione dei modelli 3D. Questi modelli sono quindi particolarmente importanti poiché permettono al chirurgo di avere piena consapevolezza dell'anatomia del paziente e di effettuare concretamente una simulazione dell'intervento che dovrà successivamente eseguire.

Poiché l'applicazione pratica di questo lavoro è legata alla chirurgia maxillo-facciale, la tesi si apre con un capitolo di presentazione dell'implantologia dentale e dell'osteodistrazione mascellare. Nel capitolo 1 vengono quindi presentate le tipologie di impianti dentali utilizzati nella pratica clinica (iuxtaossei, endossei e transossei), con un

approfondimento per quelli endossei poiché sono i maggiormente impiegati; in particolare, per essi vengono specificate le componenti che li costituiscono, sono definiti i materiali con cui vengono prodotti (fortemente dipendenti dalla necessità di indurre osteointegrazione) e vengono definite le fasi dell'intervento chirurgico durante il quale avviene il loro posizionamento. Sono inoltre presentate le categorie di pazienti su cui vengono eseguiti queste tipologie di interventi in rapporto alle problematiche che possono insorgere e, infine, si fa cenno all'implantologia a carico immediato in quanto costituisce una metodica che prenderà sempre più piede. Alla fine del capitolo, un paragrafo è dedicato all'osteodistrazione mascellare, in quanto uno dei soggetti in esame ha dovuto sottoporsi a questo tipo di intervento. In particolare, oltre a un'introduzione sul significato di osteodistrazione, vengono presentati i distrattori mascellari utilizzati e le caratteristiche dell'intervento chirurgico durante il quale vengono applicati ai pazienti.

Nel capitolo 2 sono invece presentate le tecniche di elaborazione di immagini utilizzate per il raggiungimento dello scopo prefissato. In seguito a una loro presentazione complessiva, vengono approfondite le metodiche di *image enhancement* (equalizzazione e stretching dell'istogramma) e quelle di segmentazione (*thresholding*, *region growing* e *edge detection*) con un approfondimento sulla metodica degli *snakes* poiché è quella utilizzata per la rilevazione del nervo mandibolare. In particolare vengono presentati dapprima gli *snakes* tradizionali, poi i *balloons* e infine gli *snakes GVF* mettendo in evidenza le problematiche di ogni metodica che hanno costituito il punto di partenza per lo sviluppo di quella successiva. I fondamenti teorici degli *snakes GVF* saranno particolarmente approfonditi in quanto questa tipologia di segmentazione *edge detection* è stata quella implementata nel programma di segmentazione del nervo.

Nel capitolo 3 sono presentati i metodi utilizzati. Il capitolo si apre con la presentazione del programma creato per l'implementazione degli *snakes GVF*. Esso permette la segmentazione del nervo mandibolare presente nel set di immagini TAC attraverso la presenza di più interfacce; per ognuna di esse vengono descritte le operazioni che devono essere man mano effettuate e gli algoritmi che le permettono. Nel capitolo sono inoltre presentate le modalità di segmentazione di nervo, osso mandibolare e mascella e le procedure seguite per l'individuazione di queste strutture anatomiche. Infine sono enunciate le modalità con cui sono stati eseguiti i test per lo studio dei range di impiego dei parametri utilizzati nell'implementazione degli *snakes GVF* per la segmentazione del

nervo. In particolare sono stati valutati μ e il numero di iterazioni di calcolo per quanto riguarda la creazione del campo vettoriale che guida le deformazione dello *snake* e fattori quali elasticità, rigidità e viscosità per quanto riguarda le forze interne e k , peso delle forze esterne, che determinano la deformazione vera e propria dello *snake*.

Nel capitolo 4 sono presentati i materiali utilizzati in ogni fase del lavoro. Innanzitutto sono definite le caratteristiche di ogni caso clinico per quanto riguarda fondamentalmente tipo di patologia del paziente e tipologia di intervento a cui si deve sottoporre. In seguito vengono definite le caratteristiche delle immagini TAC di ognuno di essi e vengono esposte le caratteristiche tecniche della macchina che ne ha permesso l'acquisizione. Successivamente sono brevemente descritti i software utilizzati per le elaborazioni delle immagini e infine sono fornite le caratteristiche tecniche della macchina di prototipazione rapida utilizzata per la creazione dei modelli.

Nel capitolo 5 vengono descritti i risultati ottenuti sia dai test di identificazione dei range di utilizzo dei parametri, sia quelli ottenuti dalla segmentazione delle immagini e ne viene effettuata una discussione. Per ogni parametro analizzato nei test vengono forniti i risultati sottoforma di grafico e tabella e, nel caso dei test sui parametri di deformazione vengono visualizzate anche le posizioni che gli *snakes* assumono in seguito al loro mutamento. Ogni situazione è commentata con un analisi del risultato ottenuto e con una spiegazione delle motivazioni per cui è stato ottenuto proprio quel risultato. Inoltre vengono tirate le somme sulle modalità con cui ogni parametro impatta sulla forma finale dello *snake*, sia per quanto riguarda i fattori che incidono sulla formazione del campo vettoriale, sia per quanto concerne i parametri che determinano direttamente la deformazione della curva. In seguito per ogni caso clinico vengono presentate le immagini che riguardano la segmentazione del nervo sia in 2D che in 3D e le ricostruzioni tridimensionali di mandibola e mascella di ogni paziente. Vengono infine discussi i risultati relativi alla segmentazione delle immagini, facendo in particolare riferimento alla loro congruenza con quanto si desiderava ottenere.

Infine nel capitolo 6 sono presentate le conclusioni di tutto il lavoro e vengono proposti alcuni sviluppi futuri che apporterebbero miglioramenti a quanto fin qui effettuato.

Capitolo 1

IMPLANTOLOGIA DENTALE E DISTRAZIONE OSSEA

Nel presente capitolo saranno presentate due tecniche appartenenti alla chirurgia maxillo-facciale, cioè l'implantologia dentale e la distrazione ossea (soprattutto quella mascellare). Particolare rilievo sarà dato all'implantologia nei paragrafi 1.1, 1.2, 1.3 e 1.4 poiché la maggior parte dei pazienti ha dovuto sottoporsi a questa tipologia di intervento, mentre nel paragrafo 1.5 saranno forniti cenni di osteodistrazione in quanto un solo paziente vi è dovuto ricorrere.

1.1 Implantologia dentale

L'implantologia dentale [1] è quella branca dell'odontoiatria che si occupa di sostituire i denti mancanti con altrettante radici sintetiche ancorate nell'osso che possono sostenere denti singoli, gruppi di denti o possono anche fungere da supporto per una protesi completa (dentiera). L'implantologia consente di [2] realizzare delle protesi odontoiatriche, fissando le stesse non più sui denti o sulle gengive, ma direttamente nell'osso. Occorre infatti dire che l'utilizzo della soluzione implantare permette di mantenere integri i denti naturali adiacenti allo spazio da colmare in quanto la protesizzazione degli impianti non coinvolge i denti naturali, al contrario di quanto succede ad esempio per i ponti, per l'impianto dei quali bisogna limare e, quindi, danneggiare i denti sani adiacenti.

L'implantologia [3] ha avuto inizio ai primi del '900 ad opera di precursori che svilupparono sistemi diversi nel tentativo di risolvere casi di edentulia (mancanza di denti) parziale o totale con metodi innovativi. I medici italiani diedero il loro contributo allo sviluppo di questa tecnica chirurgica poiché ne studiarono i materiali, le forme e le

procedure. Il settore di studio predominante era quello di ricerca dei materiali più idonei a minimizzare il rigetto e a sostenere il carico masticatorio. I materiali usati inizialmente per la costruzione degli impianti furono dei più disparati, da leghe auree a resine, acciaio, leghe stellitiche e materiali ceramici. La soluzione fu però trovata negli anni ‘50 in Svezia dal dottor Branemark che studiò il titanio. Nel corso dei suoi esperimenti, egli vide che l’osso dell’organismo ospite andava ad abbracciare i manufatti costruiti con questo materiale integrandolo perfettamente tanto da renderne impossibile la rimozione. Da queste osservazioni partì lo sviluppo di quello che è ancora oggi il fondamento teorico dell’implantologia, cioè l’osteointegrazione. Il grande merito di Branemark fu quindi quello di valutare con rigore i meccanismi della guarigione ossea studiandone l’istologia e le reazioni alla presenza di materiali estranei all’organismo, individuando nel titanio il materiale più adatto ad integrarsi con il tessuto osseo.

1.2 Impianti dentali

Un impianto dentale [4] è costituito da un dispositivo fissato all’osso e ricoperto dalla gengiva e dalla protesi che viene montata sull’impianto; a sua volta la protesi presenta la corona (cioè il dente finto) e il moncone, che è la parte che viene direttamente avvitata all’impianto e sulla quale si cementa la corona.

In base al modo in cui vengono fissati all’osso, gli impianti si dividono in tre categorie e hanno usi differenti:

- *impianti iuxtaossei o subperiostiali* (Figura 1.1). Sono gli impianti costruiti in modo da poter abbracciare l’osso della mascella o della mandibola e vengono quindi collocati al di sotto del tessuto della gengiva, ma non all’interno dell’osso. Sono impiegati soprattutto quando l’osso della mascella o della mandibola si sono assottigliati, sia per atrofia successiva alla perdita del dente sia per altre ragioni (per esempio osteoporosi diffusa, malattie dell’osso, ecc.).



Figura 1.1 Esempio di impianto iuxtaosseo o subperiostale.

- *impianti endossei o osteointegrati* (Figura 1.2). Questi impianti hanno una forma simile a quella della radice del dente e, quindi, sono costituiti da una grossa vite. Vengono inseriti nello spessore dell'osso e sono da preferirsi per la loro superiore resa meccanica in termini di durata e stabilità.

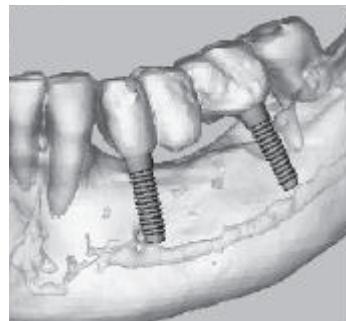


Figura 1.2 Esempio grafico di impianto endosseo o osteointegrato inserito nella mandibola.

- *impianti transossei* (Figura 1.3). In questo ultimo caso l'impianto attraversa tutto lo spessore dell'osso così da farne fuoriuscire un segmento e consentire il fissaggio con una sorta di dado. A questo tipo di impianto si ricorre quando la tenuta non può essere assicurata da un impianto osteointegrato semplice. Si usano soltanto nella mandibola e, peraltro, sempre meno spesso. Richiedono l'intervento chirurgico più impegnativo rispetto alle altre tipologie di impianto.

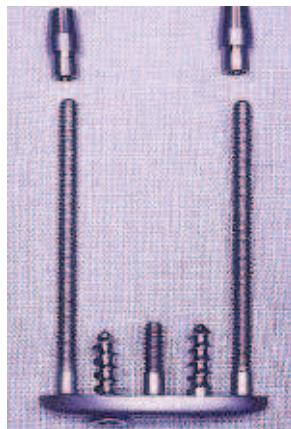


Figura 1.3 Esempio di impianto transosseo.

Fra queste tre tipologie, gli impianti più utilizzati sono quelli osteointegrati perché migliori sia in termini di caratteristiche meccaniche, sia a livello estetico poiché del tutto simili ai denti reali in quanto simulano alla perfezione l'emergenza del dente dalla gengiva.

1.2.1 Impianti dentali endossei

Gli impianti dentali endossei sono nati [5] come alternativa e completamento di altre tecniche di sostituzione di denti mancanti, quali ponti e protesi rimovibili, parziali o totali (dentiere). Gli impianti, infatti, possono essere usati [2] come monconi per ponti, quando estese edentulie o situazioni ossee particolari non permettono di sostituire ogni singola radice. Sono queste le situazioni in cui mancando l'intero gruppo molare, e a volte anche i premolari di una emiarcata, si era costretti a ricorrere alle protesi mobili per mancanza di monconi distali sui quali poggiare i ponti. In questi casi l'uso degli impianti, se le condizioni anatomiche lo consentono, può restituire una dentatura fissa e funzionale come quella naturale. Nei casi di edentulismi parziali l'implantologia è oramai il trattamento principale in quanto rispettoso degli altri denti presenti. Un campo [3] in cui l'impianto a vite è veramente risolutivo come qualità di vita per il paziente è quello delle edentulie totali. La protesi mobile totale è in alcuni casi considerata dal paziente una sofferenza fisica e psicologica, mentre l'impianto dentale risolve queste situazioni grazie alla formazione di una dentatura simile all'originale.

Gli impianti endossei sono costituiti da quattro elementi, visibili in Figura 1.4. Nell'osso alveolare per sostituire le radici dentarie si introduce la vite endossea (Figura

1.4(a)); su di essa successivamente si avvita il moncone o abutment tramite la vitina di connessione (Figura 1.4(b)) e infine al moncone si collega la corona che rappresenta la parte esterna visibile dell'impianto (Figura 1.4(c)).



Figura 1.4 Componenti di un impianto endosseo. (a) Vite endossea.
(b) Moncone e vitina di connessione. (c) Corona.

Le viti endossee possono avere diverse dimensioni. Esse [6] variano in larghezza (da 3.3 a 5.7 mm) e lunghezza (da 9 a 17 mm), poiché a seconda della quantità di osso alveolare presente nella bocca si scelgono elementi più o meno lunghi o larghi in quanto ogni impianto deve adattarsi alle condizioni specifiche di ogni singolo paziente.

Le viti endossee e i monconi [7] sono creati in titanio commercialmente puro di grado 1 (cioè con meno dell'1% di impurezze) grazie al fatto che il titanio è un materiale ad alta biocompatibilità che si integra perfettamente con l'osso. Il titanio, infatti, [1] non provoca reazioni da corpo estraneo (rigetto), ma stabilisce con l'osso una connessione diretta che è alla base dell'osteointegrazione (Figura 1.5).

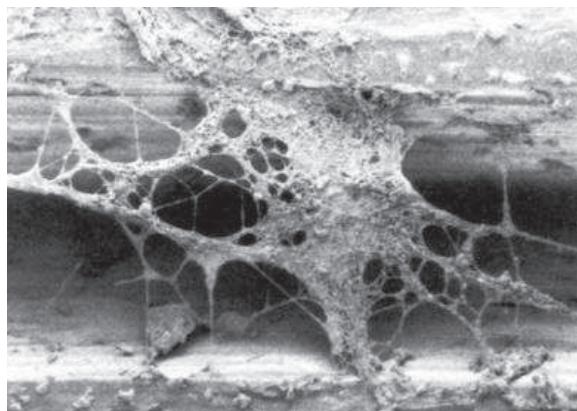


Figura 1.5 Strutture biologiche e cellule adese alla superficie di un impianto in titanio.

Gli impianti in titanio possono essere ricoperti da ceramica di idrossiapatite, in quanto essa [8] si lega chimicamente all'osso e non induce fenomeni di tossicità o flogistici locali o sistematici; ciò è dovuto al fatto che i sali di fosfato di calcio che la costituiscono sono in gran prevalenza la componente inorganica di tutti i tessuti mineralizzati del corpo umano e quindi non vengono rigettati dall'organismo stesso. Alcune ricerche ([9], [10], [11]) dimostrano che l'idrossiapatite non va incontro a riassorbimento osseo (Figura 1.6), mentre altri autori ([12], [13], [14], [15], [16]) hanno riscontrato nel corso dei loro studi il riassorbimento dell'idrossiapatite da parte del corpo umano. Il punto d'incontro fra queste teorie è stato definito da [17], secondo il quale non esistono ceramiche di fosfato di calcio non riassorbibili e ciò che varia da una situazione all'altra è solamente la velocità di riassorbimento.

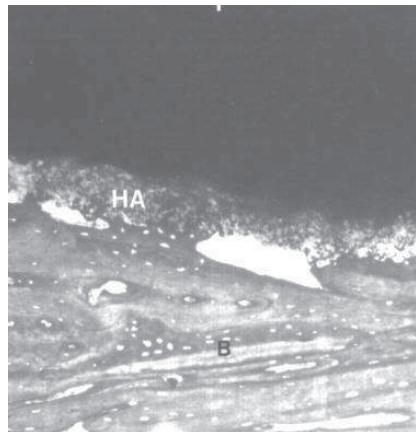


Figura 1.6 Frammento di osso (B) adeso all'idrossiapatite (HA) in un impianto rimosso da un paziente.

La stratificazione degli impianti in titanio con ceramica di idrossiapatite ha lo scopo di combinare le proprietà meccaniche e di biocompatibilità del titanio con l'elevata probabilità che si generi osso sulla superficie ceramica in modo da permettere un'ottima osteointegrazione. Per aumentare l'integrazione con l'osso [4] gli impianti possono anche essere trattati in modo da divenire rugosi, oppure assumere forme come quella a *albero di Natale* oppure possono avere la superficie ricoperta da sferette di titanio (Figura 1.7).

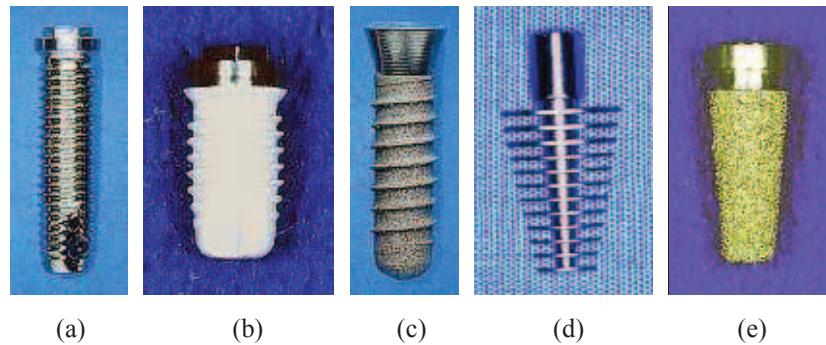


Figura 1.7 Tipologie di impianti dentali endossei in titanio. (a) Impianto liscio.
 (b) Impianto ricoperto da idrossiapatite. (c) Impianto rugoso.
 (d) Impianto ad albero di Natale. (e) Impianto ricoperto da sferette di titanio.

La vitina di connessione, invece, poiché deve sostenere gli sforzi meccanici legati alla masticazione, è costituita in lega di titanio (creata con l'unione di Ti6, Al4 e V). La lega di titanio, infatti, presenta migliori proprietà meccaniche del titanio commercialmente puro in termini di sforzo di snervamento (795 MPa vs 485 MPa), elasticità (105 GPa vs 100 GPa) e sforzo a rottura (860 MPa vs 550 MPa).

La corona, infine, è creata [9] con ceramica, vetropolimero o resina al fine di soddisfare le esigenze della funzione masticatoria e dell'estetica.

1.3 L'intervento chirurgico

L'intervento chirurgico si compone di tre fasi [1]: una fase pre-operatoria in cui il paziente viene informato sulle caratteristiche dell'intervento e vengono svolti gli esami preliminari, e due fasi operatorie vere e proprie eseguite a una distanza temporale pari a 3-6 mesi l'una dall'altra. Nelle prime due [6], il chirurgo maxillo-facciale inserisce l'impianto nell'osso con una breve operazione chirurgica, mentre nella seconda, dopo aver lasciato l'osso a riposo, si scopre l'estremità superiore dell'impianto nella porzione più vicina al margine masticatorio si applicano moncone, vitina di connessione e corona dentale definitiva. Questa seconda operazione può essere effettuata da un protesista, ovvero un dentista specializzato nella ricostruzione dentale.

La prima fase consiste in un dettagliato colloquio con il paziente durante il quale gli vengono fornite chiare informazioni circa la sua situazione dentaria con l'indicazione delle

varie possibilità terapeutiche e dei relativi rischi; vengono [3] raccolte informazioni sul suo stato di salute (anamnesi) e viene effettuata una visita odontoiatrica preliminare. Quest'ultima si completa con gli esami radiologici per una corretta valutazione del caso, infatti viene eseguita una ortopantomografia (panoramica) per avere una visione d'insieme di tutta la bocca e delle strutture anatomiche che la compongono e per mettere in evidenza la presenza dei possibili intralci che il medico potrebbe trovare sulla sua strada (canale mandibolare, seni mascellari, cisti, granulomi ecc.). La panoramica però non dà alcuna informazione circa gli spessori e l'interno dell'osso. Per avere queste informazioni è necessario ricorrere alla TAC. La fase pre-operatoria termina con la prescrizione di un antibiotico, a copertura di possibili infezioni, e con la preparazione igienico-sanitaria. L'antibiotico utilizzato è in genere a largo spettro, non dovendo combattere alcuna infezione ma prevenirla, mentre la preparazione igienica consiste nella ablazione del tartaro e in attività quotidiane di igiene domiciliare come sciacqui con collutori per contenere la carica batterica.

Se il paziente acconsente e se non sussistono controindicazioni si procede all'inserimento dell'impianto nell'osso mandibolare o nell'osso mascellare in anestesia locale. L'intervento dura circa 20-30 minuti per ogni impianto inserito salvo complicazioni e non è doloroso durante il suo svolgimento. Valutate le condizioni del sito prescelto si procede alla preparazione della sede implantare tramite frese calibrate a diametro crescente. Dopo il primo foro, detto pilota, si esegue una radiografia con la fresa inserita nell'osso per valutare inclinazione e posizione. Se tutto è in ordine si procede con gli altri passaggi di frese sino a raggiungere il diametro prefissato per il tipo di impianto scelto. Fatto questo si avvia manualmente l'impianto fin dove possibile riservando l'uso di strumenti di avvitamento meccanico all'ultimo tratto. La vite è quindi inserita nella sua sede (Figura 1.8), si controlla con ulteriore radiografia e si procede alla sutura del lembo. L'intervento è seguito dall'assunzione di farmaci, tra cui antibiotici e antinfiammatori. Se il paziente ne manifesta la necessità, l'intervento può essere eseguito con l'ausilio del protossido d'azoto, un gas che può essere inspirato in una miscela con l'ossigeno al fine di rendere il paziente più tranquillo nei confronti dell'intervento; il paziente rimane tuttavia sempre perfettamente sveglio e collaborante con il chirurgo. Dopo alcuni giorni dall'intervento avviene la rimozione dei punti.



Figura 1.8 Viti inserite nell'osso di un paziente durante il primo intervento chirurgico.

Secondo la metodica tradizionale si attendono da 3-4 a 6 mesi circa a seconda della posizione degli impianti, prima di procedere alla seconda fase chirurgica che consiste nell'inserimento, tramite vite di connessione, del moncone a cui si unisce prima una corona provvisoria e solo in seguito una corona definitiva. Vengono, infatti, [3] scoperte le viti impiantate, rimosse le piccole viti tappo sulla testa dell'impianto e applicati i monconi tramite le vitine di connessione. Poiché esse emergono dalla gengiva, viene rilevata l'impronta tramite un transfer da impronta e successivamente viene applicato un provvisorio terapeutico in resina per un certo periodo, per accertarsi che tutto sia in ordine, e per abituare l'impianto alla masticazione, prima di posizionare quello definitivo (Figura 1.9).

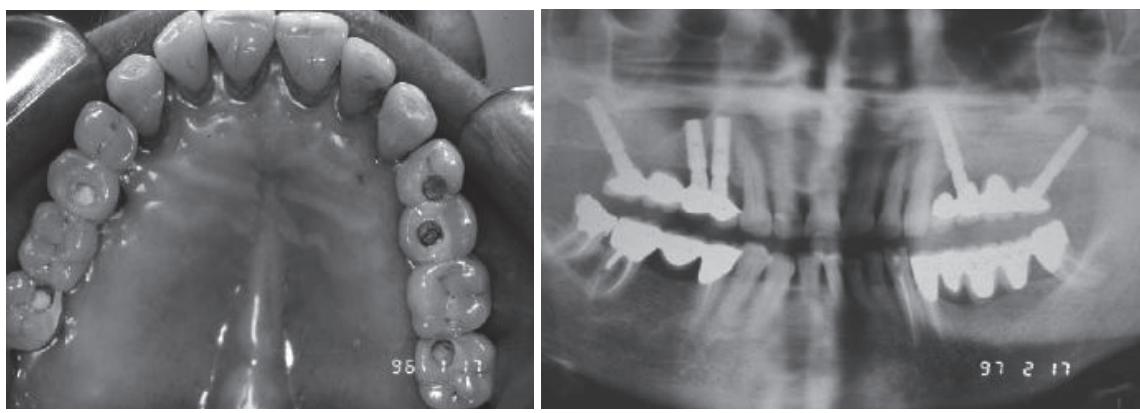


Figura 1.9 Impianto dentale definitivo ottenuto in seguito al secondo intervento chirurgico.

(a) Fotografia. (b) Radiografia.

I successi di questi interventi sono elevati [18]: nell'immediato seguito dell'operazione il 95% dei casi ha esito positivo; dopo dieci anni [6] il 90% degli impianti introdotti nella mandibola e l'85% di quelli introdotti nell'osso mascellare sopravvive in buono stato. In generale, tuttavia, [19] in odontoiatria tutti i successi hanno un termine temporaneo e questo è dovuto ai meccanismi di usura dei manufatti protesici e dei materiali che si trovano all'interno del cavo orale, inoltre l'osso di sostegno degli impianti va incontro ad un fisiologico riassorbimento di circa 0,2 mm l'anno. I risultati dipendono molto sia dalla capacità del paziente di rispettare il dettagliato programma di igiene orale domiciliare, sia dalle competenze del personale medico nelle fasi di valutazione ossea locale, generale della bocca e radiologica, nella fase chirurgica e nella scelta dei materiali.

1.3.1 Pazienti e problematiche relative all'intervento chirurgico

Fra i pazienti più comuni vi sono quelli [1] edentuli poiché, grazie ai progressi della scienza medica, un maggior numero di persone raggiunge un'età avanzata con conseguenti problemi di edentulismo. Altri pazienti sono coloro che hanno subito traumi in seguito a incidenti. Infine, poiché la prevenzione non ha ancora raggiunto quel livello di diffusione in tutte le fasce della popolazione che sarebbe necessario ed indispensabile per evitare l'edentulismo parziale o totale, si osservano come pazienti anche soggetti relativamente giovani.

All'impianto dentale ricorrono coloro ai quali [4] il dente manca del tutto, o è assolutamente irrecuperabile con le tecniche conservative (otturazioni, intarsi, capsule o corone). Per poter eseguire l'intervento è necessario che l'osso sia in buone condizioni e che la cresta della mascella o della mandibola non siano eccessivamente assottigliate, quindi difficilmente chi soffre di malattie che coinvolgono il metabolismo osseo può essere candidato all'intervento; le condizioni dell'osso inoltre dettano il tipo di impianto da usare, iuxtaosseo o endosseo. Esistono però anche altre controindicazioni, infatti non vengono eseguiti gli interventi su pazienti che posseggono:

- malattie che rendono più difficile la guarigione delle ferite chirurgiche (diabete mellito, ipotiroidismo, insufficienza delle surrenali);
- malattie del sangue che ostacolano i processi di coagulazione (emofilia e altre carenze ematologiche, anemia grave);

- malattie cardiologiche gravi, in quanto rendono problematica l'anestesia per qualsiasi tipo di intervento, ragione per cui potrebbe non valere la pena di correre il rischio.

Esistono poi anche altri fattori che possono sconsigliare il ricorso all'impianto. Per esempio le persone che soffrono di bruxismo (tendenza a digrignare i denti con forza, spesso durante il sonno) corrono il rischio danneggiare l'impianto. Anche lo scarso rispetto per l'igiene orale è una controindicazione, in quanto [3] essa è fondamentale per il mantenimento nel tempo dei lavori protesici su impianti. L'abuso di sostanze alcoliche e del fumo, soprattutto se associate, sono una controindicazione all'uso degli impianti. L'uso di sostanze stupefacenti, soprattutto eroina e simili, che inducono una alimentazione riflessa ricca di zuccheri, spesso associata ad una pessima igiene orale, sono di controindicazione assoluta.

L'atrofia ossea è [6] la causa di maggiore controindicazione per l'uso dell'impianto dentale. Essa, infatti, può non consentire uno spazio sufficiente per introdurre l'impianto della minor lunghezza. Tali situazioni sono caratteristiche delle zone ossee posteriori, sia nel mascellare superiore dove la presenza di un'ampia cavità come il seno mascellare riduce la quantità verticale di osso, sia nella mandibola dove il decorso del nervo alveolare può risultare più superficiale e quindi esporre a rischi di parestesie (perdite parziali temporanee di sensibilità) o addirittura anestesie (perdite totali di sensibilità) permanenti del nervo.

Quando la zona dell'impianto presenta un deficit di osso [4] è tuttavia possibile procedere a un innesto. Si tratta di aprire e scollare la gengiva, giustapporre l'innesto e richiudere il tessuto per far sì che col tempo l'innesto venga incorporato all'osso. Per l'innesto si può usare osso dello stesso paziente, prelevato dal mento o all'estremità posteriore della mandibola, osso prelevato da cadavere, osso bovino o anche materiali sintetici (per esempio l'idrossiapatite). E' anche possibile tagliare longitudinalmente la cresta e allargarla con mezzi meccanici, spesso inserendo nell'apertura materiali che stimolano la ricrescita ossea. Ovviamente in tutti questi casi prima di procedere al posizionamento dell'impianto è necessario attendere la guarigione e l'incorporazione dell'innesto (il controllo si effettua radiologicamente).

Oltre alle caratteristiche dell'osso, [1] il chirurgo deve prestare attenzione a due strutture anatomiche presenti una nella mandibola e l'altra nel mascellare. Si tratta cioè del canale mandibolare che contiene il nervo alveolare inferiore e che decorre nel corpo

mandibolare dal suo ingresso nella branca montante della mandibola fino alla sua fuoriuscita a livello del forame mentoniero e del seno mascellare, cavità del mascellare superiore, che a seguito di estrazioni dentarie laterali va ad occupare lo spazio che era delle corrispondenti radici dentarie (pneumatizzazione). Mentre l'offesa del nervo alveolare inferiore comporta paralisi e anestesia dell'emilabbro corrispondente, non è stato possibile dimostrare l'insorgenza di complicazioni postoperatorie se viene sfondato il pavimento del seno mascellare. Per evitare danni [20] al nervo alveolare inferiore sono possibili due sistemi: usare degli impianti con diametro apicale inferiore a quello del collo (conici) ed evitare l'anestesia tronculare. L'ultimo accorgimento permetterà al clinico di identificare facilmente la vicinanza con la struttura nervosa e di fermarsi prima di causare danni irreversibili. Una terza soluzione è rappresentata dalla creazione di modelli tridimensionali di mandibola con nervo e mascella, creati a partire dalle immagini TAC del paziente, sui quali il chirurgo può andare a valutare e pianificare l'intervento, come dimostrato in questa tesi.

1.4 Sviluppi futuri

Le tendenze attuali [5] cominciano sempre più ad orientarsi verso il cosiddetto “carico immediato”. Ciò significa che, inserito l'impianto, il paziente può tornare a casa direttamente con la corona già montata su di esso, in una sola seduta. Ciò viene già fatto, e nel futuro probabilmente si farà sempre più. Il problema principale legato a questa metodologia è dovuto al fatto che non è ancora presente uno studio a lungo termine che permetta di stabilire se tale procedura chirurgica resista validamente per un periodo di tempo sufficientemente ragionevole.

Per l'inserimento di un impianto a carico immediato viene eseguito un unico intervento chirurgico grazie all'uso di saldatori a laser o di strumenti più recenti come la [21] sincristallizzatrice ad argon che permette agli impianti di essere fissati tra loro durante l'intervento e quindi di poter essere subito coperti con una protesi fissa. Questa apparecchiatura [22] permette infatti di effettuare la saldatura di particolari metallici direttamente nella cavità orale del paziente. Il processo di saldatura è di tipo elettrico e durante il ciclo il punto di giunzione è protetto tramite l'apporto di argon. Ciò evita che il punto di fusione, per effetto della temperatura, possa reagire con l'ossigeno contenuto

nell'aria producendo ossidazione e quindi decadimento delle caratteristiche meccaniche del materiale utilizzato.

Le motivazioni per cui l'intervento con l'applicazione del carico immediato molto probabilmente prenderà sempre più piede sono fondamentalmente due [23]. La prima è legata all'osteointegrazione, il fondamento dell'implantologia dentale; essa infatti può realizzarsi meglio in questo tipo di situazione in quanto carichi elevati come quelli masticatori applicati immediatamente all'impianto dentale possono aumentare la velocità e l'estensione della generazione ossea attorno all'impianto stesso (i carichi masticatori [24] sono elevati in direzione assiale, infatti sono pari a 200-2440 N, mentre sono trascurabili in direzione laterale, in quanto si presentano pari a 20 N). In secondo luogo l'implantologia a carico immediato si estenderà sempre di più in quanto in questa situazione l'eventuale disallineamento che può subire la protesi può essere più facilmente minimizzato e corretto poiché l'osteointegrazione non è ancora giunta a totale compimento. Ma il punto di forza dell'implantologia a carico immediato è legato sicuramente al fatto che grazie ad essa il paziente può disporre di una nuova dentatura in una sola giornata.

1.5 Distrazione ossea

La distrazione ossea è una tecnica chirurgica che si occupa di favorire l'espansione ossea [25]. Essa, infatti, mediante l'applicazione di una trazione graduale e progressiva effettuata direttamente a carico dei segmenti ossei stimola la proliferazione degli stessi e dei tessuti molli ad essi adiacenti.

Il concetto di distrazione per osteogenesi risale al 1905 e fu applicato in campo ortopedico come terapia alternativa alla correzione chirurgica delle dismetrie degli arti inferiori; grazie ad essa si cominciarono a evitare alcune delle complicazioni conseguenti alla tensione generata da brusche espansioni dell'osso, come riassorbimenti e recidine, poiché essa si propone un graduale allontanamento dei frammenti ossei.

La tecnica chirurgica prevede [26] la suddivisione del processo di distrazione in cinque fasi: corticotomia, applicazione del dispositivo fissatore-distrattore, latenza, distrazione e consolidamento. La prima fase consiste nell'esecuzione di un taglio trasversale dell'osso, nel rispetto delle strutture adiacenti all'osso stesso. Nella fase successiva viene applicato un distrattore che permette di allontanare di circa 1 mm

monconi ossei ottenuti con la corticotomia, ma nello stesso tempo di mantenerli uniti, poiché esso viene fissato all'osso tramite perni. La terza fase è di latenza, ha una durata media compresa tra 4 e 10 giorni e può essere assimilata al primo stadio che si osserva durante il processo di riparazione delle fratture. Nella quarta fase inizia la distrazione, cioè il vero e proprio allontanamento dei monconi ossei con una velocità giornaliera compresa tra 0.5 mm e 1.5 mm. La quinta e ultima fase è quella di consolidamento dell'osso che si è creato, in modo da permettergli di acquisire resistenza.

La velocità di distrazione deve rispettare valori ben precisi, legati alle caratteristiche dei tessuti coinvolti. Una distrazione ottimale si verifica con modeste entità di distrazione ripartite in più volte al giorno, in particolare il tasso ottimale è di 0.25 mm ogni 6 ore. Un tasso di allungamento maggiore causa ischemia locale con ritardi nella maturazione tissutale, mentre un tasso inferiore comporta un precoce consolidamento del callo osseo. Il valore complessivo di 1 mm al giorno deriva dall'esigenza di salvaguardare i singoli costituenti delle parti molli, quali cute, muscoli, vasi e nervi, ciascuno dei quali possiede un'autonoma risposta alla trazione; essi infatti non vengono semplicemente stirati ma vanno incontro ad un vero e proprio processo di espansione e proliferazione tissutale.

Le controindicazioni agli interventi di distrazione ossea sono legate alle deformità articolari e alle malattie metaboliche dell'osso. Nella prima caso, infatti, la pressione esercitata dalla distrazione sulle superfici articolari può portare a una rapida evoluzione verso l'artrosi, nel secondo caso, invece, le alterazioni metaboliche preesistenti precludono l'applicazione della tecnica.

1.5.1 Distrazione ossea mascellare

La distrazione ossea mascellare costituisce uno dei settori di applicazione dell'osteodistrazione al distretto cranio-maxillo-facciale. Le aree interessate da questa tecnica sono mostrate in Figura 1.10, dove le zone più favorevoli all'impianto sono evidenziate in azzurro.



Figura 1.10 Zone di impianto corrette per il distretto cranio-maxillo-facciale.

Le cause che possono portare alla necessità di un intervento di osteodistrazione della mascella [27] sono anomalie cranio-facciali, forti traumi subiti, deficienze nel ponte alveolare o forti apnee notturne.

I distrattori mandibolari che vengono usati per correggere queste situazioni possono essere suddivisi in interni e esterni, entrambi prodotti in acciaio chirurgico. I distrattori interni (Figura 1.11) sono applicati al di sotto dei tessuti molli ma posseggono una piccola estrusione che fuoriesce dalla pelle per regolare la distrazione. Poiché vengono ancorati alle due estremità con dischi piatti, essi sono per lo più utilizzati per le ossa di dimensioni più elevate e richiedono due stadi dell'intervento chirurgico, uno per applicarli all'osso e l'altro per rimuoverli.

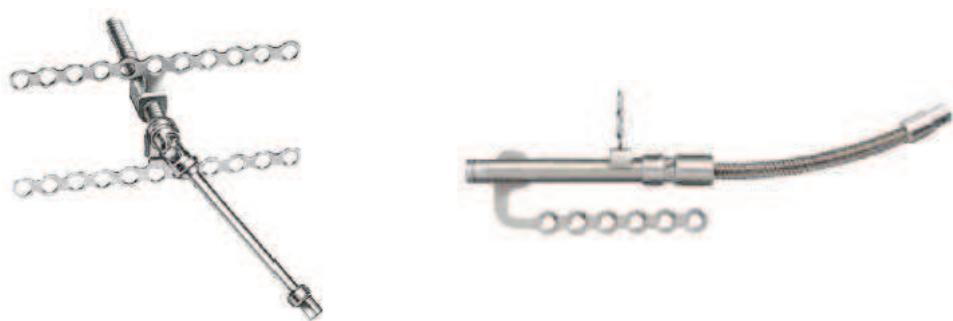


Figura 1.11 Distrattori ossei mascellari interni.

I distrattori esterni (Figura 1.12) sono collocati all'esterno della pelle e l'osso è ancorato ad essi tramite pins transcutanei. Essi possono essere applicati alle ossa più piccole e necessitano, come quelli interni, di due operazioni, una per la loro applicazione e una per la rimozione. I distrattori ancorati al cranio permettono alla parte centrale del volto di progredire in direzioni diverse, a seconda delle necessità.



Figura 1.12 Distrattori ossei mascellari esterni.

In Figura 1.13 sono visibili due radiografie [28] una eseguita prima dell'intervento di applicazione del distrattore esterno (Figura 1.13(a)) e l'altra eseguita dopo quello di rimozione (Figura 1.13(b)). Come si può vedere dal confronto fra le due, grazie al distrattore si è verificato un avanzamento notevole della mascella, fatto che permette sicuramente al soggetto di avere miglioramenti sia dal punto di vista della funzionalità delle strutture del suo volto, sia dal punto di vista estetico.

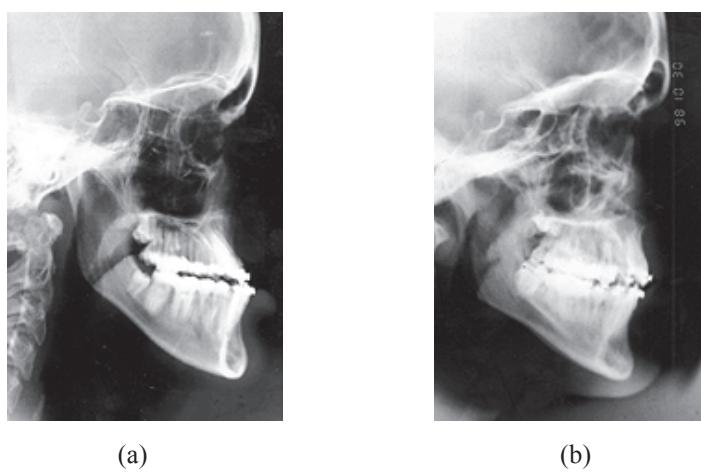


Figura 1.13 Effetti dell'applicazione di un distrattore osseo mandibolare esterno.

(a) Situazione iniziale. (b) Situazione finale.

In generale, l'intervento chirurgico degli impianti di distrazione ossea mascellare fa proprie le fasi dell'intervento generale, con l'aggiunta di caratteristiche peculiari dovute alle morfologia di questo distretto anatomico. In particolare, [27] in seguito alla corticotomia (linea rossa di Figura 1.14(a)) e al piazzamento del distrattore (Figura 1.14) il paziente affronta un periodo di latenza di 4-7 giorni in cui il distrattore impiantato non è ancora in azione. Il rispetto del periodo di latenza indicato è necessario, in quanto tempi più brevi potrebbero causare l'unione delle due componenti ossee con tessuto fibroso e con una conseguente osteogenesi inadeguata. Durante il successivo periodo di distrazione, si deve osservare un allontanamento osseo non superiore a 1 mm al giorno, poiché distrazioni aggressive comporterebbero la creazione di tessuto fibroso, mentre distrazioni troppo lente potrebbero portare a una fusione prematura delle ossa. L'ultima fase è quella di consolidamento, durante la quale l'osso assume la sua forma definitiva.

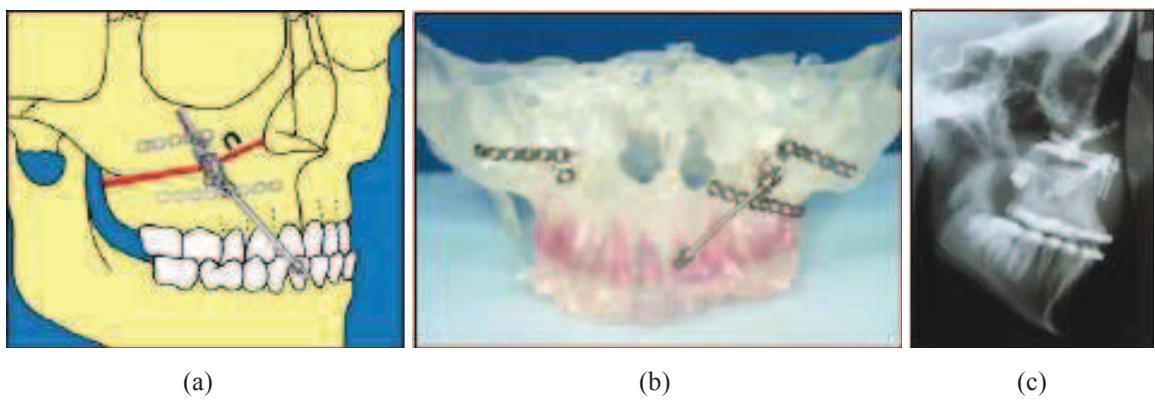


Figura 1.14 Applicazione del distrattore osseo mascellare. (a) Grafico rappresentante la linea (rossa) lungo la quale viene effettuata la corticotomia e il posizionamento del distrattore. (b) Posizionamento dei distrattori su un modello tridimensionale. (c) Radiografia di un paziente con distrattore.

Gli sviluppi futuri per la distrazione ossea mascellare verteranno sull'uso di impianti bioriassorbibili, su tecniche di avanzamento della mascella senza ricorrere a corticotomie, sull'applicazione di distrattori tramite procedure endoscopiche minimamente invasive e sulla distrazione assistita dal calcolatore con strumenti automatizzati per migliorare e velocizzare il trattamento.

Capitolo 2

ELABORAZIONE DI IMMAGINI E SEGMENTAZIONE 2D

L'immagine digitale è definita come [29] una funzione bidimensionale f avente in ingresso due coordinate spaziali discrete x e y e in uscita un valore $f(x,y)$ corrispondente all'intensità (cioè al livello di grigio) del punto considerato. Essa consiste in una discretizzazione dell'immagine continua in pixel (picture element) con la conseguente possibilità di applicare su di essa tutte le operazioni matriciali possibili.

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 [30] varie fasi di elaborazione computerizzata.

Image Enhancement	Image Restoration	Image Analysis	Image Compression	Image Synthesis
Contrast Enhancement	Photometric Correction	Image Segmentation	Lossless Compression	Tomographic Imaging
Image Combining	Geometric Correction	Feature Extracion	Lossy Compression	3D Scene Reconstruction
Spatial Filtering	Inverse Filtering	Object classification	Motion Compression	Visualization
Frequency Domain Filtering				
Edge Detection / Enhancement				
Noise Reduction				

Tabella 2.1 Fasi di elaborazione a cui può essere sottoposta un'immagine digitale.

Come mostrato in Tabella 2.1 le fasi di elaborazione dell'immagine possono essere suddivise in cinque categorie:

- *image enhancement*: consiste nel miglioramento dell'immagine per 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 dell'intensità, la riduzione del rumore e l'incremento di nitidezza dei

- dettagli. L'esecuzione dell'una o dell'altra operazione è fortemente soggettiva e dipende principalmente dai requisiti richiesti per le applicazioni successive;
- *image restoration*: consiste nel miglioramento di immagini che hanno subito degradazione a causa di 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;
 - *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, 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" [31]), come, ad esempio, [30] le linee di contorno, [31] la luminosità o il livello di grigio, oppure [30] vengono rilevati alcuni valori di misurazione dei parametri che le caratterizzano (attributi "artificiali" [31]), 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*: consiste nella riduzione del numero dei dati che descrivono l'immagine col fine di ridurne le dimensioni in modo da trasportare o archiviare i dati stessi con poco ingombro. Questa operazione si rende possibile grazie al fatto che molte immagini contengono un gran numero di informazioni ridondanti;
 - *image synthesis*: consiste nelle creazione di immagini da altre immagini o da dati numerici. Nel primo caso, ad esempio, si possono realizzare immagini grazie all'unione di proiezioni, come avviene per la tomografia assiale computerizzata, nel secondo caso invece si possono fornire dati numerici e comandi a software CAD con lo scopo di costruire nuove immagini. Questo secondo tipo di elaborazione viene per lo più eseguito quando è impossibile ricavare direttamente le immagini dal mondo esterno.

Nei paragrafi successivi verranno discusse le metodiche di *image enhancement* e di *image segmentation* in quanto queste sono state le due tipologie di elaborazione utilizzate per la creazione del programma di segmentazione tramite *snakes GVF* descritto nel capitolo 3.

2.1 Image enhancement

Lo scopo dell'*image enhancement* è quello [32] di migliorare la qualità di un'immagine per poterla meglio utilizzare all'interno di sistemi automatici di elaborazione o per una migliore visione da parte dell'occhio umano. Queste finalità vengono raggiunte con le tecniche di esaltazione del contrasto; esse fondamentalmente [33] si propongono di potenziare la visibilità di dettagli poco evidenti tramite la manipolazione dell'istogramma dell'immagine.

L'istogramma (Figura 2.1) viene definito [32] come la percentuale di pixel dell'immagine con un certo livello di grigio:

$$h_i = \frac{n_i}{NM}, \quad \text{con } 0 \leq i \leq G_{max},$$

dove n_i è il numero dei pixel di livello di grigio i , NM è il numero totale di pixel presenti nell'immagine e G_{max} è il valore del livello di grigio massimo.

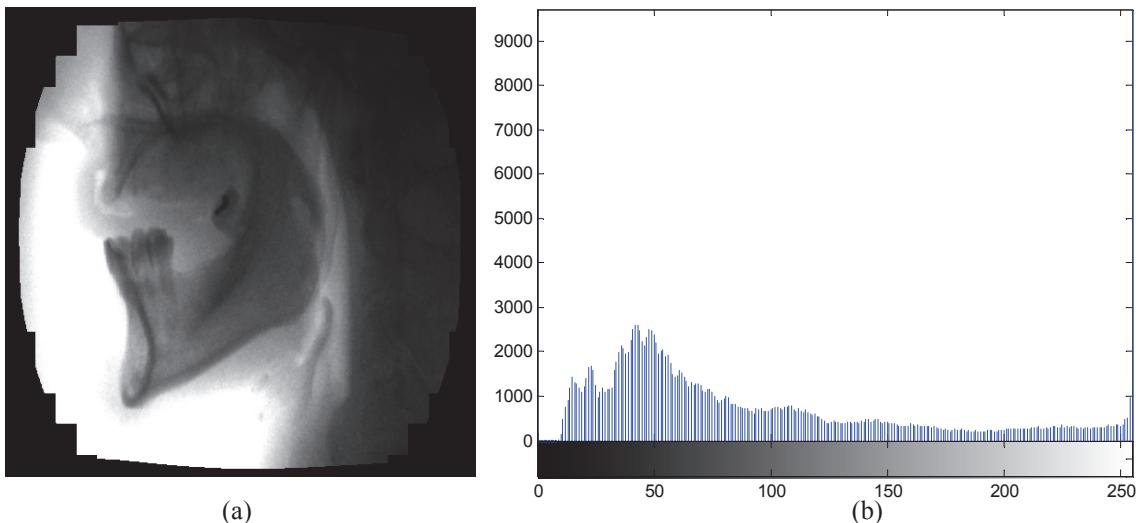


Figura 2.1 (a) Radiografia. (b) Istogramma dell'immagine.

Quando i bin di un istogramma [33] si concentrano nella zona vicina allo zero significa che l'immagine si presenta scura, quando invece si trovano per lo più vicino al livello di grigio massimo l'immagine è prevalentemente chiara. Inoltre [32] quando i bin si concentrano in un range ristretto di valori significa che l'immagine è poco contrastata, mentre quando si distribuiscono in tutto l'intervallo permesso, il contrasto dell'immagine è maggiore.

L'istogramma è un elemento che caratterizza in modo peculiare l'immagine, infatti ad ogni immagine corrisponde un solo istogramma; non vale però il viceversa, in quanto lo stesso istogramma può essere generato a partire da più immagini, come dimostrato in Figura 2.2. Infatti è sufficiente che il numero di pixel per ogni livello di grigio sia lo stesso per ogni immagine per ottenere istogrammi identici.

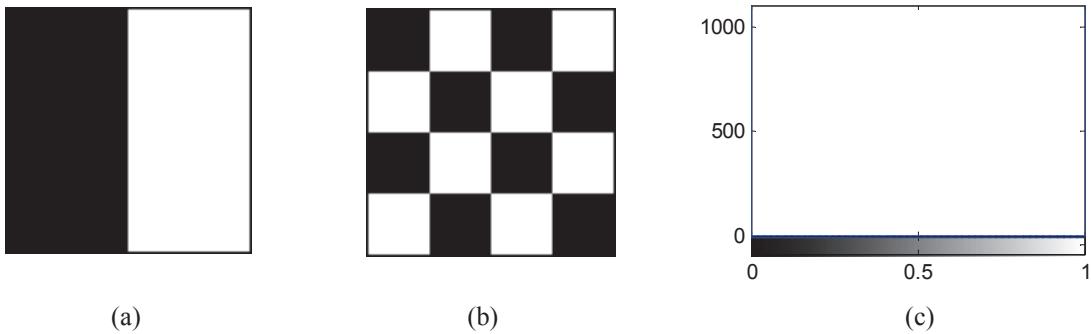


Figura 2.2 Esempio di due immagini differenti (a) e (b) caratterizzate dallo stesso istogramma (c).

Variazioni di forma e valori dell'istogramma sono gli elementi coinvolti nel miglioramento del contrasto. Questo viene effettuato attraverso due tecniche denominate *equalizzazione dell'istogramma* e *stretching dell'istogramma*.

L'*equalizzazione dell'istogramma* [32] consiste nel fornire all'istogramma una distribuzione uniforme, così che ad ogni livello di grigio venga data la stessa rilevanza all'interno dell'immagine. In particolare ad ogni pixel viene associato un nuovo livello di grigio individuato con la seguente formula:

$$b_k = G_{max} \sum_{i=0}^k h_i \quad \text{con } 0 \leq i \leq G_{max}.$$

In ogni iterazione, ai pixel che hanno livello di grigio k viene assegnato un nuovo valore di grigio rappresentato dall'intero ottenuto con arrotondamento per difetto del valore b_k .

individuato nella formula precedente. Questo valore è calcolato moltiplicando il valore del livello di grigio massimo (G_{max}) per la somma del numero di tutti i pixel che nell'immagine originale hanno un valore di grigio minore o uguale a quello corrente. L'esito dell'applicazione di questo algoritmo è visibile in Figura 2.3 dove è presente l'immagine ottenuta dall'equalizzazione dell'istogramma di Figura 2.1.

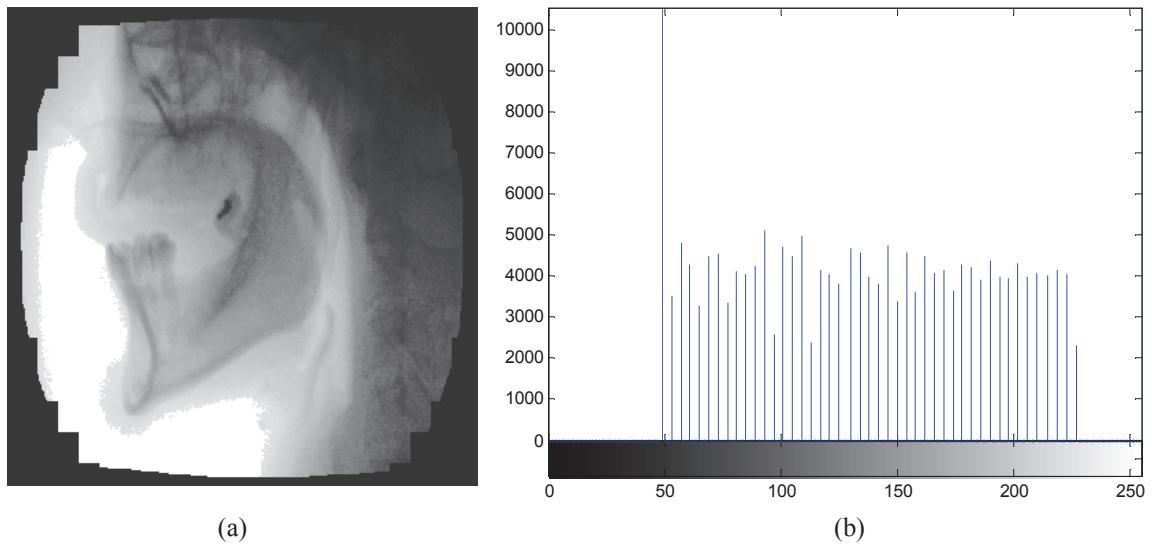


Figura 2.3 (a) Immagine in seguito all'equalizzazione. (b) Istogramma equalizzato.

Sebbene l'istogramma dell'immagine equalizzata sia più uniforme di quella originale, tuttavia non si presenta completamente uniforme. La ragione di questo cambiamento è dovuta al fatto che la formula di equalizzazione solitamente utilizzata e precedentemente descritta è la versione nel dominio discreto della formula originale che è stata individuata nel dominio continuo; essa rappresenta, quindi, un'approssimazione della soluzione esatta applicata a un numero finito di livelli di grigio (poiché l'applicazione è su immagini discrete) e come tale non può condurre alla creazione di un istogramma perfettamente uniforme.

Lo *stretching dell'istogramma* o *finestra dei grigi* [33] è un'operazione che va ad agire su una certa porzione di istogramma per amplificarla e aumentare così il contrasto dell'immagine. Essa consiste nel selezionare i due estremi, inferiore e superiore, della finestra dei grigi: i livelli esterni alla finestra sono trasformati in nero o in bianco a seconda che si avvicinino di più allo zero o al livello di grigio massimo. I livelli interni alla finestra sono invece sottoposti a una procedura definita *amplificazione della dinamica del contrasto*. Questa tecnica viene realizzata applicando a ogni pixel la seguente formula:

$$u = u_{sup} \frac{v - v_{min}}{v_{max} - v_{min}} + u_{inf}$$

dove v è il valore corrente del livello di grigio che viene trasformato in u . Il livello di grigio più scuro presente nell'immagine (v_{min}) assume il valore u_{inf} , solitamente 0 e quindi nero, mentre il livello più chiaro (v_{max}) assume il valore u_{sup} , cioè diventa bianco. Il range di livelli di grigio selezionato, con valori compresi fra v_{min} e v_{max} , viene quindi ad avere tutta la dinamica consentita; il numero dei livelli di grigio resta uguale a quello dell'immagine originale, come pure la forma degli oggetti rappresentati. Questa formula applica una trasformazione lineare all'istogramma; in realtà è possibile effettuare [34] anche trasformazioni non lineari che possono implicare un peso maggiore per i livelli di grigio più scuri o per quelli più chiari dando in uscita un'immagine con l'intensità desiderata. In Figura 2.4 sono rappresentate le trasformazioni che un istogramma può subire in questo tipo di elaborazione. In questi grafici *low* e *high* rappresentano gli estremi del range di livelli che si desidera espandere, mentre *bottom* e *top* costituiscono gli estremi dell'intervallo che si vuole ottenere in uscita e di solito corrispondono al bianco e al nero. Nella Figura 2.4(a) i livelli di grigio più scuri dell'immagine originale saranno più espansi in quella di output mentre i livelli più chiari saranno più compatti dando un'immagine in uscita complessivamente più chiara; viceversa accade se all'istogramma viene applicata la trasformazione rappresentata in Figura 2.4(c), infatti l'immagine in uscita sarà complessivamente più scura poiché i livelli più scuri saranno più compatti, mentre quelli più chiari verranno espansi maggiormente all'interno dell'intervallo permesso. Se invece il peso dato ai diversi livelli di grigio dell'immagine è lo stesso significa che la trasformazione applicata al suo istogramma è lineare (Figura 2.4(b)).

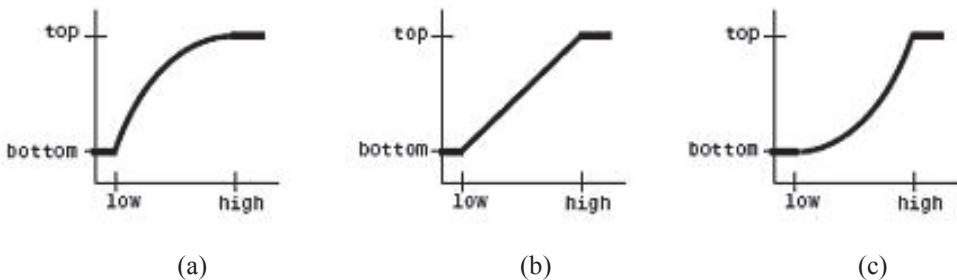


Figura 2.4 Stretching dell'istogramma. (a) Trasformazione che dà rilievo ai livelli di grigio più scuri. (b) Trasformazione lineare. (c) Trasformazione che dà rilievo ai livelli di grigio più chiari.

Nelle figure successive vengono mostrati gli effetti di questa elaborazione, infatti in Figura 2.5 sono presenti immagine e istogramma ottenuti dallo stretching con trasformata lineare dell’istogramma originale, in Figura 2.6 vi sono immagine e istogramma ottenuti con l’applicazione di una trasformata che accentua i livelli di grigio più chiari mentre in Figura 2.7 sono presentati immagine e istogramma realizzati in seguito all’applicazione di una trasformata che accentua i livelli di grigio più scuri. In tutti e tre i casi a *low* corrisponde 50 e a *high* 200, mentre gli estremi finali sono 0 e 255.

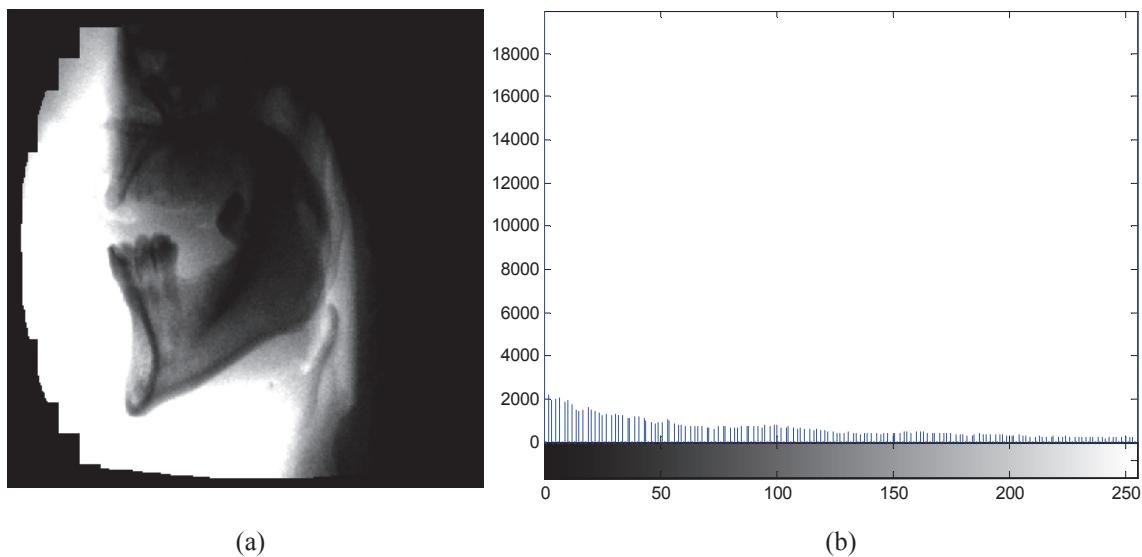


Figura 2.5 (a) Immagine con stretching lineare dell’istogramma. (b) Iстограмма.

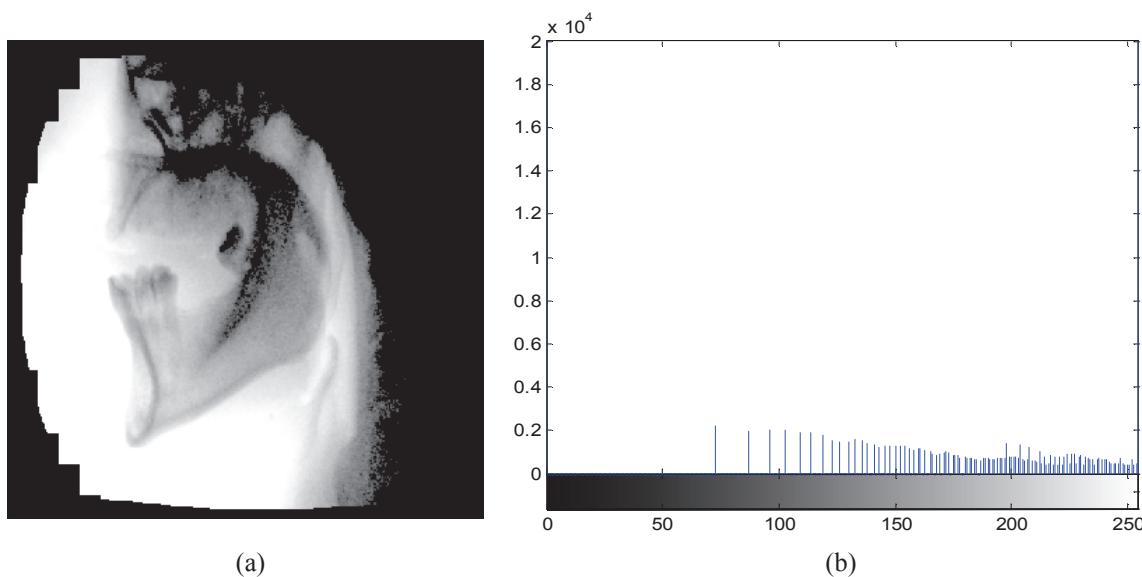


Figura 2.6 Immagine ottenuta con stretching che accentua i livelli di grigio più chiari. (b) Iстограмма.

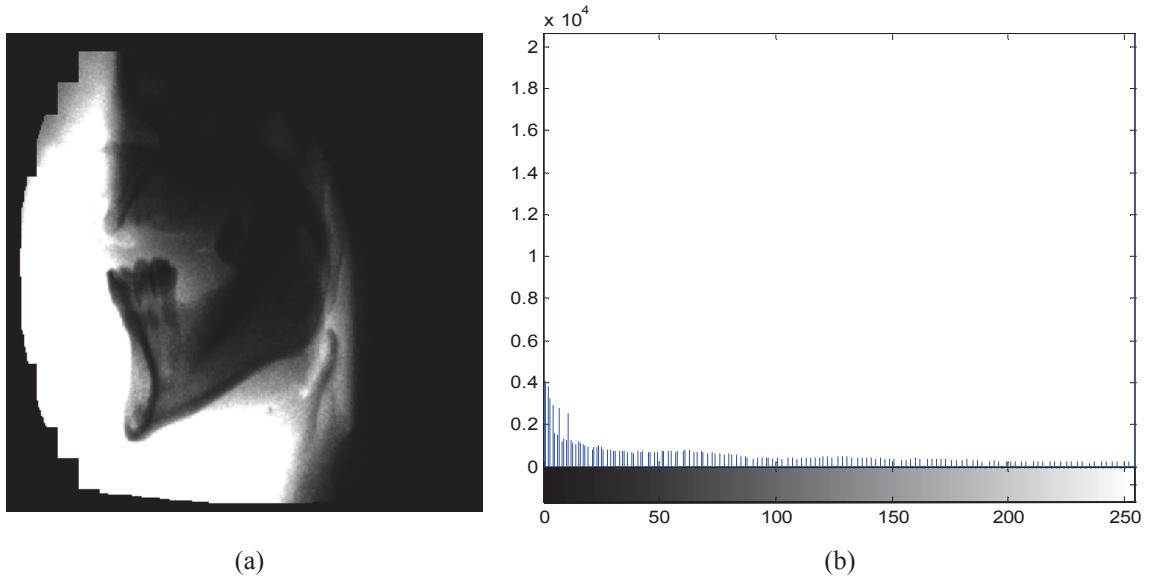


Figura 2.7 Immagine ottenuta con stretching che accentua i livelli di grigio più scuri. (b) Istogramma.

2.2 Segmentazione di immagini

La segmentazione è quella modalità di elaborazione che [35] 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 [31] caratteristiche simili (livello di grigio, contorni, texture) e risultano [35] distinguibili dalle regioni vicine per la presenza di discontinuità nell'intensità.

La segmentazione può essere di due tipologie [36]. Essa viene definita *completa* quando tutta l'immagine risulta suddivisa in regioni non sovrapposte che corrispondono a oggetti del mondo reale; l'unione di tutte le regioni individuate fornisce nuovamente l'immagine originale. Si parla invece di segmentazione *parziale* quando vengono estratte solo quelle caratteristiche che hanno un ruolo ben definito nell'immagine, come ad esempio alcune regioni o i contorni, in modo da ridurre il numero dei dati da elaborare.

Non vi è una procedura standard per segmentare correttamente un'immagine [31], esistono 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 [36] non tutti i metodi sono applicabili a tutte le immagini, ma ogni tipologia richiede la sua elaborazione. I metodi di segmentazione sono tuttavia raggruppabili in tre differenti

categorie principali: *thresholding*, *region growing* e *edge segmentation*, descritte nei paragrafi successivi.

2.2.1 Thresholding

Il *thresholding* [32] è il processo di suddivisione di un'immagine in regioni differenti in base al loro livello di grigio e viene fondamentalmente applicato in quelle immagini in cui [33] l'oggetto d'interesse e lo sfondo differiscono molto per il loro livello di intensità.

La separazione dei pixel dell'oggetto da quelli del background viene effettuata [32] selezionando un livello di grigio K così che tutti i pixel dell'immagine con intensità superiore a K ($f(x,y) > K$) vengono classificati come pixel appartenenti all'oggetto, mentre i pixel con intensità inferiore a K ($f(x,y) \leq K$) vengono considerati appartenenti allo sfondo. Lo scopo del *thresholding* è quindi quello di individuare il valore soglia che separa l'immagine in due distinti livelli di grigio:

$$g(x,y) = \begin{cases} G_a & f(x,y) \leq K \\ G_b & f(x,y) > K \end{cases}$$

dove G_a e G_b sono i livelli di grigio desiderati nell'immagine segmentata; essi di solito corrispondono al bianco e al nero e danno vita a una nuova immagine binarizzata creata a partire da un'immagine a livelli di grigio.

La chiave per la scelta del livello soglia è l'istogramma dell'immagine, in quanto esso fornisce la distribuzione d'intensità dei suoi pixel. Se l'istogramma è bimodale, cioè ha due picchi principali, uno per l'oggetto e uno per lo sfondo, si può utilizzare un livello di grigio della conca fra i due picchi come punto di separazione fra l'intensità associata all'oggetto e quella associata allo sfondo. In Figura 2.8 è presente un esempio di questa procedura. In Figura 2.8(a) è presente l'immagine originale creata con l'oggetto di livello di grigio 50 e lo sfondo di livello pari a 200; ad essa è stato aggiunto del rumore gaussiano con media nulla e varianza pari a 0.01 in modo da avere una distribuzione di livelli di grigio intorno ai due picchi principali, come visibile nell'istogramma dell'immagine in Figura 2.8(b). La sogliatura è stata effettuata con un valore di K pari a 140, in quanto esso costituisce uno dei punti di avvallamento dell'istogramma e la nuova immagine (Figura

2.8(c)) è stata creata fornendo il valore $G_a=1$ per i pixel soprasoglia e $G_b=0$ per i pixel del background.

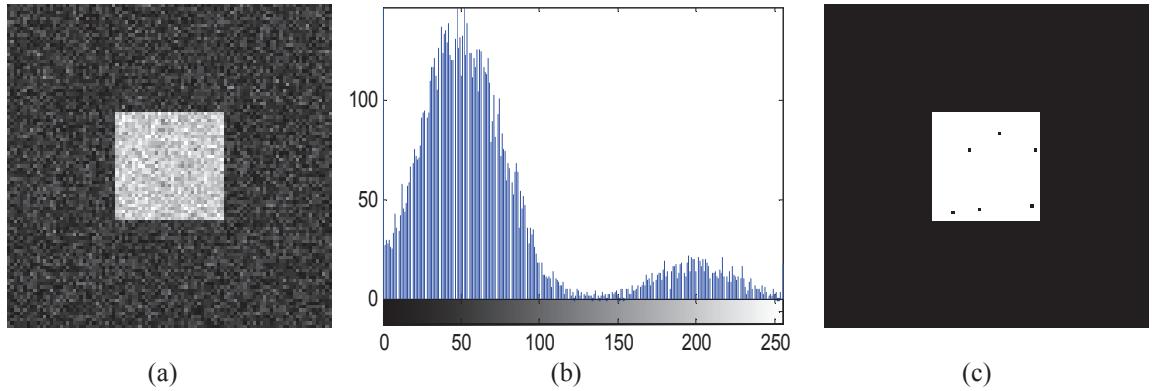


Figura 2.8 (a) Immagine da segmentare. (b) Istogramma dell’immagine (a). (c) Immagine segmentata.

La scelta della soglia è il punto fondamentale di questo processo, infatti aumentarla significa avere nell’immagine finale un numero maggiore di pixel neri (e quindi appartenenti allo sfondo) mentre diminuirla significa avere un numero maggiore di pixel bianchi (e quindi appartenenti all’oggetto).

Nel caso in cui nell’immagine siano presenti più oggetti corrispondenti a range di intervalli di grigio differenti è necessario effettuare il *multilevel thresholding*. Analiticamente esso consiste in un’espansione dell’equazione che descrive il *thresholding* di un’immagine con istogramma bimodale in quanto include più di un valore di soglia:

$$g(x, y) = \begin{cases} G_a & 0 \leq f(x, y) \leq K_1 \\ G_b & K_1 \leq f(x, y) < K_2 \\ G_c & K_2 \leq f(x, y) \leq G_{\max} \end{cases}$$

dove K_1 e K_2 rappresentano i due valori di soglia e G_{\max} il livello di grigio massimo dell’immagine. Questa equazione segmenta l’immagine in tre regioni con livello di grigio pari a G_a , G_b e G_c .

In Figura 2.9 è mostrato un esempio di *multilevel thresholding*. L’immagine di partenza (Figura 2.9(a)) rappresenta tre rettangoli posti uno sotto l’altro e di livello di grigio pari a 50, 125 e 200; a questi tre livelli di base è stato aggiunto del rumore gaussiano di media nulla e varianza pari a 0.01 per creare un istogramma con una distribuzione di livelli di grigio (Figura 2.9(b)). Da esso sono stati ricavati i due valori soglia, $K_1=90$ e

$K_2=160$ e grazie ad essi è stata ottenuta l'immagine segmentata (Figura 2.9(c)) fornendo ai pixel i livelli di grigio $G_a=0$, $G_b=127$ e $G_c=255$.

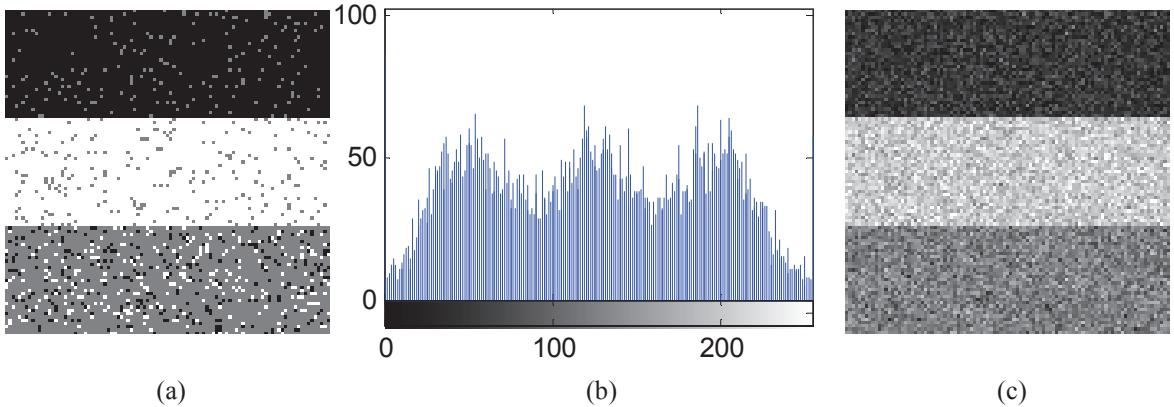


Figura 2.9 (a) Immagine da segmentare. (b) Istogramma dell'immagine (a). (c) Immagine segmentata.

In realtà nelle immagini complesse i livelli di grigio non sono così ben separati e questo aumenta la difficoltà nella scelta della soglia. Per questo motivo sono stati creati vari metodi adattativi che ricercano la soglia ottima massimizzando il contenuto informativo che avrà l'immagine in uscita o minimizzando l'errore associato alla scelta di un valore di *thresholding* piuttosto che di un altro. Per una descrizione dettagliata di questi algoritmi si può consultare il testo [32]; lo scopo di questi paragrafi è una presentazione generale di ogni tipo di metodologia.

2.2.2 Region growing

La segmentazione coi metodi *region growing* si basa sulla concetto di similarità applicato a pixel vicini in quanto i pixel adiacenti vengono raggruppati in regioni se è presente un fattore che li accomuna. In seguito a ciò l'immagine viene suddivisa in N regioni omogenee non sovrapposte R_1, R_2, \dots, R_N , l'unione delle quali restituisce il dominio spaziale R_T dell'immagine originale:

$$R_T = \bigcup_{i=1}^N R_i .$$

Poiché le regioni non devono essere sovrapposte, la loro intersezione fornisce l'insieme vuoto:

$$R_i \cap R_j = \emptyset.$$

Il processo di suddivisione delle immagini in regioni è basato su regole predeterminate dall'operatore in base alle quali riunire i pixel. I criteri di raggruppamento possono essere molteplici, ad esempio si possono unire tutti i pixel che hanno un certo livello di grigio oppure tutti quelli sopra una certa soglia o ancora quelli che rispettano una certa regola di connettività con i pixel adiacenti.

Un primo metodo di segmentazione *region growing* è il *pixel aggregation*. Esso consiste nella selezione di un pixel “seme” da parte dell’operatore e nella successiva determinazione automatizzata dell’appartenenza alla regione da parte dei pixel adiacenti. Il processo inizia quindi con un solo pixel a cui viene assegnata la regione R_1 , prosegue con l’analisi di tutti i pixel adiacenti per verificare la loro appartenenza o meno alla regione che si sta formando e termina quando non vi sono più pixel che rispettano i criteri di aggregazione. Un esempio di questa metodologia è mostrato in Figura 2.10.



Figura 2.10 *Pixel aggregation* (a) Individuazione della zona “seme”. (b) Formazione della regione.

In Figura 2.10(a) è rappresentata una mappa a livelli di grigio degli Stati Uniti d’America. La segmentazione riguarda l’identificazione dello stato dell’Oklahoma e per questo come pixel “seme” è stato definito il punto corrispondente a Oklahoma City. Lo

scopo è quello di raggruppare tutti i pixel che hanno lo stesso livello di grigio del pixel iniziale al fine di ricostruire la forma dello stato. In Figura 2.10(b) è rappresentato il risultato dell'elaborazione che vede la definizione della regione che si intendeva segmentare.

Un altro metodo che appartiene alla categoria *region growing* è lo *split and merge*. Esso si basa sulla divisione dell'immagine in riquadri sempre più piccoli finché non si arriva alla situazione in cui tutti i pixel del riquadro soddisfano la condizione per la creazione della regione. Questo metodo viene ben descritto dalla Figura 2.11.

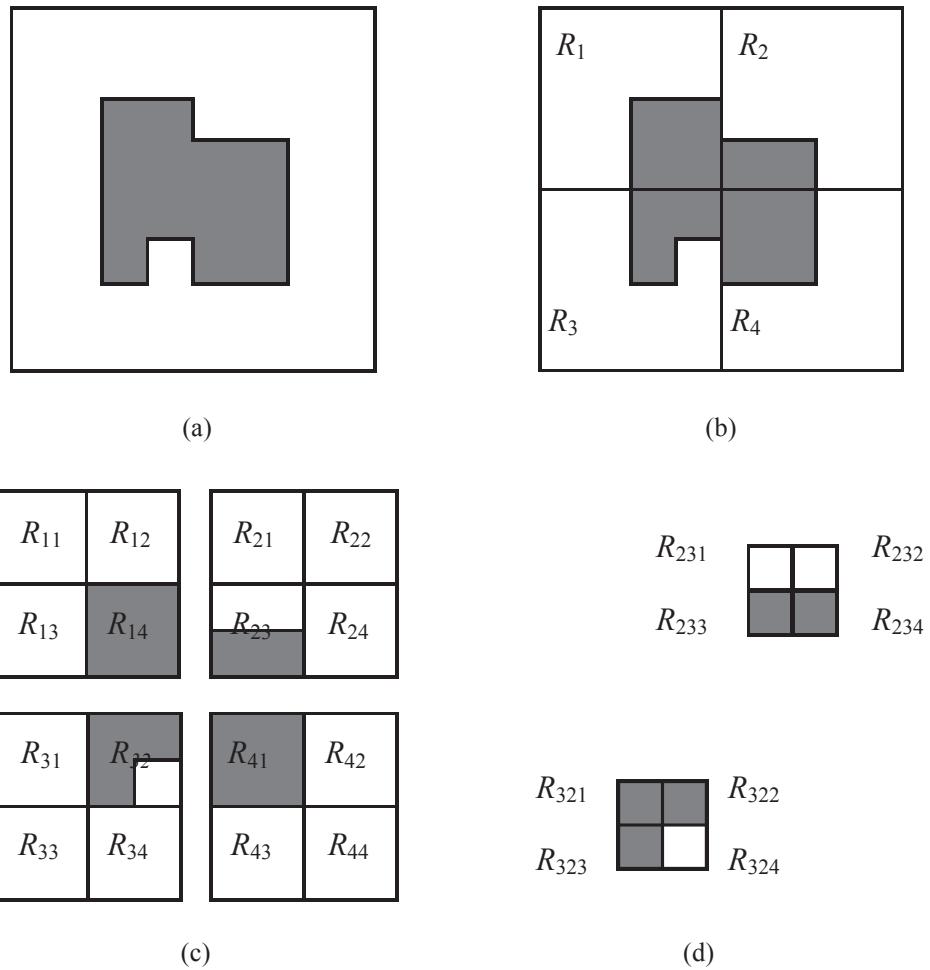


Figura 2.11 *Split and merge*. (a) Immagine originale. (b) Iniziale suddivisione dell'immagine in quattro regioni. (c) Divisione dell'immagine in sedici regioni. (d) Suddivisione delle regioni R_{23} e R_{32} .

Si considera l'immagine rappresentata in Figura 2.11(a) di dimensioni $N \times M$ e la si suddivide in quattro regioni di dimensioni uguali e pari a $N/2 \times M/2$ (Figura 2.11(b)). Per

ognuna delle quattro regioni si analizza ogni pixel in base al criterio di appartenenza precedentemente stabilito per valutare se il riquadro è costituito da una singola regione o da più regioni. Poiché in questo caso in ognuna delle quattro zone create non tutti i pixel rispettano il criterio di aggregazione, viene eseguita una nuova suddivisione che vede la formazione di sedici riquadri ognuno di dimensioni $N/4 \times M/4$ (Figura 2.11(c)). In questa nuova situazione si effettua nuovamente la procedura applicata nella fase precedente e si osserva che le regioni derivanti dai riquadri R_1 e R_4 sono omogenee al loro interno, mentre quelle create da R_2 e R_3 contengono ancora inomogeneità. Per questo motivo si procede con un’ulteriore suddivisione che costituisce anche la fine della procedura di *split* (Figura 2.11(c)). A questo punto viene eseguita la fase di *merge*: i riquadri che hanno in comune le stesse caratteristiche vengono riuniti per formare un’unica regione, mentre gli altri andranno a costituire altre regioni o il background dell’immagine segmentata.

2.2.3 Edge detection

Queste tecniche di segmentazione si basano sulla rilevazione delle discontinuità nei livelli di grigio presenti nell’immagine e solitamente punti, linee e contorni di un oggetto vengono determinati con l’applicazione di filtri spaziali. Il filtraggio spaziale di un’immagine consiste nella somma dei prodotti di ogni singolo pixel dell’immagine sottostante una maschera che costituisce il filtro per i corrispondenti coefficienti della maschera stessa e nell’assegnazione del risultato ottenuto al pixel dell’immagine che si trova in corrispondenza del centro del kernel (Figura 2.12).

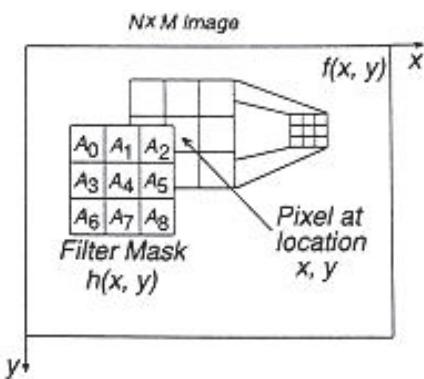


Figura 2.12 Filtraggio spaziale dell’immagine con una maschera 3×3 .

Analiticamente, l'operazione di filtraggio è determinata dalla seguente equazione:

$$g(x,y) = \sum_{i=0}^2 \sum_{j=0}^2 f(x-1+j, y-1+i) A(j+3i)$$

dove f rappresenta l'intensità dell'immagine e A la maschera utilizzata, x e y sono le coordinate dei pixel dell'immagine mentre i e j sono quelle degli elementi che costituiscono il kernel. Il filtraggio spaziale di un'immagine si presenta quindi come un'analisi puntuale dell'immagine effettuata pixel per pixel.

Il primo criterio di *edge detection* si basa sulla rilevazione di punti a cui corrispondono discontinuità di intensità e si parla di *point detection*. La rilevazione dei punti viene effettuata tramite filtraggio con la maschera indicata in Figura 2.13 e ad ognuno di essi si associa il valore assoluto del risultato derivante dall'equazione precedente:

$$POINT[x,y] = |g(x,y)|.$$

-1	-1	-1
-1	8	-1
-1	-1	-1

Figura 2.13 Maschera per il filtraggio che costituisce il *point detection*.

Per regioni dell'immagine con livelli di grigio omogenei, cioè con un livello di grigio costante, il risultato di questa operazione è pari a zero, mentre se il singolo pixel possiede un livello di grigio differente da quello dei pixel che lo circondano il risultato dell'equazione precedente sarà diverso da zero. In particolare, il valore individuato è un livello di grigio direttamente proporzionale alla differenza del livello di grigio tra il pixel al centro e gli otto pixel che lo circondano. In alcuni casi è necessario valutare se un punto individuato come facente parte del contorno ne è effettivamente un componente o costituisce rumore; in queste situazioni si valuta l'appartenenza o meno del punto al bordo con fissato valore di sogliatura K . Infatti se

$$POINT[x,y] > K,$$

allora il punto appartiene al contorno discontinuità, in caso contrario è parte dell'oggetto.

Un esempio di applicazione del metodo *point detection* è presente in Figura 2.14, dove si possono notare l'immagine binaria originale (Figura 2.14(a)) e quella segmentata (Figura 2.14(b)).

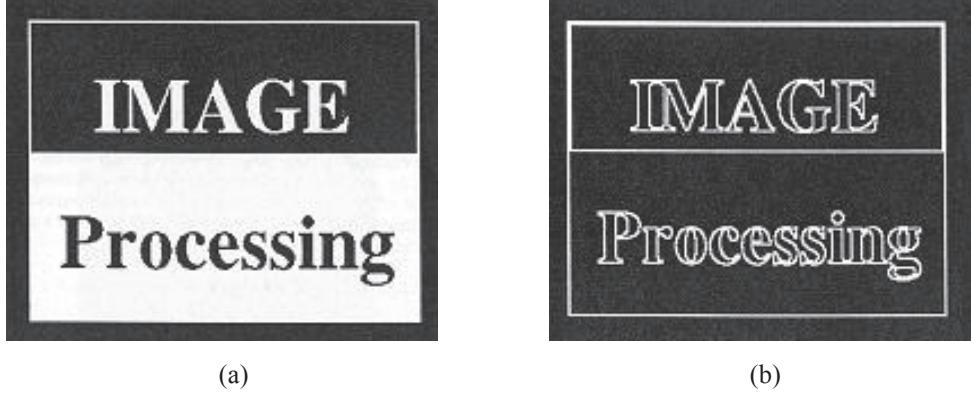


Figura 2.14 *Point detection.* (a) Immagine originale. (b) Immagine segmentata.

Il secondo criterio di *edge detection* si basa invece sul *line detection*, vale a dire sull'individuazione delle linee che costituiscono i bordi degli oggetti da segmentare. Ci sono diverse modalità di effettuare questa operazione. Si possono usare, ad esempio, quattro maschere 3×3 (Figura 2.15) che rilevano ognuna rispettivamente le linee orizzontali, verticali e diagonali a 45° e 135° (la direzione dei tre coefficienti pari a 2 fornisce la direzione della linea).

<table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"><tr><td>-1</td><td>-1</td><td>-1</td></tr><tr><td>2</td><td>2</td><td>2</td></tr><tr><td>-1</td><td>-1</td><td>-1</td></tr></table>	-1	-1	-1	2	2	2	-1	-1	-1	<table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"><tr><td>-1</td><td>2</td><td>-1</td></tr><tr><td>-1</td><td>2</td><td>-1</td></tr><tr><td>-1</td><td>2</td><td>-1</td></tr></table>	-1	2	-1	-1	2	-1	-1	2	-1
-1	-1	-1																	
2	2	2																	
-1	-1	-1																	
-1	2	-1																	
-1	2	-1																	
-1	2	-1																	
(a)	(b)																		
<table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"><tr><td>-1</td><td>-1</td><td>2</td></tr><tr><td>-1</td><td>2</td><td>-1</td></tr><tr><td>2</td><td>-1</td><td>-1</td></tr></table>	-1	-1	2	-1	2	-1	2	-1	-1	<table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"><tr><td>2</td><td>-1</td><td>-1</td></tr><tr><td>-1</td><td>2</td><td>-1</td></tr><tr><td>-1</td><td>-1</td><td>2</td></tr></table>	2	-1	-1	-1	2	-1	-1	-1	2
-1	-1	2																	
-1	2	-1																	
2	-1	-1																	
2	-1	-1																	
-1	2	-1																	
-1	-1	2																	
(c)	(d)																		

Figura 2.15 Maschere per il filtraggio che costituiscono il *line detection* in direzione (a) orizzontale (b) verticale, (c) a 45° e (d) a 135° .

L'applicazione di questi filtri è visibile in Figura 2.16. In particolare, la Figura 2.16(a) fornisce l'immagine originale che contiene linee orizzontali, verticali e diagonali in entrambe le direzioni, quindi particolarmente adatta all'uso di queste maschere. In Figura 2.16(b) è presente il risultato della segmentazione dell'immagine effettuata con il filtro che permette l'individuazione delle linee orizzontali. In questa immagine si nota che anche le linee diagonali vengono rilevate da questa maschera ma si presentano non molto ben definite; sono invece totalmente assenti le linee verticali. La Figura 2.16(c) rappresenta l'immagine segmentata con il kernel che estrapola le linee verticali ma non individua quelle linee orizzontali; come per il caso precedente, sono presenti anche le linee diagonali in quanto contenenti una componente verticale.

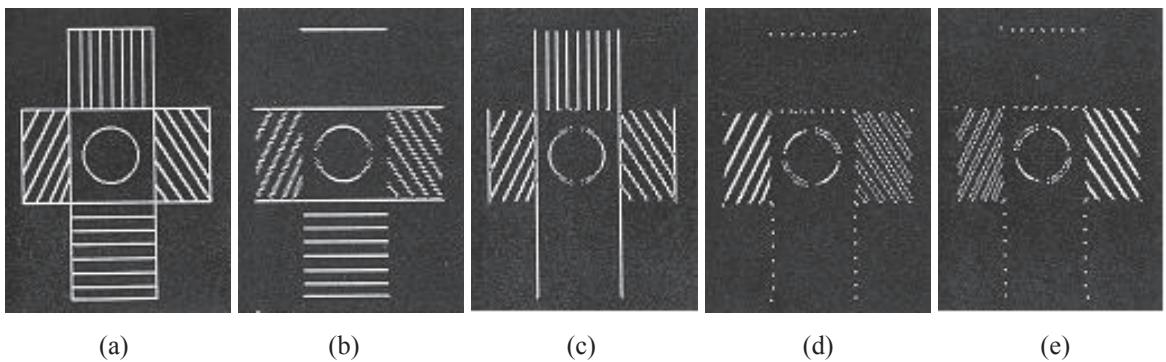


Figura 2.16 Line detection. (a) Immagine originale. (b) Rilevazione delle linee orizzontali. (c) Rilevazione delle linee verticali. (d) Rilevazione delle linee a 45° . (e) Rilevazione delle linee a 135° .

Le Figura 2.16(d) e Figura 2.16(e) infine rappresentano rispettivamente le immagini risultanti dal filtraggio dell'originale con le maschere che individuano le linee diagonali a 45° e a 135° . In entrambi casi si nota la totale assenza delle linee orizzontali e verticali. Tuttavia la maschera per l'individuazione delle linee diagonali a 45° riesce anche a rilevare quelle a 135° , rappresentate in figura da due linee separate il cui spessore è però pari a un terzo di quelle a 45° . Ciò è dovuto al fatto che quando una linea di 135° si sovrappone ai coefficienti che nella maschera di Figura 2.15(c) si trovano in alto a destra e in basso a sinistra, si crea un pixel non nullo proprio in corrispondenza di queste posizioni producendo le due linee di spessore ridotto. Per lo stesso motivo le linee a 45° vengono individuate con le stesse caratteristiche in seguito all'applicazione del kernel di individuazione delle linee a 135° .

I filtri fin qui eseguiti rilevano le linee in una sola direzione. Nel caso in cui si desidera effettuare *line detection* contemporaneamente in più direzioni si fa uso della derivata parziale della distribuzione dei livelli di grigio sia lungo la direzione x che lungo la direzione y . Il risultato che si ottiene è un vettore a due dimensioni, cioè il gradiente dell'immagine, i cui valori vengono calcolati in questo modo:

$$\nabla f(x, y) = \begin{bmatrix} f_x(x, y) \\ f_y(x, y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f(x, y)}{\partial x} \\ \frac{\partial f(x, y)}{\partial y} \end{bmatrix}.$$

Esistono diversi modi per approssimare il gradiente nel dominio discreto; il più conosciuto è il metodo di rilevazione dei contorni con filtraggio utilizzando le maschere di Prewitt e Sobel (Figura 2.17). In entrambe le situazioni sono presenti due maschere, una per il calcolo della derivata parziale lungo x (Figura 2.17(a) e Figura 2.17(c)) e una per il calcolo della derivata parziale lungo y (Figura 2.17(b) e Figura 2.17(d)) in modo da individuare le variazioni di livello di grigio in ogni direzione.

-1	0	1
-1	0	1
-1	0	1

(a)

-1	-1	-1
0	0	0
1	1	1

(b)

-1	0	1
-2	0	2
1	0	1

(d)

-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

(d)

Figura 2.17 Maschere per l'individuazione dei contorni tramite gradiente. (a) Prewitt, derivata lungo x . (b) Prewitt, derivata lungo y . (c) Sobel, derivata lungo x . (d) Sobel, derivata lungo y .

Un’ulteriore modalità per la rilevazione delle discontinuità dei livelli di grigio di un’immagine può essere rappresentata dall’uso della derivata seconda; tale metodo si basa sul calcolo dell’operatore Laplaciano:

$$\nabla^2 f(x, y) = \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y^2}$$

e della maschera corrispondente (Figura 2.18).

0	-1	0
-1	4	-1
0	-1	0

Figura 2.18 Maschera corrispondente al Laplaciano.

Un’ultima modalità è quella che vede l’implementazione degli *active contours* e particolare degli *snakes* la cui trattazione è effettuata nel paragrafo successivo (2.3).

2.3 Active contours

Gli *active contours* costituiscono una delle modalità di segmentazione delle immagini appartenenti alla categoria *edge detection*. Essi sono [37] curve chiuse che si deformano in base a formulazioni matematiche espresse in algoritmi iterativi al fine di effettuare la segmentazione degli elementi di interesse, individuando i contorni degli oggetti rappresentati. Sono definibili attraverso molteplici modalità di implementazione e rappresentazione e, in base a queste, classificabili in metodi parametrici e geometrici.

I metodi *parametrici* sono costituiti da rappresentazioni esplicite e sono parametrizzati in formulazione Lagrangiana, cioè [38] si riferiscono alla configurazione indeformata, infatti i punti materiali vengono monitorati durante l’evoluzione dell’*active contour*; in questo modo si riescono a descrivere facilmente tutte le caratteristiche dell’oggetto che si desidera estrarre dall’immagine. Gli *active contours* parametrici sono descritti da un funzionale energetico il cui minimo rappresenta la situazione in cui i contorni individuati corrispondono nel modo migliore a quelli reali. Risolvere il problema

di minimizzazione energetica significa maneggiare equazioni dinamiche che contengono forze interne e esterne. Le forze esterne risultanti da questa formulazione sono solitamente conservative e quindi possono essere rappresentate come gradienti di potenziali scalari, come avviene nella descrizione di *snakes* e *balloons*. Tuttavia vengono utilizzate anche forze non conservative per migliorare la performance dei *active contours* tradizionali, come avviene nel caso degli *snakes GVF* descritti in 2.3.3.

I metodi *geometrici*, invece, sono rappresentati implicitamente come level sets [37] di funzioni distanza bidimensionali che evolvono in accordo con la formulazione Euleriana, vale a dire [38] le deformazioni sono riferite ad una configurazione deformata e il movimento della superficie è osservato attraverso l'evoluzione di valori di campi scalari in punti fissati dello spazio e non tramite l'evoluzione dei singoli punti materiali della superficie. In particolare, i contorni geometrici sono basati sulla teoria della curve evolution [39] e sui metodi level set. In questo contesto le curve evolvono usando solo misure geometriche, risultando in un'evoluzione dei contorni che è indipendente dalla parametrizzazione della curva. Questo evita la necessità di riparametrizzare la curva o di maneggiare esplicitamente i cambiamenti topologici. La rappresentazione parametrica della curva viene effettuata solo dopo che l'evoluzione della funzione level set è completata.

In seguito saranno presentate alcune tipologie di *active contours*, quali *snakes*, *balloons* e *snakes GVF*; questi ultimi costituiscono la metodologia utilizzata per segmentare i nervi mandibolari delle immagini TAC, come descritto nel capitolo3.

2.3.1 Snakes

Gli *snakes* sono curve chiuse create grossolanamente e manualmente da un operatore in prossimità dei bordi dell'elemento di interesse che, partendo dalla loro posizione iniziale, tendono ai contorni dell'oggetto grazie all'applicazione di una legge di minimizzazione di energia [40] che li guida nella deformazione; infatti definendo in modo parametrico le coordinate dello *snake* $v(s) = (x(s), y(s))$, si minimizza:

$$E_{tot} = \int_0^1 E_{snake}(v(s))ds = \int_0^1 [E_{int}(v(s)) + E_{ext}(v(s))]ds$$

dove:

- E_{tot} è l’energia totale dello *snake*;
- E_{snakes} è l’energia puntuale dello *snake*, funzione della sua posizione;
- E_{int} è l’energia interna puntuale dello *snake*;
- E_{ext} è l’energia esterna puntuale dello *snake*.

Come viene messo in evidenza dalla formulazione matematica lo *snake* risulta sottoposto principalmente a due gruppi di energie, e quindi di forze ($F = -\nabla E$), uno interno e uno esterno, che lo conducono ad adagiarsi sui contorni dell’immagine.

La forza interna ha lo scopo di imporre la regolarità della curva, attraverso la presenza di due costanti, α e β , che ne determinano, rispettivamente, elasticità e rigidità [41], infatti la predominanza di α rende lo *snake* simile a una membrana, e quindi elastico, mentre quella di β lo rende simile ad un piatto sottile, e quindi rigido. Nel caso in cui i due parametri abbiano un valore prossimo all’unità, nell’integrale energetico si ha la predominanza delle forze interne e lo *snake* viene solamente regolarizzato. In base a queste considerazioni, l’energia interna può essere formulata nel seguente modo:

$$E_{int} = \alpha|v'(s)|^2 + \beta|v''(s)|^2 .$$

La forza esterna, invece, spinge lo *snake* verso il minimo locale desiderato, cioè verso il contorno dell’oggetto d’interesse. Le tipologie di forze esterne che si possono definire sono molteplici e il diverso comportamento degli algoritmi implementati dipende fondamentalmente dalla diversa caratterizzazione di questo termine.

Per gli *snakes*, l’energia esterna viene definita in questo modo:

$$E_{ext} = E_{constraint} + E_{image}$$

dove per $E_{constraint}$ s’intende l’energia legata a forze esterne di coercizione mentre per E_{image} s’intende l’energia legata alle forze dovute a caratteristiche proprie dell’immagine. Il termine E_{image} può essere a sua volta suddiviso in tre componenti:

$$E_{image} = w_{line}E_{line} + w_{edge}E_{edge} + w_{term}E_{term}$$

dove i w costituiscono i pesi delle tre componenti energetiche che rappresentano l’attrazione dello *snake* rispettivamente nei confronti di linee, bordi e terminazioni. Il primo termine di questa equazione può essere rappresentato semplicemente dall’intensità dell’immagine (I), cioè:

$$E_{line} = I(x,y)$$

con w_{line} a determinare l'attrazione dello *snake* nei confronti di linee chiare o scure. Il secondo invece può essere definito nel seguente modo:

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

e grazie ad esso lo *snake* viene attratto da contorni che posseggono un gradiente elevato. Infine il terzo termine che si propone di individuare angoli o gli estremi di segmenti viene indicato con:

$$E_{term} = \frac{\partial \theta}{\partial n}$$

dove θ è l'angolo del gradiente fra la direzione x e y ($\theta = \tan^{-1}(C_y/C_x)$) e n è il vettore unitario perpendicolare alla direzione del gradiente.

Grazie a queste considerazioni, per l'individuazione del minimo energetico si passa alla definizione dell'equazione di Eulero-Lagrange:

$$- (\alpha v')' + (\beta v'')'' + \nabla P(v) = 0$$

con condizioni al contorno ($v(0), v'(0), v(1), v'(1)$) fornite. Nell'equazione ogni termine appare come una forza applicata alla curva: i primi due termini si riferiscono alle forze interne mentre il terzo rappresenta quelle esterne, in particolare quelle legate alle caratteristiche dell'immagine, infatti $-\nabla P(v) = F_{edge}$.

Riassumendo in F tutte le forze esterne, quindi comprendendo $\nabla P(v)$ ed eventuali altri addendi, l'equazione diventa:

$$- (\alpha v')' + (\beta v'')'' = F(v).$$

Questa equazione può essere discretizzata nello spazio (con passo h) con il metodo delle differenze finite e successivamente essere riscritta sottoforma di sistema lineare in forma matriciale:

$$AV = F$$

dove A è una matrice pentadiagonale, V denota il vettore delle posizioni e F quello delle forze in corrispondenza delle coordinate v contenute in V .

La presenza di molteplici minimi locali della funzione energia porta a una formulazione iterativa dell'individuazione della soluzione, quindi il sistema viene discretizzato anche nel tempo ottenendo:

$$(I + \tau A)v^t = (v^{t-1} + \tau F(v^{t-1})) \quad (1)$$

dove I è la matrice identità, τ è il passo temporale, v^t è la posizione al tempo t e v^{t-1} quella all'istante precedente. Il sistema viene risolto col metodo alle differenze finite, attraverso la scomposizione LU di $(I + \tau A)$ finché la differenza fra due iterazioni successive $(v_t - v_{t-1})$ è sufficientemente piccola.

La formulazione alle differenze finite permette di interpretare il comportamento dello *snake* come quello di un insieme di masse collegate a molle di lunghezza nulla quando completamente contratte, cioè quando lo *snake* è sovrapposto al contorno d'interesse, e di lunghezza variabile quando lo *snake* si sta adeguando ai bordi dell'oggetto. Di conseguenza l'eventuale assenza di forze esterne ($F = 0$) porterebbe lo *snake* a collassare in un punto o ad assumere la posizione definita dalle condizioni al contorno evitando così il raggiungimento della determinazione dei contorni dell'oggetto.

2.3.2 Balloons

La tecnica di individuazione dei contorni definita *balloons* [42] semplicemente aggiunge alla metodologia *snakes* una forza esterna di gonfiamento (*inflation force*) che espande la curva creata manualmente. Concettualmente si può immaginare il contorno attivo come un palloncino che viene man mano gonfiato per espandersi fino ad arrivare a sovrapporsi ai bordi dell'oggetto che si desidera segmentare.

I *balloons* si propongono di superare due tipologie di difficoltà riscontrate nell'uso degli *snakes*, una legata alla discretizzazione temporale e spaziale per la ricerca del minimo energetico e l'altra di tipo concettuale.

Per la risoluzione delle problematiche legate alla discretizzazione temporale e spaziale si va ad agire sul termine che racchiude le forze esterne, F , effettuando le modifiche necessarie per il miglioramento del funzionamento dell'algoritmo.

Nel caso della discretizzazione temporale si può osservare che se il termine $\tau F(v^{t-1})$ dell'equazione (1) è troppo elevato, v^{t-1} continua a oscillare attorno al minimo senza mai raggiungerlo, oppure si stabilizza ad un punto di minimo che non è quello desiderato. Quest'ultima situazione è rappresentata in Figura 2.19: la curva in alto rappresenta il potenziale P con il punto di minimo energetico rappresentato dal fondo della conca e individuato più in basso dall'intersezione fra la curva che descrive $F = -P$ e l'asse delle

ascisse. Durante l'iterazione, il punto v^{t-1} parte dalla situazione x_0 , passa attraverso x_1 e termina in x_2 che costituisce un punto di equilibrio, ma è ormai fuori dalla conca, quindi per v^{t-1} non è più raggiungibile la situazione di minimo energetico.

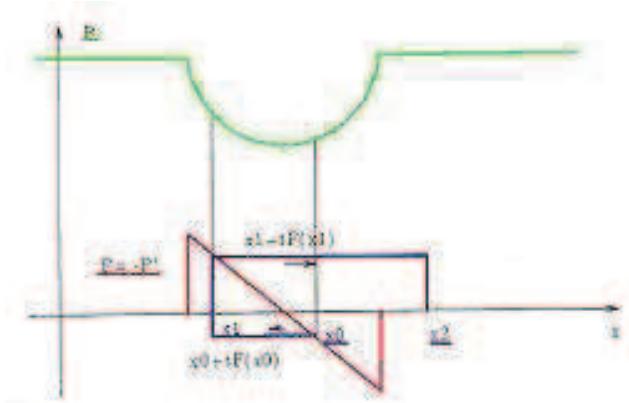


Figura 2.19 Instabilità dovuta alla discretizzazione temporale.

Se invece si pone $\tau F(v^{t-1})$ sufficientemente piccolo, di dimensione pari a quella di un pixel, il problema si risolve, ma si corre il rischio che le forze esterne rappresentate da F siano troppo poco incisive e che quindi prevalgano le forze interne di regolarizzazione dello *snake*. Per questo motivo invece di agire sul passo temporale τ , si modifica il termine F normalizzandolo:

$$F = -k \frac{\nabla P}{\|\nabla P\|}$$

e si considera τk è dello stesso ordine di grandezza delle dimensioni del pixel.

Nel caso della discretizzazione spaziale, invece, le difficoltà sono dovute al fatto che la forza esterna F è nota solamente in corrispondenza dei nodi della griglia creata dal metodo delle differenze finite. A causa di ciò si crea una situazione di attraversamento dello zero (e quindi del minimo energetico) senza che siano effettivamente presenti zeri sulla griglia, cioè il punto che deve raggiungere l'equilibrio continua a oscillare fra i pixel che precedono e seguono il minimo, poiché il minimo stesso non è presente. Questo fatto è visibile nella Figura 2.20 dove è rappresentata l'oscillazione continua del punto fra le posizioni x_0 e x_1 :

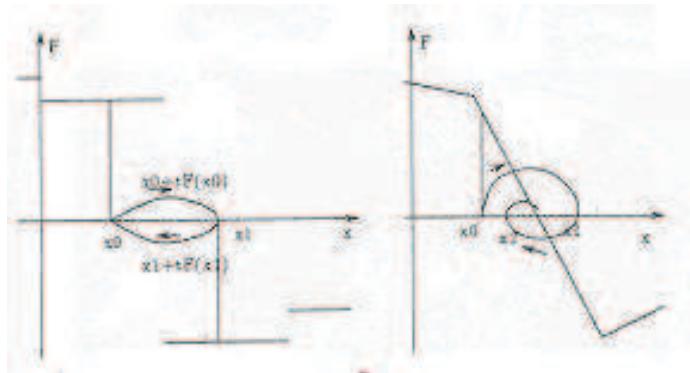


Figura 2.20 Instabilità dovuta alla discretizzazione spaziale. A sinistra è rappresentata la situazione iniziale, a destra la convergenza in seguito all’interpolazione di F .

La soluzione di questo tipo di problema consiste semplicemente nell’interpolare bilinealmente i valori di F in modo che ai punti di equilibrio corrispondano valori nulli sulla griglia di discretizzazione. In questo modo il punto alla ricerca di equilibrio dopo qualche iterazione converge al minimo energetico.

La problematica di tipo concettuale è invece legata al fatto che nell’uso degli *snakes* si può osservare che quando la curva iniziale tracciata manualmente dall’operatore non è sufficientemente vicina ai bordi dell’oggetto, essa non viene attratta dai contorni stessi e semplicemente tende a regolarizzarsi. Questo fatto è visibile in Figura 2.21: sulla sinistra in bianco sono tracciati grossolanamente i bordi di un rettangolo con punti spuri che costituiscono rumore mentre in rosso è rappresentata la curva tracciata dall’operatore. A destra si vede come dopo l’applicazione dell’algoritmo la curva rossa si sia regolarizzata invece di andare a sovrapporsi ai contorni a causa della troppa distanza fra *snake* e rettangolo.

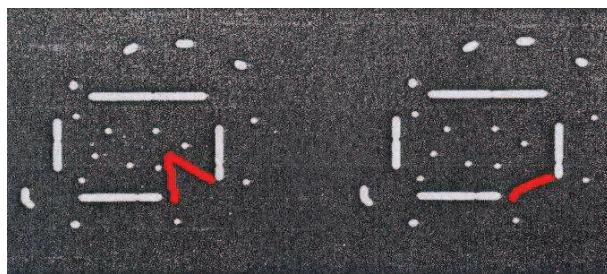


Figura 2.21 Problematiche dello *snake*: la curva si regolarizza invece di sovrapporsi ai contorni dell’oggetto. A sinistra vi è la situazione iniziale, a destra quella finale.

In Figura 2.22, invece, a sinistra è presente la stessa situazione del caso precedente mentre a destra si può notare come lo *snake* sia attratto dal primo punto di rumore che incontra e, considerandolo un bordo del rettangolo, vi si adagia.



Figura 2.22 Problematiche dello *snake*: la curva si stabilizza in prossimità del punto di rumore incontrato.
A sinistra vi è la situazione iniziale, a destra quella finale.

La soluzione a queste situazioni consiste nell'aggiungere un elemento alle forze esterne, per cui al termine di potenziale si somma la forza di gonfiamento:

$$F = k_I \mathbf{n}(s) - k \frac{\nabla P}{\|\nabla P\|}$$

dove $\mathbf{n}(s)$ il vettore unitario perpendicolare alla curva nel punto $v(s)$ e k_I è l'ampiezza della nuova forza. Il segno di k_I determina il tipo di forza utilizzato: se è positivo si ha una forza di gonfiamento, se è negativo di sgonfiamento. Inoltre k_I e k sono due costanti dello stesso ordine di grandezza ma con $k > k_I$, in modo che un punto di contorno possa fermare l'*inflation force*; grazie a questo vincolo la curva non viene più fermata dai punti spuri costituenti rumore presenti nell'immagine, infatti il *balloon* oltrepassa i punti sparsi e va a posarsi sui contorni dell'oggetto d'interesse (Figura 2.23).



Figura 2.23 *Balloons*. A sinistra vi è la situazione iniziale,
a destra quella finale in cui la curva si è sovrapposta ai contorni dell'oggetto.

2.3.3 Snakes GVF (Gradient Vector Flow)

Come avvenuto per lo sviluppo dei *balloons*, gli *snakes GVF (Gradient Vector Flow)* sono stati creati per superare le problematiche riscontrate nelle modalità di *edge detection* precedentemente descritte. In questo caso [43] la novità consiste nell'introduzione di un nuovo campo di forze esterne, chiamate *GVF*, calcolate attraverso lo studio della diffusione del gradiente su una mappa dei contorni (*Edge Map*) derivata dall'immagine d'interesse, come spiegato meglio in seguito.

Gli *snakes GVF* [44] si presentano come elementi insensibili all'inizializzazione manuale dell'operatore e in grado di adattarsi alle regioni concave delineandone i contorni. Queste caratteristiche costituiscono una soluzione a mancanze di *snakes* e *balloons*. Gli *snakes* [45], in particolare, presentano una forte dipendenza dalla posizione della curva di inizializzazione tracciata dall'utente e ciò è dovuto al fatto che l'ampiezza delle forze esterne cessa molto rapidamente all'allontanarsi dall'oggetto, come visibile in Figura 2.24 (b).

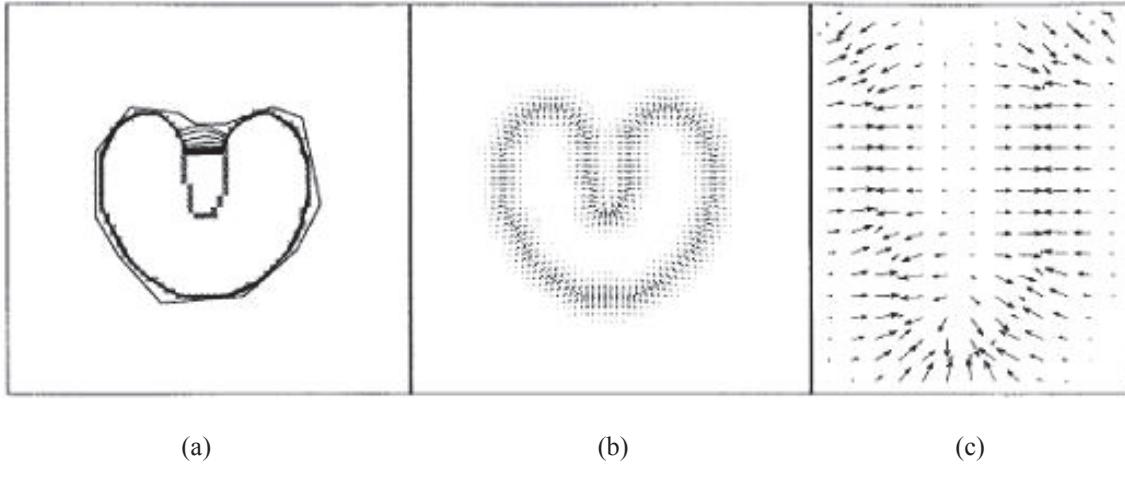


Figura 2.24 Problematiche legate agli *snakes*. (a) Curva di inizializzazione dello *snake* attorno all'oggetto a forma di *U* e sua convergenza. (b) Campo di forze nell'immagine. (c) Campo di forze in prossimità dell'oggetto.

Inoltre gli *snakes* non sono in grado di seguire profili concavi a causa del fatto che in corrispondenza dei bracci della *U* le forze presenti hanno direzione orizzontale e versi opposti, come è dimostrato nella Figura 2.24(c). Questo stesso problema si mantiene irrisolto nel caso dell'utilizzo dei *balloons* (Figura 2.25(c)) per la stessa motivazione,

mentre la dipendenza del risultato finale dalla posizione della curva iniziale definita dall'operatore è superata grazie alla presenza di vettori di ampiezza elevata anche in zone non adiacenti all'oggetto (Figura 2.25(b)).

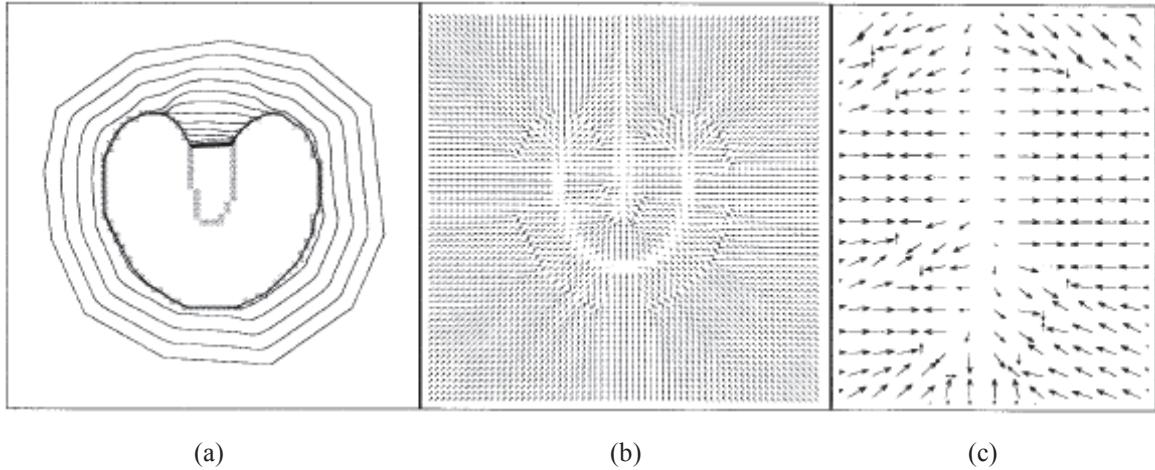


Figura 2.25 Problematiche legate ai *balloons*. (a) Curva di inizializzazione del *balloon* attorno all'oggetto a forma di *U* e sua convergenza. (b) Campo di forze nell'immagine. (c) Campo di forze in prossimità dell'oggetto.

I miglioramenti apportati agli *snakes* tramite il metodo *balloons*, quindi, sono legati a un aumento del modulo delle forze in gioco, ma non a una variazione di direzione dei vettori, innovazione che viene apportato da questa nuova tecnica.

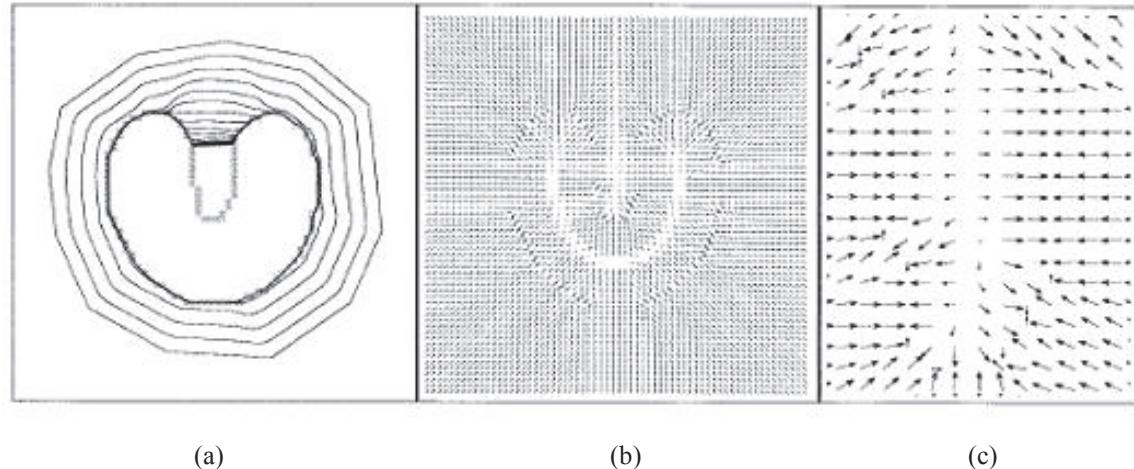


Figura 2.26 *Snakes GVF*. (a) Curva di inizializzazione dello *snake* attorno all'oggetto a forma di *U* e sua convergenza. (b) Campo di forze nell'immagine. (c) Campo di forze in prossimità dell'oggetto.

In Figura 2.26(b) è infatti possibile osservare il campo di forze complessivo degli *snakes GVF* che occupa tutta l'area dell'immagine, come avviene per i *balloons*, mentre in Figura 2.26(c) è presente il campo in prossimità dell'oggetto che si presenta con caratteristiche innovative rispetto ai casi precedenti. Infatti i vettori del campo puntano verso l'oggetto ma non solamente in direzione orizzontale e questo provoca l'assenza dell'annullamento del loro effetto, come invece avviene nelle situazioni precedenti.

Gli *snakes GVF* vengono formulati da un bilancio di forze:

$$F_{int} + F_{ext} = 0.$$

In esso le forze interne sono quelle già descritte nel paragrafo di trattazione degli *snakes* tradizionali (2.3.1), le forze esterne presentano invece delle modificazioni consistenti. In generale le forze esterne possono essere suddivise in statiche e dinamiche; nel campo dell'imaging si definiscono forze statiche quelle costruite direttamente dall'immagine e che non cambiano con l'evolversi dello *snake*, come ad esempio le forze potenziali, mentre le forze dinamiche sono quelle che variano a ogni evoluzione degli *snake*, come, ad esempio l'*inflation force* tipica dei *balloons*. Come evidenziato proprio nel caso dei *balloons*, l'uso delle forze dinamiche aggiunge complessità agli algoritmi in quanto la forza di rigonfiamento deve essere inizializzata per definire se il *balloon* deve espandersi o restringersi per individuare correttamente i contorni dell'oggetto. Gli *snakes GVF* pertanto sono stati creati con l'intento di utilizzare in più una forza statica, indipendente da tempo e spazio, per governare la curva alla ricerca del bordo voluto. Questa forza esterna si presenta come “flusso del vettore gradiente” della *Edge Map*, è non conservativa e dà luogo alla formazione di un campo di forze statiche generale, comprendente forze conservative e non conservative.

Il nuovo campo di forze esterne, $F_{ext} = \mathbf{v}(x,y)$, definito campo *GVF* (*Gradient Vector Flow*) contribuisce alla formazione della nuova equazione dinamica dello *snake* che si ottiene sostituendo a $-\nabla E_{ext}$ il termine $\mathbf{v}(x,y)$:

$$\alpha|\mathbf{v}'(s)|^2 + \beta|\mathbf{v}''(s)|^2 = \mathbf{v}.$$

Essa viene risolta con discretizzazione temporale e spaziale, esattamente come accade per gli *snakes* tradizionali, tuttavia non rappresenta un'equazione di Eulero, poiché le forze esterne non sono puramente conservative, ma nonostante ciò il comportamento dello *snake* risulta notevolmente migliorato.

La creazione del campo di attrazione dello *snake GVF* è costituita da due passaggi:

1. costruzione dell'*Edge Map*;
2. costruzione del campo vettoriale di forze.

Edge Map

Innanzitutto si definisce l'*Edge Map* $f(x,y)$ derivante dall'immagine $I(x,y)$; essa ha la proprietà di contenere in modo evidente i contorni degli oggetti rappresentati. Essa può essere definita in molteplici modalità, infatti data la definizione generale:

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

per un'immagine a livelli di grigio si possono utilizzare le seguenti formulazioni:

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

oppure :

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

Mentre la prima formulazione è per lo più valida per immagini con poco rumore, la seconda è principalmente utilizzata per le immagini affette da rumore; in essa è presente il termine $G_\sigma(x,y)$ che indica una gaussiana bidimensionale con deviazione standard σ . Se si utilizzano valori di σ elevati si possono generare contorni distorti e rumorosi all'interno della *Edge Map*, ma essi sono necessari per accentuare la forza di attrazione che agisce sullo *snake* che, in assenza di essi, non riuscirebbe a deformarsi e a raggiungere i bordi dell'oggetto.

Le proprietà fondamentali delle *Edge Maps* sono tre:

1. il gradiente di una *Edge Map*, ∇f , è rappresentato da vettori che puntano verso i bordi degli oggetti;
2. l'ampiezza dei vettori è solitamente elevata solo nell'immediata vicinanza dei bordi;
3. nelle regioni omogenee, dove l'intensità dell'immagine $I(x,y)$ è all'incirca costante, il gradiente della *Edge Map*, ∇f , è nullo.

Le conseguenze di queste tre proprietà sono rispettivamente:

1. uno *snake* inizializzato vicino al bordo converge a una configurazione stabile in prossimità del contorno stesso;
2. il range di cattura è molto piccolo;

3. le regioni omogenee non presentano forze esterne.

Le ultime due sono in contrasto con quanto si vuole ottenere, infatti lo scopo è quello di creare un campo che abbia un range di cattura dello *snake* elevato e che sia presente anche nelle zone omogenee dell'immagine. Ciò viene quindi effettuato con la creazione del campo di forze *GVF*.

Gradient Vector Flow

Si definisce campo di forze *GVF* (*Gradient Vector Flow*) il campo vettoriale $\mathbf{v}(x,y) = [u(x,y), v(x,y)]$ che minimizza il funzionale energetico seguente:

$$\mathcal{E} = \iint \mu (u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |\mathbf{v} - \nabla f|^2 dx dy.$$

In questa formulazione quando $|\nabla f|$ è piccolo, cioè il gradiente della *Edge Map* non è predominante, l'energia è dominata dalla somma dei quadrati delle derivate parziali del campo vettoriale (u e v), ottenendo un campo che varia lentamente all'interno dell'immagine. D'altro canto, quando $|\nabla f|$ è elevato predomina il secondo termine dell'integrale che viene minimizzato ponendo $\mathbf{v} = \nabla f$. Questo produce l'effetto desiderato di mantenere \mathbf{v} circa uguale al gradiente dell'*Edge Map* quando questo è grande, ma forzando il campo ad essere presente anche in modo blando nelle regioni omogenee. Il parametro μ è un parametro di regolarizzazione che governa il trade-off fra il primo e il secondo termine dell'integrale. Esso deve essere definito in base al rumore presente nell'immagine poiché all'aumentare del rumore il valore di μ deve essere maggiore in modo da fornire più rilievo al campo vettoriale, mentre se l'immagine si presenta con scarso rumore allora μ deve essere basso in modo che il campo vettoriale ricalchi molto la *Edge Map* (la quale, nel caso di immagini con poco rumore, delinea bene la posizione dei contorni degli oggetti).

Si può dimostrare che il campo vettoriale del gradiente può essere individuato risolvendo le seguenti equazioni di Eulero:

$$\begin{aligned} \mu \nabla^2 u - (u - f_x)(f_x^2 + f_y^2) &= 0 \\ \mu \nabla^2 v - (v - f_y)(f_x^2 + f_y^2) &= 0 \end{aligned}$$

dove ∇^2 è il Laplaciano. Da queste equazioni si deduce che in regioni omogenee dove l'intensità $I(x,y)$ è costante il secondo termine dell'equazione si annulla poiché l'*Edge*

Map, $f(x,y)$, è costante. Nelle regioni omogenee, inoltre, u e v sono determinati solo dalla prima parte delle due equazioni. Questo implica la creazione di un campo *GVF* interpolato dai contorni della regione stessa, riflettendo una sorta di competizione fra i vettori del contorno. Questo spiega perché i vettori del campo puntano verso i bordi delle concavità e ne permettono agli *snakes* la loro esatta delineazione.

Le equazioni precedenti possono essere risolte considerando u e v in funzione del tempo:

$$u_t(x,y,t) = \mu \nabla^2 u(x,y,t) - [u(x,y,t) - f_x(x,y)] \cdot [f_x(x,y)^2 + f_y(x,y)^2]$$
$$v_t(x,y,t) = \mu \nabla^2 v(x,y,t) - [v(x,y,t) - f_y(x,y)] \cdot [f_x(x,y)^2 + f_y(x,y)^2].$$

Le soluzioni in stato stazionario di queste due equazioni paraboliche lineari sono le soluzioni dell'equazione di minimizzazione dell'energia che definiscono punto per punto le componenti orizzontali e verticali del campo di forze.

Capitolo 3

METODI

Per segmentare il nervo mandibolare da immagini TAC attraverso l'uso degli *snakes GVF* è stato implementato un programma che permette l'applicazione della metodica d'interesse. Poiché di volta in volta esso richiede l'inserimento di valori numerici corrispondenti a parametri utilizzati per la creazione del campo di forze esterne e per la deformazione della curva, sono stati effettuati test per valutare i range di impiego di questi coefficienti.

3.1 Segmentazione del nervo mandibolare con *snakes GVF*

Il comportamento degli *snakes GVF* è stato valutato nell'ambito della segmentazione dei nervi mandibolari da immagini TAC maxillo-facciali tramite l'implementazione di un programma appositamente creato in codice Matlab. Esso si compone di diverse finestre, ognuna dedicata ad una specifica fase dell'elaborazione. L'approccio generale utilizzato per le varie schermate è stato quello di abilitare i pulsanti in modo sequenziale così che durante la segmentazione si possa essere guidati nelle varie tappe del procedimento. Per la maggior parte delle finestre è poi stato messo a disposizione un pulsante *indietro*, in modo da poter tornare alla finestra precedente per effettuare eventuali correzioni, e, ovviamente, un pulsante *avanti* per poter accedere alla schermata successiva.

Prima di descrivere dettagliatamente ogni finestra del programma si introduce una rappresentazione delle fasi in cui si articola il software tramite l'utilizzo di un *flow chart* (Grafico 3.1). In esso sono messe in evidenza attraverso l'uso di rettangoli le fasi di processing delle immagini, quali loro selezione, estrapolazione delle porzioni contenenti il nervo e segmentazione dello stesso, mentre attraverso l'uso di rombi sono evidenziate le situazioni di scelta, come la possibilità di definire l'ordine di segmentazione dei nervi e di effettuare la segmentazione in prossimità del forame anteriore.

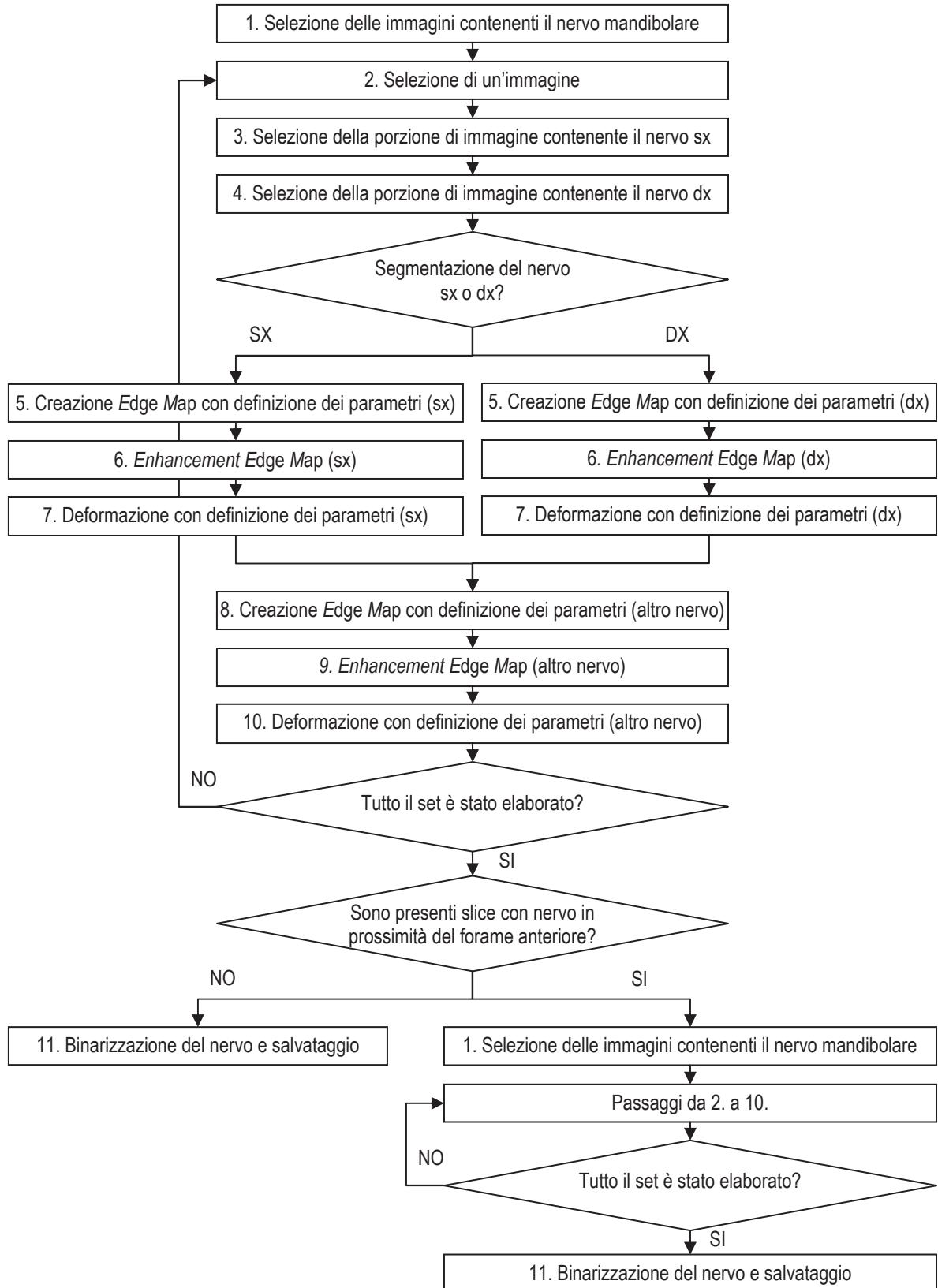


Grafico 3.1 Flow chart della struttura del programma per l'implementazione degli *snakes GVF*.

La prima operazione consiste nell'importare i files contenenti le immagini (Figura 3.1) da qualsiasi cartella contenuta nel PC. Una volta inseriti, è possibile verificare la correttezza della propria scelta: cliccando sul nome del file all'interno della listbox compare l'immagine corrispondente. Nel caso ci si rendesse conto di errori compiuti durante la selezione, è consentito ripetere l'operazione per un numero indefinito di volte, fino all'individuazione del set d'interesse.

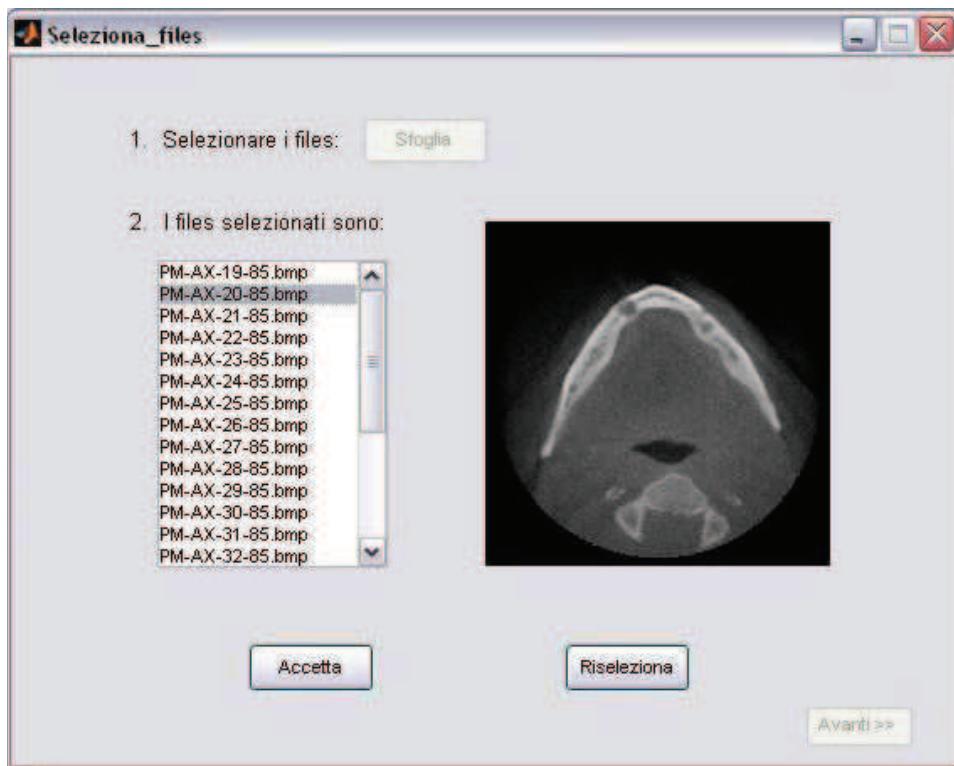


Figura 3.1 Selezione dei files di immagini per la segmentazione del nervo mandibolare.

Selezionati i files, il programma procede in modo ciclico: per ogni immagine si dovranno selezionare le parti della slice contenenti le porzioni dei due nervi mandibolari (destro e sinistro) che successivamente saranno affrontati separatamente in termini di calcolo del campo vettoriale e di deformazione dello *snake*. Per ognuna delle finestre di elaborazione verrà sempre visualizzato il nome dell'immagine in fase di studio in modo da conservare l'identità del file corrente.

La seconda schermata (Figura 3.2) prevede la selezione delle due porzioni di immagini contenenti rispettivamente nervo destro e sinistro; ciò permette al calcolatore di lavorare su un numero più limitato di dati, in modo da non appesantire i calcoli e i tempi di

esecuzione. Cliccando su *Vai* si può selezionare l'area d'interesse in cui è contenuto il nervo sinistro: l'immagine viene presentata ingrandita in una nuova finestra e su di essa, tramite selezione attraverso il mouse, può essere creato il ritaglio. Se l'operazione non è soddisfacente può essere effettuata nuovamente riselectando i files, altrimenti, accettata l'area contenente il nervo sinistro, si può passare a quello destro e ripetere le medesime operazioni.



Figura 3.2 Selezione delle porzioni di immagine contenenti il nervo mandibolare. L'area contenente il nervo sinistro è già stata individuata, mentre quella contenente il nervo destro deve ancora essere selezionata.

Ogni volta il ritaglio viene creato di forma quadrata per una migliore visualizzazione e la sua posizione viene memorizzata dal software in modo da poter ricollocare i nervi segmentati nell'immagine originale alla fine dell'elaborazione.

Una volta compiute le due selezioni, è permesso scegliere indistintamente se operare prima sul nervo sinistro piuttosto che su quello destro. Questa trattazione prosegue effettuando valutazioni sulla porzione d'immagine raffigurante il nervo sinistro, ma le medesime considerazioni possono essere effettuate per l'area rappresentante quello destro.

3.1.1 Creazione del campo di forze *GVF*

Effettuate le precedenti operazioni preliminari, con la terza finestra (Figura 3.3) si entra nell'implementazione effettiva degli *snakes GVF* per la segmentazione del nervo mandibolare, calcolando il campo vettoriale che guiderà la deformazione della curva verso i contorni dell'oggetto d'interesse.

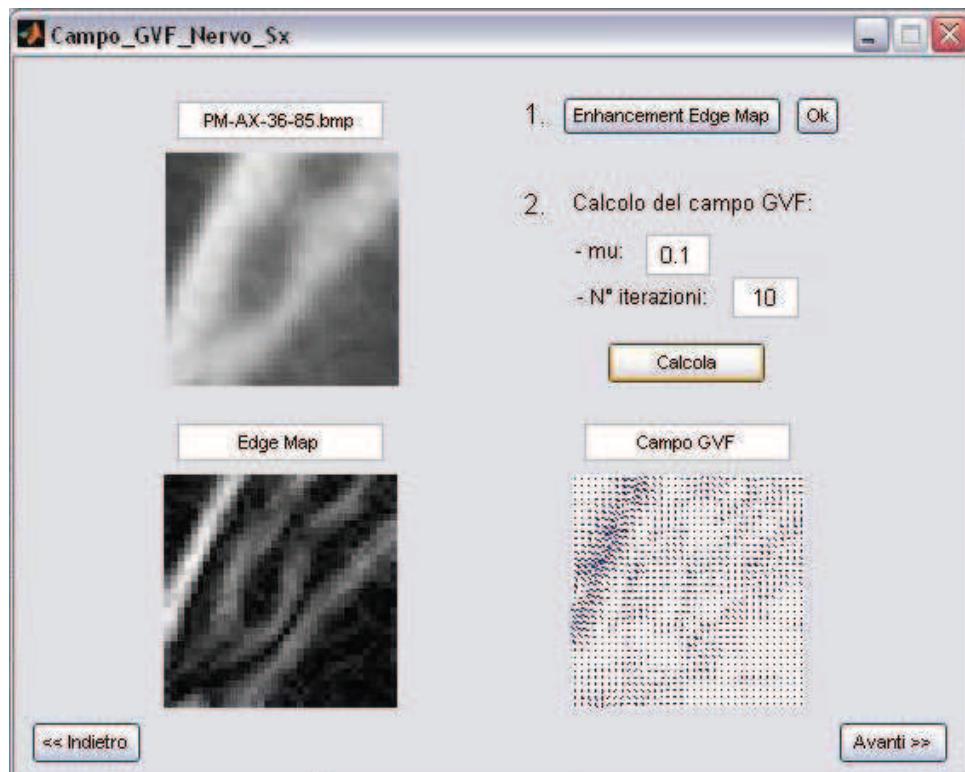


Figura 3.3 Creazione della *Edge Map* e del campo vettoriale
che costituiscono la base della deformazione dello *snake*.

Nella schermata sono contenute tre rappresentazioni: la porzione selezionata dall'immagine originale, l'*Edge Map* e l'andamento del campo vettoriale. L'*Edge Map*, letteralmente *mappa dei contorni*, è un'immagine a livelli di grigio in cui vengono evidenziati in bianco i bordi di nervo e mandibola. Essa può essere calcolata in molteplici modi, sfruttando le variazioni dei livelli di grigio dell'immagine originale in corrispondenza delle zone di elevato gradiente. In questo caso la scelta è stata quella di calcolare il negativo della porzione d'immagine selezionata e poi il gradiente di questo (il gradiente viene riscalato fra zero e uno per una migliore rappresentazione dell'immagine). Poiché è in base ad essa che verrà calcolato il campo vettoriale, è stato creata una ulteriore

schermata (presentata nel paragrafo successivo, 3.1.2) per effettuare l'*Enhancement* della *Edge Map*, con lo scopo di esaltare ulteriormente i bordi del nervo mandibolare al fine di realizzare un campo sempre più attrattivo per lo *snake*.

Il campo di forze *GVF* viene creato minimizzando l'integrale energetico dello *snake* (come descritto in 2.3.3):

$$\varepsilon = \iint \mu (u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |\mathbf{v} - \nabla f|^2 dx dy.$$

Tenendo conto delle condizioni al contorno (cioè aggiungendo alla matrice contenente i valori della *Edge Map* le proprie righe e colonne più esterne), il calcolo viene effettuato inizializzando il campo come gradiente della *Edge Map* (∇f della formula precedente) e successivamente implementando il calcolo di componente orizzontale u e verticale v dei vettori utilizzando il metodo degli elementi finiti:

$$\begin{aligned} u_t(x,y,t) &= \mu \nabla^2 u(x,y,t) - [u(x,y,t) - f_x(x,y)] \cdot [f_x(x,y)^2 + f_y(x,y)^2] \\ v_t(x,y,t) &= \mu \nabla^2 v(x,y,t) - [v(x,y,t) - f_y(x,y)] \cdot [f_x(x,y)^2 + f_y(x,y)^2]. \end{aligned}$$

Il calcolo può essere effettuato un numero indefinito di volte, fino al raggiungimento del risultato desiderato, variando il valore di μ (fattore peso fra la prima e la seconda parte dell'integrale energetico) e del numero di iterazioni di calcolo. Poiché il valore di questi due parametri è fondamentale per il calcolo del campo vettoriale, sono stati inseriti vincoli di controllo (Figura 3.4) per accertarsi che il valore digitato sia compreso all'interno di un certo range sperimentalmente individuato grazie ai risultati ottenuti con test descritti successivamente (paragrafo 3.2.1) e sia, ovviamente, un valore numerico

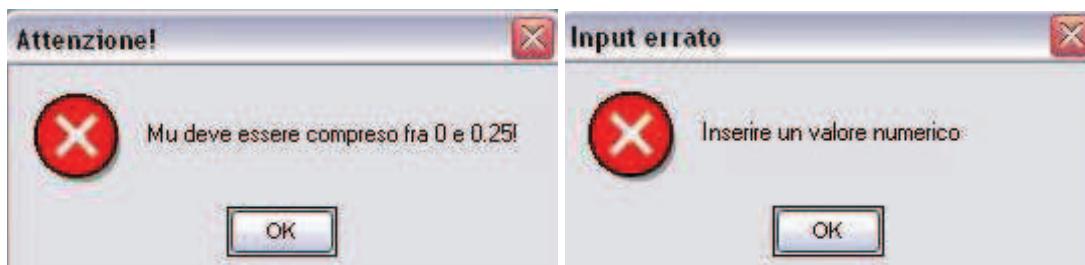


Figura 3.4 Avvertimenti nel caso di inserimento di un valore esterno
al range permesso o di un valore non numerico.

3.1.2 Enhancement della *Edge Map*

Lo scopo dell'*Enhancement* della *Edge Map* è quello di aumentare il contrasto dell'immagine al fine di evidenziare maggiormente i contorni degli oggetti e su di essi andare a calcolare un campo vettoriale che sia il più attrattivo possibile per gli *snakes*.

La finestra per effettuare questa operazione di elaborazione (Figura 3.5) è stata concepita come suddivisa in tre parti rappresentanti rispettivamente immagine originale, risultato di equalizzazione e di stretching dell'istogramma; per ogni situazione è presentato l'istogramma che mostra la distribuzione dei livelli di grigio dell'immagine accanto, in modo da poter valutare i cambiamenti risultanti da ogni operazione compiuta.

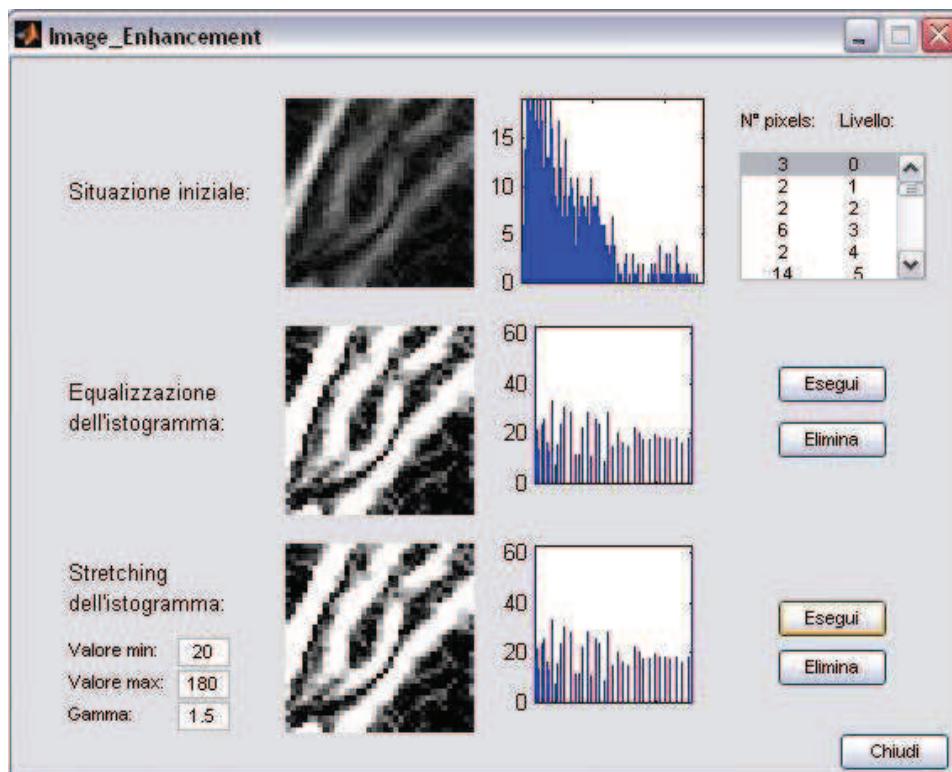


Figura 3.5 Enhancement della *Edge Map*: possibilità di effettuare equalizzazione e stretching dell'istogramma in modo separato o congiunto.

In corrispondenza della situazione iniziale, oltre all'*Edge Map* calcolata precedentemente e al suo istogramma è visibile una listbox contenente il numero dei pixel dell'immagine che posseggono un certo livello di grigio da 0 a 255; ciò costituisce una rappresentazione numerica dell'istogramma stesso al fine di poter conoscere in modo puntuale le caratteristiche dell'immagine in termini di intensità.

Per aumentare il contrasto è possibile effettuare l'equalizzazione dell'istogramma, cioè una ridistribuzione omogenea dei livelli di grigio su tutti i pixel, oppure uno stretching dell'istogramma, cioè, definiti i due livelli di grigio entro cui operare, vengono distribuiti i valori dei pixel contenuti nell'intervallo definito su tutti i 256 livelli in modo lineare se $\gamma = 1$, dando maggior enfasi ai livelli tendenti al bianco se $\gamma < 1$ o a quelli tendenti al nero se $\gamma > 1$. Le due operazioni possono essere effettuate in modo combinato o separato, a seconda del risultato finale che si desidera ottenere.

3.1.3 Deformazione dello *snake*

L'ultimo passaggio consiste nella deformazione dello *snake* (Figura 3.6): esso viene disegnato con l'uso del mouse attorno al nervo mandibolare e viene visualizzato sulla porzione d'immagine originale e sul campo vettoriale con lo scopo di valutarne il movimento in entrambi i contesti.

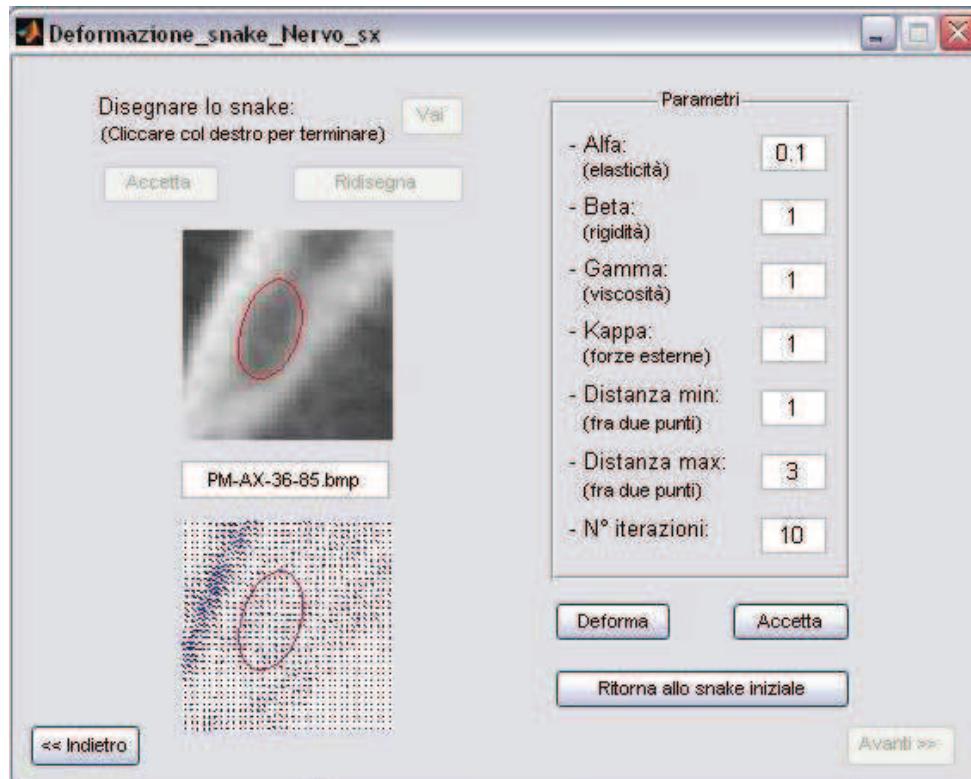


Figura 3.6 Deformazione dello *snake*. Rappresentazione del comportamento sulla porzione d'immagine originale e sul campo vettoriale e inserimento dei parametri di calcolo.

Per permettere la deformazione della curva bisogna settare alcuni parametri, come elasticità, rigidità e viscosità dello *snake*, il peso delle forze esterne precedentemente quantificate, la distanza minima e massima fra i punti che lo costituiscono e infine il numero di iterazioni di calcolo; come effettuato per la finestra precedente, se il valore inserito non è di tipo numerico si ha una segnalazione come quella rappresentata a destra in figura 3.4. Tutti questi parametri verranno trattati più approfonditamente nel paragrafo 3.2.2.

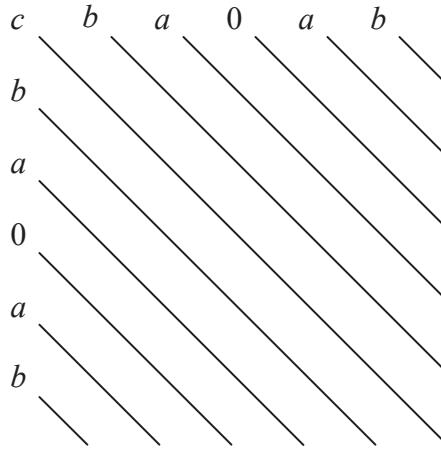
La finestra è stata inoltre concepita in modo tale che possano essere valutate più modalità di deformazione della curva, anche tornando ogni volta allo *snake* iniziale, fino al raggiungimento della forma ritenuta più idonea. Infatti una volta disegnato lo *snake*, l'algoritmo provvede a memorizzarne le coordinate in termini di ascisse e ordinate e ad attivare interpolazione e deformazione che sono le due componenti chiave di questa fase.

Nella fase di interpolazione vengono eliminati dal set corrente i punti che sono distanti dal precedente di un valore inferiore alla distanza minima stabilita e vengono inseriti punti intermedi quando la distanza fra due elementi dello *snake* è superiore alla distanza massima. Queste operazioni hanno lo scopo di creare una curva costituita da segmenti di una certa lunghezza; a seconda di essa lo *snake* si muoverà in un modo differente, più o meno rigido o snodato.

La fase successiva di deformazione si presenta leggermente più complessa, con l'implementazione di un algoritmo più elaborato. Innanzi tutto viene creata una matrice A contenente i valori di α (elasticità) e β (rigidità) e loro combinazioni. In particolare vengono creati vettori che andranno a costituire le diagonali della matrice:

$$\begin{aligned} a &= \beta; \\ b &= -\alpha - 4\beta; \\ c &= 2\alpha + 6\beta. \end{aligned}$$

Successivamente si passa alla creazione vera e propria della matrice A con l'allocazione dei vettori appena creati (ovviamente di dimensioni diverse a seconda della loro posizione):



La matrice è quadrata di dimensioni $N \times N$, dove N è il numero di punti che costituiscono lo *snake*. Il numero di diagonali contenenti il valore 0 è pari a $N - 5$ sia per le righe che per le colonne. La matrice così creata viene sommata a una matrice diagonale (G) in cui sulla diagonale principale è presente il valore γ e di questa somma viene calcolata la matrice inversa (I):

$$I = \text{inv}(A + G).$$

Per ogni iterazione, infine vengono interpolate linearmente le componenti del campo vettoriale u e v in corrispondenza della posizione dei punti che costituiscono lo *snake* e vengono definite le nuove coordinate degli elementi che lo formano:

$$\text{ascisse} = I \times (\gamma \times \text{ascisse precedenti} + k \times u)$$

$$\text{ordinate} = I \times (\gamma \times \text{ordinate precedenti} + k \times v)$$

dove k è il parametro che pesa le componenti del campo vettoriale u e v .

Ad ogni iterazione dunque in seguito alla fase di interpolazione viene replicato questo algoritmo per un numero di volte definito dall'utente, fino al raggiungimento della forma della curva desiderata.

3.1.4 Operazioni successive

Ritenuta idonea la segmentazione del nervo sinistro, si procede con quella del destro con le stesse schermate presenti nelle Figure 3.3, 3.5 e 3.6. Questa successione di finestre viene ripetutamente proposta fino alla realizzazione delle operazioni sull'ultima

slice del set introdotto. A questo punto le possibilità di scelta sono due (Figura 3.7): da un lato è possibile salvare il lavoro effettuato, dall'altro lato è possibile proseguire la segmentazione delle porzioni di nervo presenti in prossimità del forame anteriore.

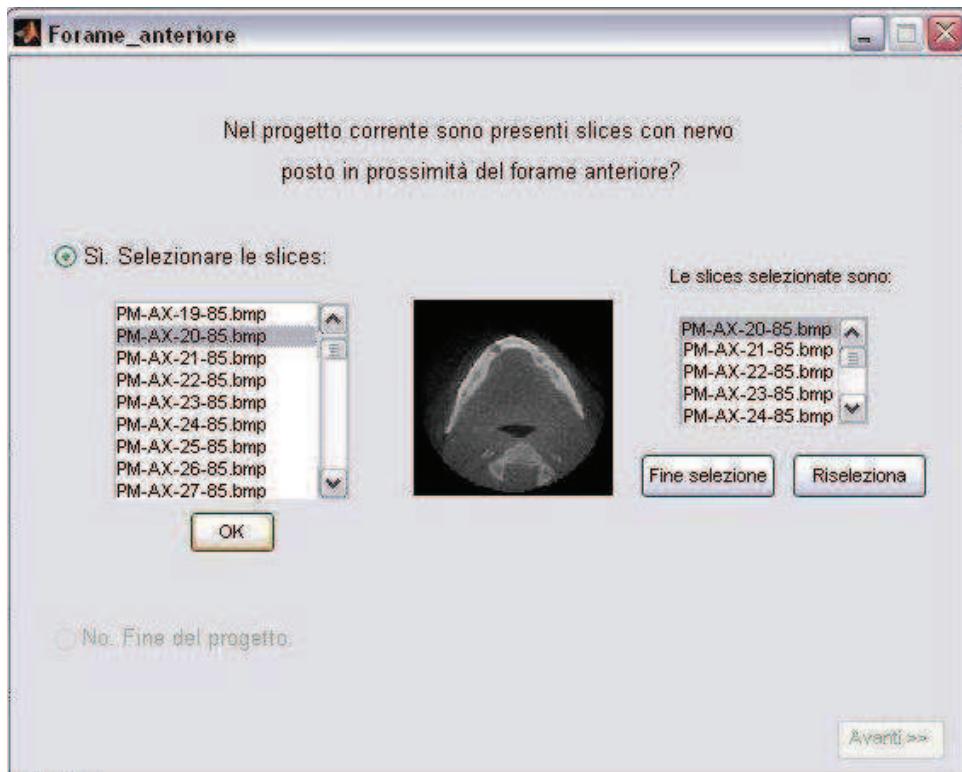


Figura 3.7 Selezione delle slice che contengono il nervo in prossimità del forame anteriore.

Nel caso non ce ne siano è possibile terminare la segmentazione salvando le immagini.

Nel primo caso il salvataggio viene effettuato sovrascrivendo le immagini originali (è meglio quindi effettuarne una copia preliminare) con quelle segmentate che presentano un'area nera posizionata all'interno dello *snake* precedentemente creato. Queste immagini verranno poi importate nel software Mimics per l'estrapolazione finale (come descritto in 3.1.5)

Nel secondo caso è richiesto di selezionare le slice che contengono il nervo in prossimità del forame anteriore della mandibola. Su queste immagini si effettua lo stesso procedimento ciclico svolto precedentemente: selezione delle aree contenenti il nervo mandibolare, enhancement della *Edge Map*, calcolo del campo vettoriale, creazione e deformazione dello *snake*. Alla fine di queste segmentazioni aggiuntive, la procedura è la

stessa analizzata precedentemente: le immagini saranno salvate, sovrascrivendo le originali, con aree nere all'interno dello *snake* (Figura 3.8) e verranno importate in Mimics per la segmentazione finale.

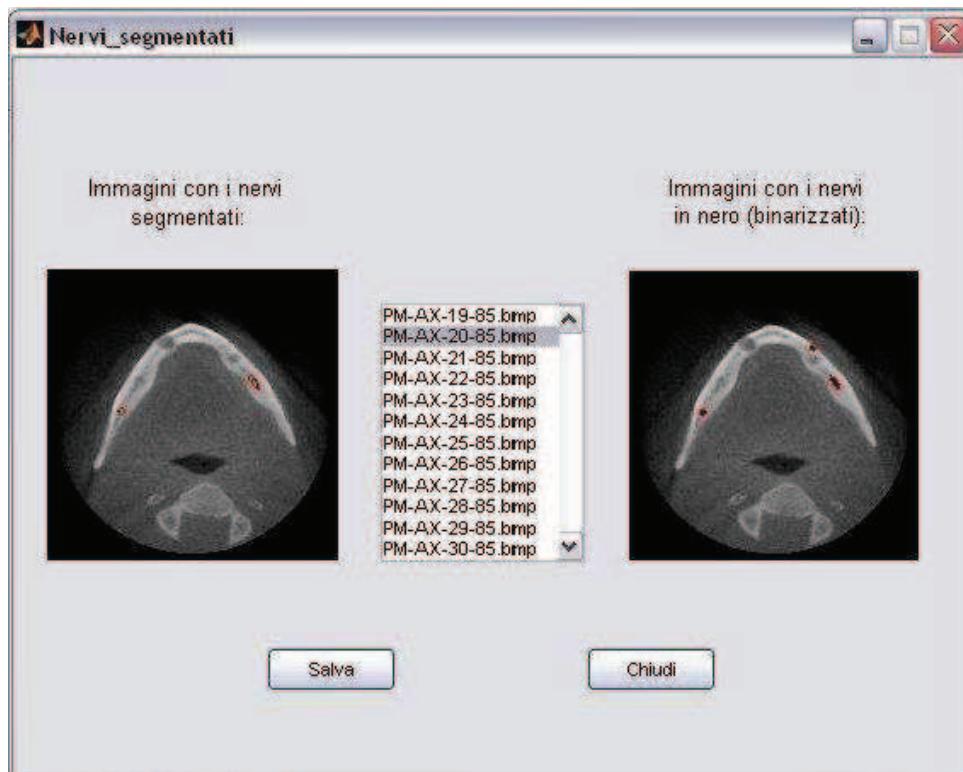


Figura 3.8 Finestra conclusiva. Le aree contenute all'interno dello *snake* vengono poste al livello di grigio 0 (nero) e vengono salvate con questa modifica di intensità.

3.1.5 Segmentazione in Mimics

L'operazione finale di segmentazione definitiva prevede l'impiego di un software dedicato per le immagini mediche, denominato Mimics (Materialise's Interactive Medical Image Control System), versione 8.13. Esso si presenta [1] come uno strumento per la visualizzazione e la segmentazione di immagini TAC e MRI, nonché per il rendering tridimensionale degli oggetti; infatti in esso è permessa la visione simultanea di sezione assiale, sagittale e frontale, è possibile segmentare con tecniche di thresholding (sogliatura su livelli di grigio) e region growing (raggruppamento di pixel con lo stesso range di intensità e con una certa connettività) ed è possibile visualizzare componenti

tridimensionali con tecniche di surface rendering (cioè senza trasparenze) o volume rendering (con trasparenze che permettono di intravedere gli oggetti retrostanti).

L'ultima fase dell'elaborazione consiste, quindi, nell'importare in Mimics tutte le immagini precedentemente elaborate. All'interno del programma viene semplicemente effettuato un *thresholding* del nero, cioè vengono selezionati tutti i pixel che hanno livello di grigio pari a 0, affinché i nervi mandibolari siano inclusi nella maschera. Poiché, però, le aree selezionate risultano molteplici (compreso tutto il background) è necessario effettuare successivamente due *region growing* separatamente per nervo mandibolare destro e sinistro, poiché i due oggetti non sono assolutamente connessi. Le due maschere risultanti contenenti i due nervi vengono infine unite tramite una semplice operazione booleana di unione e la segmentazione può considerarsi conclusa (Figura 3.9).



Figura 3.9 Importazione in Mimics delle immagini elaborate e creazione della maschera contenente il nervo.

Sul piano assiale sono visibili le polylines che contornano i nervi.

Per una migliore visualizzazione del nervo è possibile creare il 3D (Figura 3.10(a)) e valutare la posizione del nervo stesso all'interno della mandibola (Figura 3.10(b)).

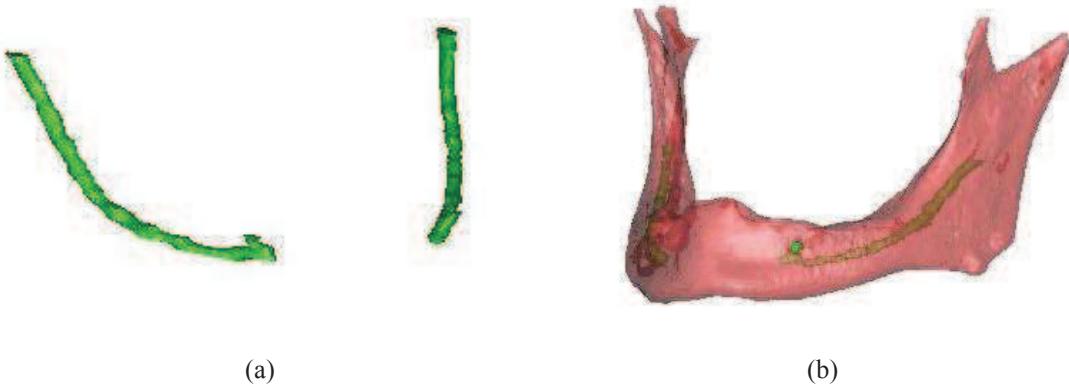


Figura 3.10 (a) Rappresentazione tridimensionale del nervo mandibolare. (b) Rappresentazione tridimensionale del nervo mandibolare all'interno della mandibola.

Mimics, infatti viene utilizzato anche per segmentare la mandibola e, in alcuni casi, a seconda dell'intervento chirurgico a cui si deve sottoporre il paziente, viene extrapolata anche la mascella. Le segmentazioni vengono effettuate con l'uso combinato di thresholding e region growing: con la prima operazione si selezionano tutti i pixel che hanno un livello di grigio contenuto nel range definito dall'utente, con la seconda si extrapolano solo i pixel connessi fra di loro e che formano l'oggetto in esame. Poiché in corrispondenza di queste due componenti anatomiche le immagini non sono state sottoposte a pre-processing, si rileva fondamentale l'uso degli strumenti di *edit*, cioè di eliminazione e aggiunta di pixel col fine di delineare bene i contorni degli oggetti.

Per ogni oggetto è possibile creare la rappresentazione tridimensionale; essa non costituisce un elemento di interesse vero e proprio, in quanto non ha nessun impiego diretto. La sua funzione è comunque fondamentale in quanto consente di visualizzare il risultato della segmentazione in tridimensionale, permettendo non solo la valutazione del lavoro svolto tramite la creazione di oggetti 3D mostrati con tecniche di rendering volumetrico, ma anche una migliore comprensione del posizionamento reciproco dei vari componenti anatomici, grazie all'impiego delle tecniche di surface rendering.

Per ogni elemento, infine, sono state create le polylines che rappresentano i contorni veri e propri dell'oggetto (Figura 3.11). Esse sono presenti in ogni slice e costituiscono il risultato finale di tutta quanta l'elaborazione in quanto vengono esportate dal software in formato *iges* per essere inviate ai macchinari di creazione dei modelli tridimensionali. Tutte la fasi di elaborazione fin qui descritte vedono quindi come risultato

conclusivo la creazione e l'esportazione delle polylines, curve che devono risultare ben delineate, chiuse, continue e poco frastagliate, in modo da poter essere utilizzate dai macchinari.

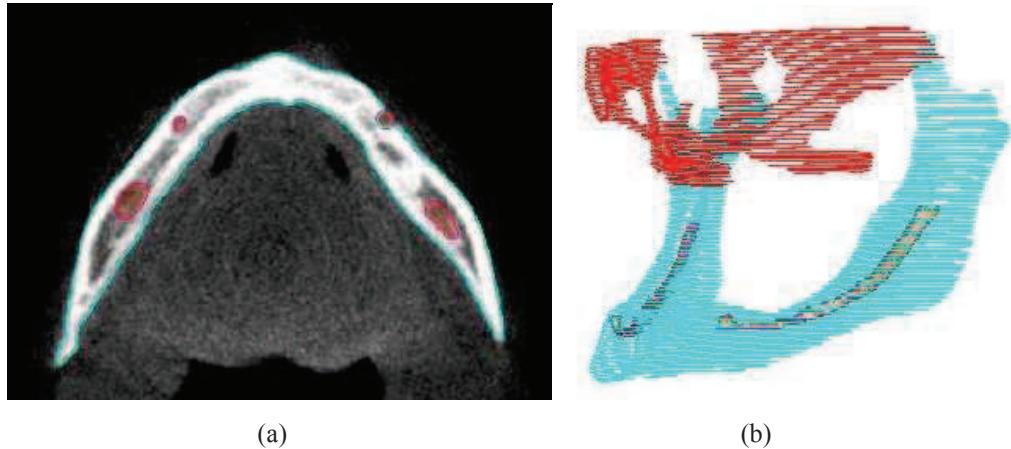


Figura 3.11 (a) Visualizzazione delle polylines di nervo e mandibola sul piano assiale.
 (b) Visualizzazione delle polylines di mascella, mandibola e nervo in rappresentazione tridimensionale.

3.2 Parametri di interesse nell'uso degli *snakes*

I parametri coinvolti nell'uso dello *snake* riguardano la creazione del campo vettoriale GVF e la deformazione vera e propria della curva, come anticipato nei paragrafi precedenti. Nel primo caso una scelta corretta dei parametri porta a formare il campo vettoriale più adatto ad attirare lo *snake* sui contorni del nervo mandibolare, nel secondo caso un giusto equilibrio fra elasticità, rigidità e viscosità permette allo *snake* di adattarsi nel modo migliore ai bordi del nervo da segmentare. Per entrambe le categorie di coefficienti sono stati effettuati test col fine di valutare i range di impiego per un miglio uso complessivo dell'algoritmo.

3.2.1 Parametri influenti sul calcolo del campo di forze

Il campo vettoriale costituisce la base di attrazione dello *snake* verso i contorni del nervo mandibolare e la definizione corretta dei parametri che ne permettono il calcolo

influisce in modo positivo sulla creazione del campo, accentuando la sua capacità di attrazione in prossimità delle zone di elevato gradiente.

Come descritto in 2.3.3, dal punto di vista matematico il campo vettoriale viene calcolato sfruttando la minimizzazione dell'integrale energetico dello *snake*:

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

in cui è presente il primo parametro da ottimizzare: μ . Esso rappresenta un peso fra la prima parte dell'integrale, che contiene le componenti orizzontale e verticale del campo, e la seconda che invece include il gradiente della *Edge Map*. Il bilanciamento fra le due parti prevede che quando l'immagine d'interesse è molto rumorosa μ sia elevato in modo da dare molta forza al campo vettoriale calcolato, mentre quando l'immagine ha un buon rapporto segnale-rumore μ deve essere basso così che possa predominare il gradiente della *Edge Map* dell'immagine nella quale lo *snake* deve deformarsi.

Dal punto di vista computazionale, il calcolo del campo viene eseguito con una risoluzione dell'integrale precedente tramite il metodo degli elementi finiti :

$$\begin{aligned} u_t(x,y,t) &= \mu \nabla^2 u(x,y,t) - [u(x,y,t) - f_x(x,y)] \cdot [f_x(x,y)^2 + f_y(x,y)^2] \\ v_t(x,y,t) &= \mu \nabla^2 v(x,y,t) - [v(x,y,t) - f_y(x,y)] \cdot [f_x(x,y)^2 + f_y(x,y)^2]. \end{aligned}$$

in cui si rileva il secondo parametro d'interesse, cioè il numero di iterazioni di calcolo delle componenti vettoriali u e v del campo.

La creazione del campo vettoriale è stata valutata sotto vari aspetti, riguardanti il comportamento di componenti, modulo e direzione dei vettori che lo compongono, al variare dei due parametri in studio. Lo scopo è stato quello di individuare una saturazione nel comportamento del campo, cioè di valutare la coppia di parametri (μ e il numero di iterazioni di calcolo) che segnasse una situazione limite oltre la quale al variare dei due coefficienti non si osservassero variazioni nel calcolo del campo oppure di determinare una situazione limite, al di là della quale le componenti del campo avessero un andamento anomalo.

Le valutazioni sulla bontà del campo calcolato sono state effettuate inizialmente sul valore della componente orizzontale u dei vettori che costituiscono il campo stesso; per diversi valori di μ sono stati calcolati il valor medio di u e il valor medio delle differenze fra il valore di u nella situazione corrente (cioè in corrispondenza di un certo numero di iterazioni di calcolo) rispetto alla situazione iniziale (con una sola iterazione di calcolo).

Con le stesse modalità è stato valutato il comportamento della componente verticale v dei vettori che costituiscono il campo di forze: per ogni valore di μ al variare del numero di iterazioni sono stati calcolati il valor medio di v e la media delle differenze fra il valore di v calcolato all’i-esima iterazione e quello calcolato alla prima iterazione di valore unitario.

In secondo luogo sono stati valutati valor medio dei moduli dei vettori e delle loro fasi. La procedura adottata è stata sempre la medesima: al variare del numero delle iterazioni è stata effettuata una quantificazione del comportamento delle caratteristiche dei costituenti il campo per ogni valore di μ mantenuto costante. Per l’analisi di modulo e direzione dei vettori è stato effettuato, però, anche un test aggiuntivo poiché essi sono gli elementi che meglio contraddistinguono i vettori che costituiscono il campo. Pertanto è stato osservato l’andamento delle variazioni di modulo e fase all’interno della *Edge Map* tramite l’impiego di mappe colorate che vanno dal rosso (aumento del modulo o variazione della fase in senso antiorario) al blu (diminuzione del modulo o variazione della fase in senso orario), passando attraverso il verde che indica l’identicità fra le varie situazioni valutate.

3.2.2 Parametri influenti sulla deformazione dello *snake*

I parametri maggiormente coinvolti nella deformazione dello *snake* sono le forze esterne (k) per quanto riguarda l’attrazione dello *snake* verso i contorni dell’oggetti e elasticità (α), rigidità (β) e viscosità (γ) per quanto concerne, invece, l’adattamento morfologico della curva ai bordi dell’elemento presente nell’immagine. Per questo motivo sono stati effettuati test per valutare i loro range di utilizzo, mantenendo costanti altri coefficienti, quali le distanze minima e massima fra i punti della curva e il numero di iterazioni di calcolo della deformazione, nonché i parametri di creazione del campo vettoriale precedentemente descritti: μ e numero di iterazioni di calcolo. I valori utilizzati sono stati i seguenti:

μ	0.2
N° iterazioni di calcolo del campo	30
Distanza minima	0.5 pixel
Distanza massima	3 pixel
N° iterazioni di deformazione	3

Tabella 3.1 Valori dei parametri costanti durante i test di valutazione di elasticità, rigidità e viscosità.

La scelta dei valori di μ e del numero di iterazioni del calcolo del campo è stata effettuata sulla base dei risultati ottenuti dai test descritti nel paragrafo precedente, mentre gli altri parametri sono stati valutati in modo empirico: uno *snake* costituito da segmenti di lunghezza compresa fra 0.5 e 3 pixel ha buone capacità di “movimento” per adagiarsi sui contorni del nervo e un numero di iterazioni di deformazione pari a 3 è sufficiente a ottenere un buon risultato.

Mantenuti quindi costanti questi coefficienti, per valutare quantitativamente le caratteristiche della deformazione sono state effettuate tre tipologie simili di test. In tutti e i tre casi si parte da uno *snake* iniziale (concentrico a quello di riferimento) e si valutano quali devono essere i parametri più adatti affinché durante la deformazione la curva si avvicini il più possibile allo *snake* di riferimento. Gli *snake* iniziali sono stati costruiti di tre tipologie diverse, al fine di simulare maggiormente le possibili forme iniziali tracciate da chi segmenta il nervo mandibolare. Lo *snake* di riferimento, invece, è unico ed è stato creato manualmente, fornendogli la forma più adatta a ricalcare i contorni del nervo.

Nel primo test è stato considerato uno *snake* iniziale creato come ingrandimento dello *snake* di riferimento di un fattore pari a 1.4 (Figura 3.12).

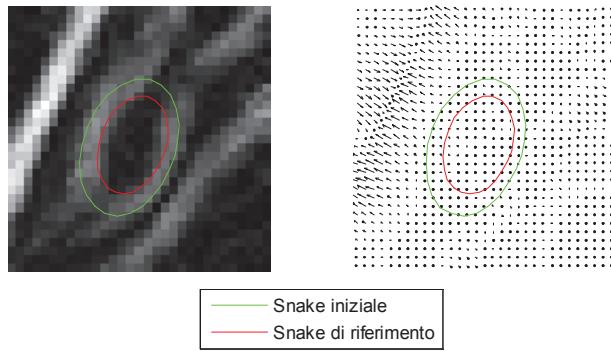


Figura 3.12 Prima tipologia di test. Lo *snake* iniziale è un ingrandimento di quello di riferimento.

Nel secondo test, invece, lo *snake* di partenza è un’ellisse disposta verticalmente, con semiasse maggiore lungo 8 pixel e semiasse minore di lunghezza pari a 5 pixel (Figura 3.13).

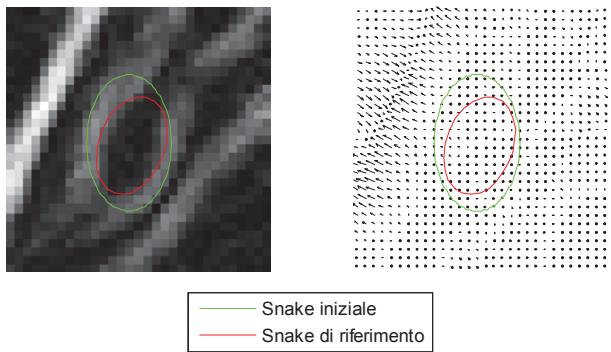


Figura 3.13 Seconda tipologia di test. Lo *snake* iniziale è un’ellisse.

Nel terzo test, infine, lo *snake* iniziale è stato creato di forma circolare, con raggio pari a 7 pixel (Figura 3.14).

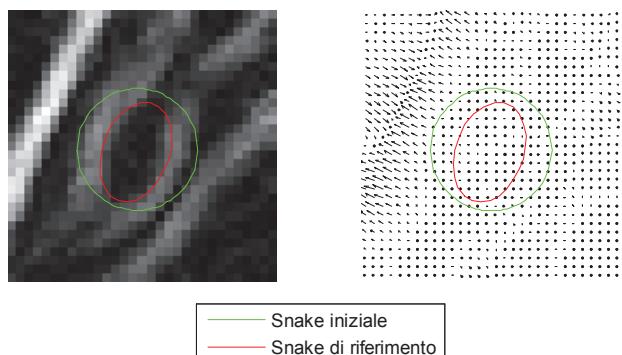


Figura 3.14 Terza tipologia di test. Lo *snake* iniziale è una circonferenza.

Per ogni test, mantenendo di volta in volta fissi due parametri e facendo variare il terzo, sono state calcolate le distanze fra lo *snake* di riferimento e quello iniziale deformato, in modo da individuare per quale valore del parametro in studio le due curve risultino più vicine. Effettuato questo procedimento per elasticità, rigidità, viscosità e k , sono stati, quindi, identificati i valori ottimi per ogni tipologia di *snake* iniziale; in seguito sono state quantificate le situazioni che si discostano da quelle ottimali in termini di distanze fra curve al fine di comprendere quanto ognuno dei parametri sia in grado di impattare sulla deformazione complessiva della curva.

Capitolo 4

MATERIALI

I materiali utilizzati per lo studio degli *snakes GVF* sono di varia natura. Partendo da casi clinici, sono state create immagini TAC maxillo-facciali successivamente segmentate per l'estrapolazione di nervo mandibolare, mandibola e mascella. Con le informazioni ottenute sono stati quindi prodotti modelli 3D per permettere al chirurgo di pianificare l'intervento prima di eseguirlo. Pertanto, in questo capitolo, oltre ai casi clinici saranno descritti la macchina di acquisizione CT, i software di elaborazione delle immagini e le modalità di creazione dei modelli.

4.1 Casi clinici

I casi clinici affrontati sono stati cinque. Per ognuno, in tabella 4.1 sono definite le caratteristiche dei pazienti in termini di sesso, età e patologia ed è presentata una breve descrizione della tipologia di intervento chirurgico a cui i soggetti sono stati sottoposti.

Paziente	Sesso	Età (anni)	Patologia	Intervento
P. M.	M	59	Mandibola edentula	Protesi totale (6 impianti a carico immediato)
A. M.	F	41	Mascella edentula	Protesi superiore
C. G.	M	89	Mandibola edentula	Protesi totale (4 impianti a carico immediato)
C. M. P. S.	F	49	Mandibola edentula	Protesi totale (6 impianti a carico non immediato)
B. M.	M	29	Dismotrosi dei mascellari con iposviluppo mascellare. Progenismo	Osteodistrazione per avanzamento mascellare con distrattore extraorale.

Tabella 4.1 Casi clinici affrontati.

Per ognuno di questi pazienti è stato acquisito un set di immagini TAC maxillo-facciali. Le immagini dei primi quattro casi clinici hanno le stesse caratteristiche, infatti sono state acquisite sul piano assiale con distanze di 1 mm l'una dall'altra e sono in formato .bmp. Ulteriori caratteristiche sono presentate in Tabella 4.2, dove vengono quantificate le dimensioni di ogni immagine in Kb, cm e numero di pixel; sono anche mostrate le risoluzioni spaziali (dimensione del voxel) e in ampiezza (numero di livelli di grigio). Per il quinto caso clinico, invece, le immagini sono state acquisite sul piano assiale distanziate di 0.63 mm in formato .dcm. Per questo motivo, prima di essere processate tramite il programma di implementazione degli *snakes GVF* sono state trasformate in .bmp, mantenendo le loro caratteristiche originali. Ulteriori specifiche sono fornite in Tabella 4.3.

Dimensioni [Kb]	Dimensioni [cm]	Dimensioni [pixel]	Risoluzione spaziale [mm ³]	Risoluzione in ampiezza
258	13.51 x 13.51	512 x 512	0.2639 x 0.2639 x 1	256

Tabella 4.2 Caratteristiche di ogni immagine dei set TAC.

Dimensioni [Kb]	Dimensioni [cm]	Dimensioni [pixel]	Risoluzione spaziale [mm ³]	Risoluzione in ampiezza
516	23.30 x 23.30	512 x 512	0.455 x 0.455 x 0.63	256

Tabella 4.3 Caratteristiche di ogni immagine dei set TAC.

4.2 Sistema di acquisizione CT

La macchina di scansione CT utilizzata è denominata *Maxiscan QR – DVT 9000* (Dental Volumetric Tomograph) ed è specifica per le arcate dentarie (Figura 4.1). Per effettuare la rilevazione essa utilizza una tecnica definita cone-beam che consiste in un'unica rotazione del rilevatore attorno al paziente per l'acquisizione simultanea e completa di tutte le immagini. Può eseguire scansioni primarie, cioè assiali, distanziate di 1, 2 o 3 mm con inclinazioni a scelta, oppure secondarie (cioè panoramiche), viste parassiali o tridimensionali. Ulteriori caratteristiche tecniche riguardanti unità di scansione, parametri radiologici, rilevatore, workstation, prestazioni e caratteristiche aggiuntive sono definite in Tabella 4.4 [46].



Figura 4.1 Maxiscan QR – DVT 9000.

UNITA' DI SCANSIONE

Zona di esame: distretto dento-maxillo-facciale

Sistema di scansione: rotazione singola con acquisizione volumetrica
(tecnica cone – beam)

Parametri di scansione: durata: 75 – 77
tempo di erogazione RX: 18 s
numero viste: 360
angolo di campionamento: 360°

Campo di vista effettivo: direzione assiale: 130 mm
direzione trasversale: 130 – 150 mm

Apertura gantry: rispetto all'asse centrale: 510 mm

Centratura paziente: 1 laser verticale lineare
1 laser laterale puntiforme

PARAMETRI RADIOLOGICI

Tubo radiogeno: marca: CEI
modello: OX – 110 – 1
anodo: tungsteno (W) – 19°
macchia focale: 1,5 mm IEC
alta tensione nominale: 110 Kv

Dimensione max fascio: apertura a cono di 14°

Emissione tipica: 100 mAs/esame

Dose al paziente: 6 mSv/esame

Radiazione dispersa: 1 µGy/esame

<u>RIVELATORE</u>
<i>Sistema:</i> IB da 9'' con sensore a stato solido (CCD) da 2/3''
<i>Efficienza quantica:</i> 60%
<i>Matrice di acquisizione:</i> 512 x 512
<u>WORKSTATION</u>
<i>Sistema di elaborazione:</i> CPU Intel PII – 233 MHz – RAM 128 Mb
<i>Matrice di ricostruzione dell'immagine:</i> 512 x 512
<i>Tempo ricostruzione primaria:</i> 600 s per 30 slices
<u>PRESTAZIONI</u>
<i>Risoluzione spaziale:</i> 1 mm (FWHM – LSF)
<i>Accuratezza geometrica:</i> 0.8 – 1 % per misure su piani assiali o parassiali 2.2 % per misure su piani transassiali
<u>CARATTERISTICHE AGGIUNTIVE</u>
<i>Dispositivo Smart-beam:</i> Sistema AEC (Automatic Exposure Control). Modula l'intensità del fascio radiogeno in funzione delle dimensioni dei tessuti attraversati.

Tabella 4.4 Specifiche di *Maxiscan QR – DVT 9000*.

4.3 Software di elaborazione di immagini

Per la segmentazione dei set TAC sono stati utilizzati due software in successione, il primo dedicato ad una fase di pre-processing e il secondo all'elaborazione vera e propria delle immagini.

Il primo programma è stato appositamente creato per l'estrapolazione dei nervi mandibolari tramite l'applicazione della metodica *snakes GVF*. La sua implementazione è stata eseguita in Matlab con la creazione di GUI (Graphical User Interfaces) che guidano l'utente nelle diverse fasi del procedimento. Partendo dalle immagini originali, in seguito all'utilizzo di questo software si ottengono slices in cui i contorni dei nervi mandibolari sono ricalcati dagli *snakes* mentre i nervi stessi vengono posti al livello di grigio 0 (nero), in modo da essere facilmente distinguibili quando le immagini saranno trasferite in Mimics per la segmentazione finale.

Il secondo programma, Mimics, versione 8.13, è un software dedicato alla segmentazione di immagini mediche. In esso vengono importate le immagini pre-elaborate per l'estrapolazione finale, non solo del nervo, ma anche di mandibola e di mascella. Per ognuno di questi elementi anatomici vengono create *polylines* che ne definiscono i contorni; esse costituiscono il prodotto conclusivo di tutta l'elaborazione in quanto vengono esportate dal software in formato *iges* e vengono trasferite alle macchine per la creazione dei modelli tridimensionali.

4.4 Macchina di prototipazione rapida

La macchina di prototipazione rapida utilizzata è la *Viper si2 SLA* (Figura 4.2), basata su tecnologia stereolitografica per la realizzazione di modelli in resina. Essa [47] permette di soddisfare i requisiti di una vasta gamma di applicazioni, infatti offre due diverse varianti di risoluzione: standard, per un buon compromesso fra velocità di costruzione e accuratezza, e alta (HR, cioè High Resolution) per un'elevata resa dei particolari minimi in pezzi di piccole dimensioni. I modelli prodotti risultano di alta precisione, con superficie liscia, trasparenza ottimale e pareti verticali sottili. Ulteriori caratteristiche tecniche sono presenti in Tabella 4.5.



Figura 4.2 *Viper si2 SLA*.

<u>LASER</u>
<i>Tipo:</i> Stato solido Nd: YVO ₄
<i>Lunghezza d'onda (resine epossidiche):</i> 354,7 nm
<i>Potenza in vasca:</i> 10 mW
<u>SISTEMA DI RICOPERTURA</u>
<i>Procedimento:</i> Sistema di ricopertura Zephyr™
<i>Spessore minimo dello strato:</i> 0,05 mm
<i>Spessore ottenuto nei test con materiale SL 7540:</i> 0,10 nm – stile costruttivo EXACT™
<i>Spessore ottenuto nei test con materiale SL 5510:</i> 0,10 nm – stile costruttivo EXACT™ 0,15 nm – stile costruttivo QuickCast™ 0,05 nm – stile costruttivo HR EXACT™
<u>OTTICA E SCANSIONE</u>
<i>Diametro raggio ($a 1/e^2$):</i> Standard: $0,250 \pm 0,025$ mm Alta definizione: $0,075 \pm 0,015$ mm
<u>PIATTAFORMA</u>
<i>Risoluzione verticale:</i> 0,0025 mm
<i>Riproducibilità posizionamento:</i> 0,0076 mm
<i>Peso max. pezzo:</i> 9,1 Kg
<i>Velocità media durante la costruzione:</i> 5 mm/s
<u>VASCA</u>
<i>Capacità:</i> 32,21 l
<i>Volume di lavoro max. in funz. Standard:</i> 250 x 250 x 250 mm XYZ
<i>Volume di lavoro max. in funz. HR:</i> 125 x 125 x 250 mm XYZ

<u>CONTROLLO E SOFTWARE</u>
3D Lightyear (software di preparazione del pezzo) e Buildstation (software di costruzione)
<i>Sistema operativo:</i> Windows NT (4.0)
<i>Formato dati input:</i> .stl .slc
<i>Spazio disponibile su disco rigido:</i> 20 Gb
<i>Tipi di rete e protocolli:</i> Ethernet, IEEE 802.3 10/100 Base-T
<u>ALIMENTAZIONE</u>
100 – 120 VAC \pm 10%, 50-60 Hz, 6 amps 15 amp, 115 V 220 – 240 VAC \pm 10%, 50-60 Hz, 3 amps 10 amp, 220 – 240 V Consumo UPS Potenza media assorbita = 800 W
<u>TEMPERATURA AMBIENTE</u>
<i>Range di temperatura:</i> 23°C \pm 3°C
<i>Velocità massima di variazione:</i> 1°C /h
<i>Umidità relativa:</i> 20 – 50 % senza condensazione
<u>DIMENSIONI</u>
134 x 86 x 178 cm (L x P x A)
<u>PESO</u>
463 Kg

Tabella 4.5 Specifiche di *Viper si2 SLA*.

Capitolo 5

RISULTATI E DISCUSSIONI

Nella prima parte del capitolo vengono presentati i risultati dei test di valutazione dei parametri di calcolo del campo vettoriale e di deformazione dello *snake* con le relative discussioni che riassumono e commentano le cause che determinano i risultati stessi. Nella seconda, invece, sono presentati i risultati ricavati dall’elaborazione delle immagini TAC con una discussione sulla loro validità rispetto alle previsioni iniziali.

5.1 Parametri di interesse nell’uso degli *snakes*

Per effettuare i test per la valutazione dei parametri utilizzati nel calcolo del campo vettoriale e della deformazione dello *snake* è stata utilizzata un’immagine campione (Figura 5.1(a)) che ben rappresenta la situazione in cui solitamente si incorre nell’uso del programma. Essa costituisce l’*Edge Map* di una porzione di slice TAC raffigurante il nervo mandibolare in direzione assiale ed è stata calcolata effettuando il gradiente del negativo dell’immagine originale, esattamente come avviene nel programma descritto in 3.1.1. È costituita da 31×31 pixel ed è quantizzata in 256 livelli di grigio, con i pixel più chiari che vanno a identificare il contorno degli elementi presenti (nervo e mandibola) e quelli più scuri che rappresentano gli oggetti stessi.

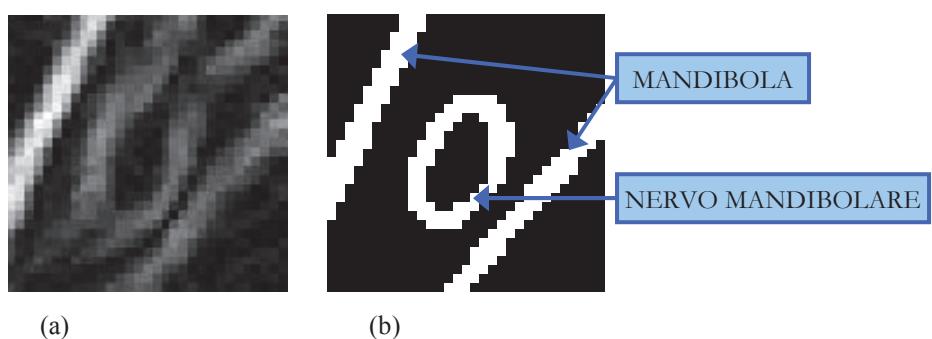


Figura 5.1 (a) *Edge Map* utilizzata per i test di valutazione dei parametri.

(b) Binarizzazione dell’*Edge Map* con indicazione dei contorni di nervo e osso mandibolare.

5.1.1 Parametri influenti sul calcolo del campo di forze

La valutazione dei parametri di calcolo del campo vettoriale di forze viene effettuata andando ad osservare le variazioni che diversi valori di μ e del numero di iterazioni apportano ai vettori che compongono il campo stesso, sia in termini di componenti vettoriali, sia in termini di modulo e fase. Per rappresentare e quantificare le variazioni relative ad ogni elemento sono stati creati grafici e tabelle che riassumono gli andamenti dei risultati. Ogni grafico contiene più curve, ognuna associata a un differente valore di μ ; per questo motivo per ogni curva è stato scelto un colore differente, in modo da poter associare ad ognuna di esse la situazione che si viene a creare con l'utilizzo di valori differenti di questo primo parametro in esame, fondamentale per il calcolo del campo. La relazione fra il colore della curva e il valore di μ è codificato e visibile nella legenda presente in ogni grafico. Il significato di ogni curva è legato all'andamento dell'oggetto in studio al variare del numero di iterazioni con cui è stato calcolato, in modo da valutare come questo secondo fattore impatti sul calcolo complessivo dell'elemento. I valori corrispondenti al numero di iterazioni si mantengono di volta in volta sempre i medesimi, in modo da permettere i successivi confronti fra le curve rappresentate. Per una più corretta lettura dei grafici, infine, sono state create tabelle che contengono i valori puntuali definiti in ogni situazione, in modo da permettere confronti anche di tipo quantitativo.

Il primo elemento ad essere analizzato è la componente orizzontale u dei vettori che costituiscono il campo di forze. Innanzi tutto è stato valutato il suo valor medio in base al numero di iterazioni per valori diversi di μ (Grafico 5.1 e Tabella 5.1), in secondo luogo sono stati valutati i valor medi delle sue variazioni di lunghezza calcolati come differenza fra i valori ottenuti con l'iterazione corrente e quelli individuati con una sola iterazione, per valori di μ crescenti (Grafico 5.2 e Tabella 5.2).

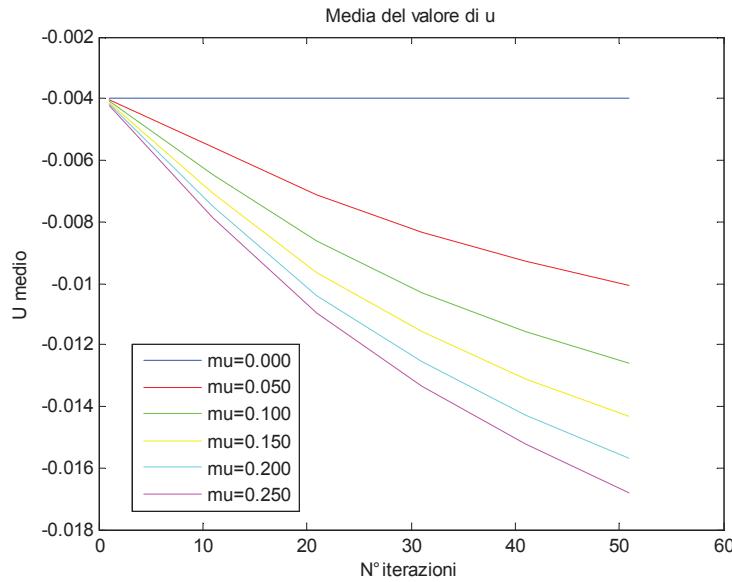


Grafico 5.1 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio di u in funzione del numero di iterazioni di calcolo.

Valor medio della componente orizzontale u						
N° iterazioni	$\mu = 0.00$	$\mu = 0.05$	$\mu = 0.10$	$\mu = 0.15$	$\mu = 0.20$	$\mu = 0.25$
1	-0.003981	-0.004028	-0.004075	-0.004122	-0.004169	-0.004216
11	-0.003981	-0.005600	-0.006484	-0.007073	-0.007515	-0.007863
21	-0.003981	-0.007145	-0.008641	-0.009634	-0.010377	-0.010966
31	-0.003981	-0.008352	-0.010296	-0.011589	-0.012566	-0.013348
41	-0.003981	-0.009297	-0.011577	-0.013109	-0.014285	-0.015236
51	-0.003981	-0.010050	-0.012591	-0.014328	-0.015682	-0.016784

Tabella 5.1 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio di u in funzione del numero di iterazioni di calcolo.

In questa situazione e nelle successive, per $\mu=0$ non si hanno variazioni dei dati poiché il primo membro dell'integrale energetico presente in 2.3.3 e in 3.2.1 viene annullato e quindi, indipendentemente dal numero di iterazioni, il campo di forze viene calcolato con la seconda parte dell'integrale, vale a dire come gradiente della *Edge Map*. Dai dati si evince inoltre come la componente orizzontale diminuisca all'aumentare sia di μ che del numero di iterazioni di calcolo passando da un valore di -0.003981 per ($\mu=0$) a un valore pari a -0.016784 (per $\mu=0.25$ e con un numero di iterazioni di calcolo pari a 51). Il fatto che tutti i valori medi siano negativi indica che il campo è formato fondamentalmente

da vettori che hanno la loro componente orizzontale appartenente al semiasse negativo delle ascisse. In realtà, quindi, se si considera il valore assoluto di queste lunghezze si può osservare come mediamente esse crescano all'aumentare di μ e del numero di iterazioni. Per valutare la distribuzione all'interno della *Edge Map* di queste variazioni e di quelle che si riscontrano per la componente verticale (come mostrato in seguito) verrà eseguito un test che si propone di analizzare il comportamento del modulo in relazione a questa situazione, in quanto il modulo raccoglie in sé l'andamento di componente orizzontale e verticale.

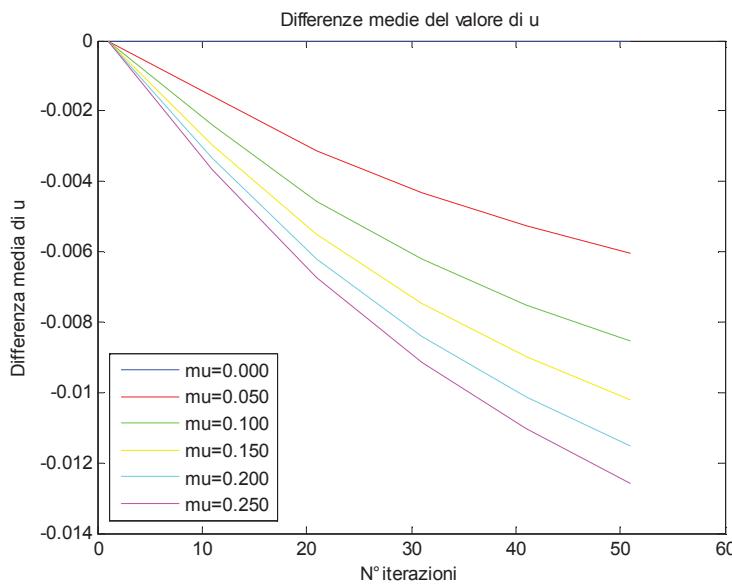


Grafico 5.2 Per ogni valore di μ , andamento della differenza fra u calcolato all'iterazione corrente e quello calcolato alla prima iterazione.

Valor medio delle differenze fra le componenti orizzontali u						
N° iterazioni	$\mu = 0.00$	$\mu = 0.05$	$\mu = 0.10$	$\mu = 0.15$	$\mu = 0.20$	$\mu = 0.25$
1	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000
11	0.000000	-0.001573	-0.002409	-0.002951	-0.003346	-0.003647
21	0.000000	-0.003117	-0.004566	-0.005512	-0.006208	-0.006750
31	0.000000	-0.004324	-0.006221	-0.007468	-0.008397	-0.009132
41	0.000000	-0.005269	-0.007502	-0.008988	-0.010116	-0.011020
51	0.000000	-0.006023	-0.008517	-0.010207	-0.011513	-0.012568

Tabella 5.2 Per ogni valore di μ , andamento della differenza fra u calcolato all'iterazione corrente e quello calcolato alla prima iterazione.

In questo caso per $\mu=0$ e per un numero di iterazioni di calcolo pari a 1 non si hanno variazioni nei valori ricavati. Nel primo caso differenze nulle sono presenti per la motivazione descritta nell'analisi del grafico precedente, nel secondo caso invece le differenze nulle sono dovute al fatto che le differenze fra i vettori che individuano la componente u del campo vengono eseguite fra la situazione individuata in seguito al calcolo con iterazione pari a 1 e se stessa. Complessivamente si può notare come all'aumentare di μ e del numero di iterazioni i valori si discostino sempre di più da quelli calcolati con una sola iterazione, passando da un minimo di -0.001573 (per $\mu=0.05$ e numero di iterazioni pari a 11) e un massimo di -0.012568 (per $\mu=0.25$ e numero di iterazioni pari a 51). Questo provoca un allungamento di u lungo il semiasse negativo delle ascisse, come dimostrato dal Grafico 5.1 e dalla Tabella 5.1.

Il secondo elemento analizzato è stato la componente verticale v . Per la sua valutazione è stata seguita la stessa procedura utilizzata per la componente orizzontale, cioè per ogni valore di μ sono stati analizzati andamento del valor medio in funzione di diversi valori del numero di iterazioni (Grafico 5.3 e Tabella 5.3) e valor medio delle differenze fra la situazione corrente e quella in cui il calcolo avviene con una sola iterazione (Grafico 5.4 e Tabella 5.4).

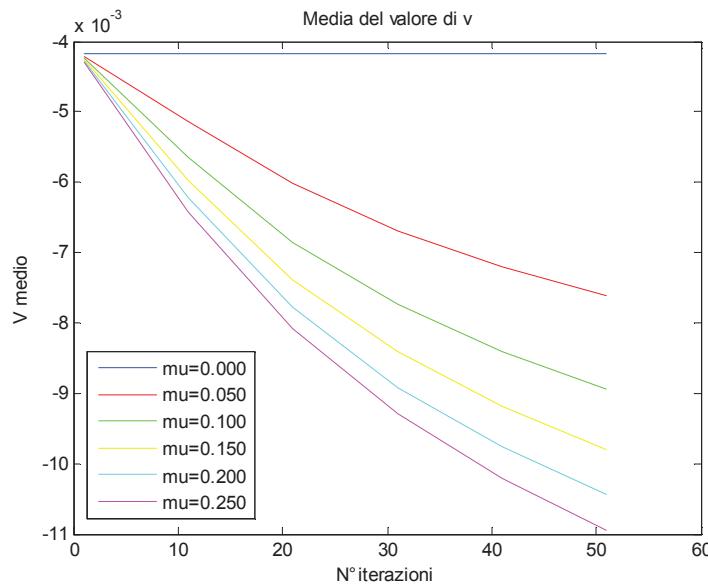


Grafico 5.3 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio di v in funzione del numero di iterazioni di calcolo.

Valor medio della componente verticale v						
N° iterazioni	$\mu = 0.00$	$\mu = 0.05$	$\mu = 0.10$	$\mu = 0.15$	$\mu = 0.20$	$\mu = 0.25$
1	-0.004181	-0.004206	-0.004231	-0.004256	-0.004281	-0.004306
11	-0.004181	-0.005140	-0.005647	-0.005979	-0.006226	-0.006420
21	-0.004181	-0.006018	-0.006847	-0.007386	-0.007781	-0.008088
31	-0.004181	-0.006685	-0.007740	-0.008419	-0.008913	-0.009298
41	-0.004181	-0.007203	-0.008415	-0.009192	-0.009764	-0.010216
51	-0.004181	-0.007614	-0.008938	-0.009793	-0.010434	-0.010947

Tabella 5.3 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio di v in funzione del numero di iterazioni di calcolo.

Nell'analisi dei risultati presentati nel grafico e nella tabella precedente possono essere incluse le stesse considerazioni effettuate per la componente orizzontale relativamente alla spiegazione della presenza dei valori nulli; per quanto riguarda invece l'andamento complessivo dei valori medi della componente verticale si può affermare che, anche in questo caso essi si presentano decrescenti (ma in valore assoluto crescenti, poiché appartenenti al semiasse negativo delle ordinate) con dimensioni di un ordine di grandezza inferiore rispetto alla componente orizzontale u , infatti si passa da -0.004181 (per $\mu=0$) a -0.010947 (per $\mu=2.5$ e numero di iterazioni pari a 51).

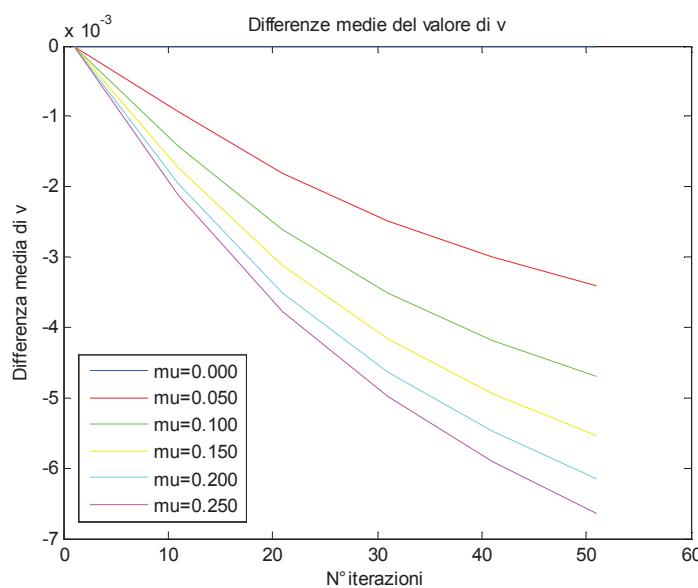


Grafico 5.4 Per ogni valore di μ , andamento della differenza fra v calcolato all'iterazione corrente e quello calcolato alla prima iterazione.

Valor medio delle differenze fra le componenti verticali v						
N° iterazioni	$\mu = 0.00$	$\mu = 0.05$	$\mu = 0.10$	$\mu = 0.15$	$\mu = 0.20$	$\mu = 0.25$
1	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000
11	0.000000	-0.000934	-0.001416	-0.001723	-0.001945	-0.002114
21	0.000000	-0.001812	-0.002616	-0.003130	-0.003501	-0.003782
31	0.000000	-0.002480	-0.003509	-0.004163	-0.004632	-0.004992
41	0.000000	-0.002997	-0.004184	-0.004936	-0.005483	-0.005910
51	0.000000	-0.003408	-0.004707	-0.005537	-0.006154	-0.006641

Tabella 5.4 Per ogni valore di μ , andamento del della differenza fra v calcolato all'iterazione corrente e quello calcolato alla prima iterazione.

Come per le variazioni della componente orizzontale, per $\mu = 0$ e per un numero di iterazioni di calcolo pari a 1 non si hanno variazioni nei valori ricavati. Le motivazioni sono le medesime del caso precedente, ovvero l'annullamento della prima parte dell'integrale energetico e la differenza fra la situazione con calcolo effettuato per un numero di iterazioni pari a 1 e se stessa. Come per la componente orizzontale, all'aumentare di μ e del numero di iterazioni le differenze aumentano in valore assoluto portando a un allungamento della componente v lungo il semiasse negativo delle ordinate di una quantità che passa da -0.000934 (per $\mu=0.05$ e numero di iterazioni pari a 11) a -0.006641 (per $\mu=0.25$ e numero di iterazioni pari a 51).

In seguito sono stati valutati valor medio dei moduli e delle fasi dei vettori. Per queste due componenti sono riportati i risultati relativi al loro valor medio in funzione del numero di iterazioni di calcolo in corrispondenza dei diversi valori attribuiti a μ . In Grafico 5.5 e Tabella 5.5 sono riportati quindi i valor medi dei moduli, mentre in Grafico 5.6 e Tabella 5.6 sono presenti quelli delle fasi.

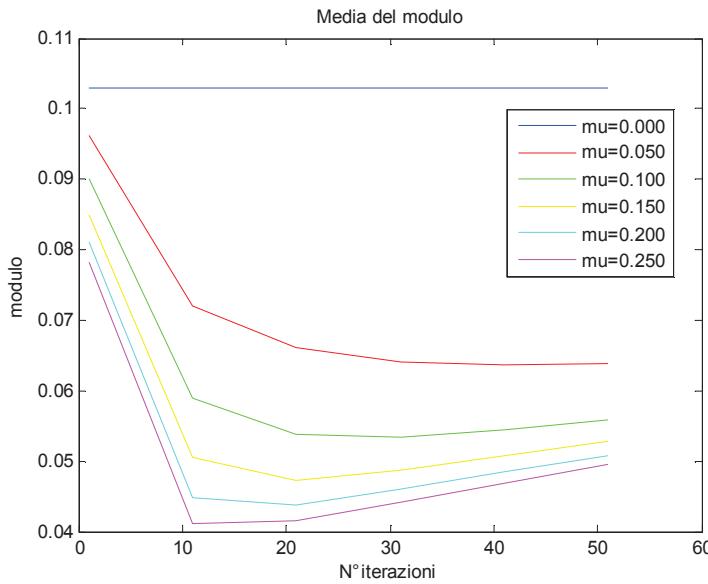


Grafico 5.5 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio del modulo dei vettori del campo in funzione del numero di iterazioni di calcolo.

Valor medio dei moduli						
N° iterazioni	$\mu = 0.00$	$\mu = 0.05$	$\mu = 0.10$	$\mu = 0.15$	$\mu = 0.20$	$\mu = 0.25$
1	0.103036	0.096199	0.090078	0.084970	0.081000	0.078221
11	0.103036	0.072013	0.058846	0.050518	0.044905	0.041126
21	0.103036	0.066014	0.053715	0.047285	0.043695	0.041450
31	0.103036	0.064015	0.053340	0.048630	0.046029	0.044229
41	0.103036	0.063557	0.054431	0.050772	0.048556	0.046945
51	0.103036	0.063779	0.055957	0.052880	0.050785	0.049597

Tabella 5.5 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio del modulo dei vettori del campo in funzione del numero di iterazioni di calcolo.

Come è possibile osservare dal Grafico 5.5 e dalla Tabella 5.5, per $\mu=0$ non sono presenti variazioni nel valore del modulo a causa dell'annullamento del primo membro dell'integrale energetico. Per valori superiori di μ i valori medi dei moduli presentano un andamento inizialmente decrescente e in seguito crescente, con un picco negativo compreso fra l'undicesima e la ventunesima iterazione di calcolo; al di sopra di tale iterazione tutte le curve presentano un andamento convergente verso valori definiti alla cinquantunesima iterazione e compresi fra 0.049597 ($\mu=0.25$) e 0.063779 ($\mu=0.05$).

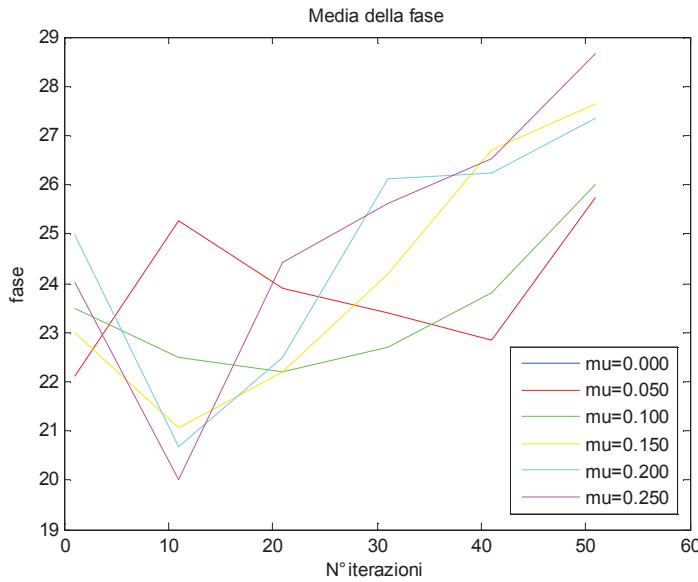


Grafico 5.6 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio delle fasi dei vettori del campo in funzione del numero di iterazioni di calcolo.

Valor medio delle fasi						
N° iterazioni	$\mu = 0.00$	$\mu = 0.05$	$\mu = 0.10$	$\mu = 0.15$	$\mu = 0.20$	$\mu = 0.25$
1	NaN	22.113327°	23.478171°	22.998022°	24.968461°	24.012611°
11	NaN	25.273921°	22.486948°	21.072129°	20.685825°	19.998181°
21	NaN	23.893416°	22.207803°	22.202039°	22.503513°	24.427910°
31	NaN	23.400915°	22.686306°	24.192381°	26.126348°	25.614930°
41	NaN	22.856795°	23.799965°	26.694725°	26.238084°	26.523638°
51	NaN	25.746037°	25.998895°	27.635040°	27.340797°	28.655116°

Tabella 5.6 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio delle fasi dei vettori del campo in funzione del numero di iterazioni di calcolo.

Per $\mu=0$, come si evince dalla Tabella 5.6, al valor medio della fase è associata la dicitura NaN (not a number); poiché la fase è calcolata come arcotangente del rapporto fra la componente verticale v e quella orizzontale u , quando il denominatore è nullo, cioè i vettori del campo sono prevalentemente verticali, il calcolo della fase non fornisce alcun risultato numerico. Per valori di μ superiori allo zero, il comportamento complessivo delle fasi è crescente e tendente a un valore compreso fra 25.746037° ($\mu=0.05$) e 28.655116° ($\mu=0.25$) (calcolati alla cinquantunesima iterazione), mentre osservando le singole curve si

può notare un andamento differente fra una situazione e l'altra, nonostante la crescita globale.

Il completamento dell'analisi di valutazione di modulo e direzione dei vettori è stato effettuato andando ad osservare la posizione delle loro variazioni all'interno della *Edge Map*. In particolare, sono state valutate le differenze di modulo e di fase fra i vettori calcolati con un numero di iterazioni pari a 11, 21, 31 e 41 e quelli calcolati con una sola iterazione; in tutti i casi μ è costante e pari a 0.25, in quanto quest'ultimo valore rappresenta il valore limite oltre al quale si osservano comportamenti anomali delle componenti vettoriali, come meglio specificato in seguito. I valori relativi al modulo sono presentati in Grafico 5.7 e in Tabella 5.7, mentre quelli relativi alla fase sono visibili in Grafico 5.8 e in Tabella 5.8.

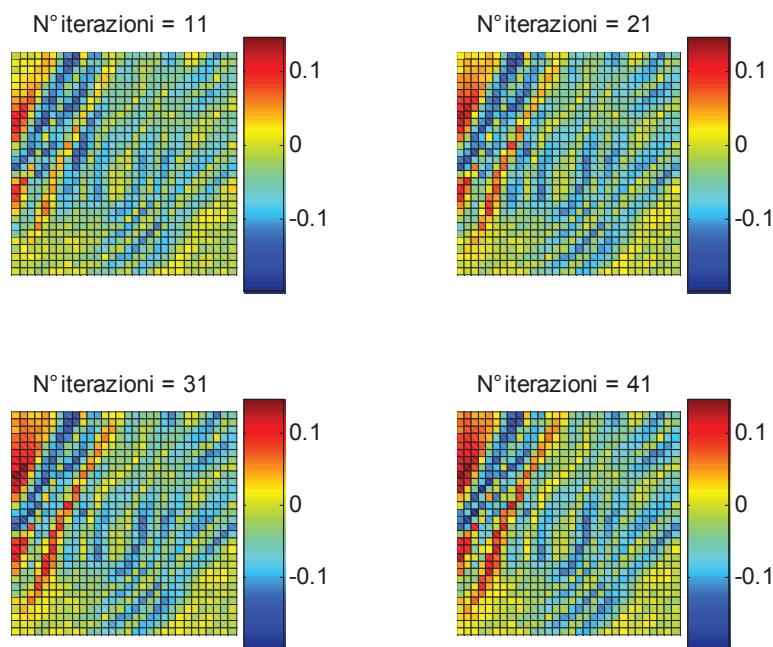


Grafico 5.7 Variazioni del valore del modulo dei vettori del campo all'aumentare del numero di iterazioni per un valore di μ pari a 0.25.

N° iterazioni	Differenza massima	Differenza minima
11	0.113045	-0.157896
21	0.134745	-0.166923
31	0.149002	-0.182094
41	0.161986	-0.202028

Tabella 5.7 Variazioni del valore del modulo dei vettori del campo all'aumentare del numero di iterazioni per un valore di μ pari a 50.

Nel Grafico 5.7 le diminuzioni del modulo sono osservabili in relazione ai pixel colorati di blu che corrispondono ai contorni di nervo e osso mandibolare. In queste posizioni, infatti, all'aumentare del numero di iterazioni si osserva una diminuzione del modulo del vettore calcolato all'iterazione corrente rispetto a quello calcolato con una sola iterazione e quindi una minore attrattività da parte del campo nei confronti dello *snake*. Ciò avviene perché all'aumentare del numero di iterazioni di calcolo ci si discosta sempre di più dalla morfologia della *Edge Map* che nel caso di immagini con poco rumore, come in questa situazione, costituisce un ottimo riferimento per la deformazione dello *snake*. Dalla Tabella 5.7 si evince come la differenza fra i moduli abbia un valore che va da -0.157896 (numero di iterazioni pari a 11) a -0.202028 (numero di iterazioni pari a 41). Viceversa, in corrispondenza dei pixel colorati di rosso si nota un aumento del modulo, da 0.113045 (numero di iterazioni pari a 11) a 0.161986 (numero di iterazioni pari a 41); ciò significa che all'aumentare del numero di iterazioni i vettori vedono incrementata la loro lunghezza. Ciò avviene però nella porzione di immagine in alto a sinistra in corrispondenza della parte esterna al contorno dell'osso che si presenta fortemente contrastata rispetto al contorno dell'osso stesso. Infine, nel grafico precedente ai pixel verdi corrisponde una situazione di assenza di variazione di modulo dei vettori del campo; ciò avviene nelle zone che rappresentano l'area interna di nervo o osso, cioè nelle aree di basso gradiente, a causa dell'omogeneità dei livelli di grigio.

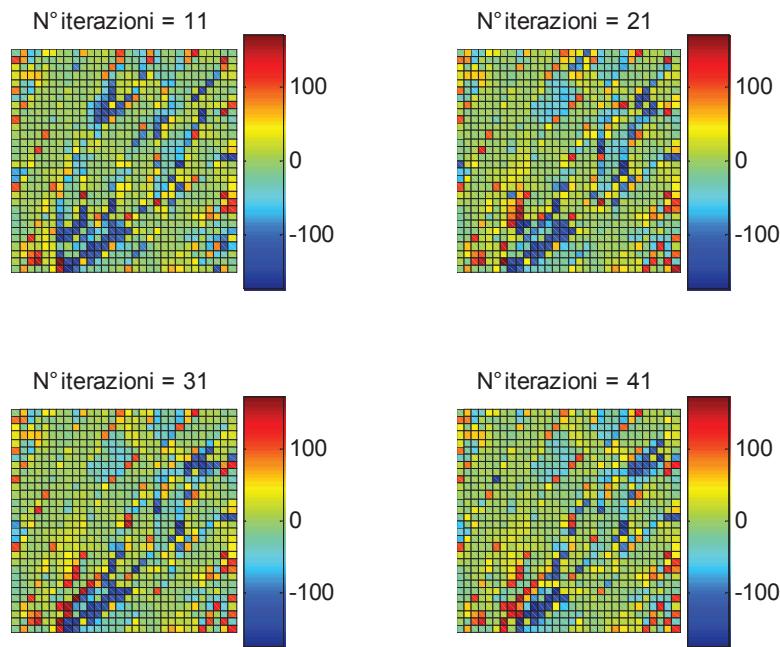


Grafico 5.8 Variazioni del valore della fase dei vettori del campo all'aumentare del numero di iterazioni per un valore di μ pari a 0.25.

N° iterazioni	Differenza massima	Differenza minima
11	173.528959°	-170.304743°
21	173.861248°	-173.865512°
31	173.952514°	-165.297770°
41	162.354562°	-169.821859°

Tabella 5.8 Variazioni del valore della fase dei vettori del campo all'aumentare del numero di iterazioni per un valore di μ pari a 50.

Le differenze dei valori di fase non presentano un andamento particolarmente significativo, anche se sembra esserci una predominanza delle variazioni (in misura maggiore per quelle negative) nella direzione che va dal basso a sinistra all'alto a destra e che corrisponde all'orientamento dell'osso mandibolare. Le variazioni positive implicano uno spostamento del vettore calcolato nella prima iterazione in direzione antioraria di una quantità che va da 162.354562° (numero di iterazioni pari a 41) a 173.952514° (numero di iterazioni pari a 31), mentre quelle negative, che corrispondono al passaggio inverso,

vanno da -165.297770° (numero di iterazioni pari a 31) a -173.865512° (numero di iterazioni pari a 21).

In secondo luogo sono state valutate le differenze di modulo e di fase ottenute fra i loro valori calcolati quando μ è pari a 0.10, 0.15, 0.20, 0.25 e quelli calcolati con μ pari a 0 (che coincidono con il gradiente della *Edge Map*), mantenendo costante il un numero di iterazioni a 51, valore individuato come limite, al di là del quale si osserva un comportamento anomalo come spiegato meglio in seguito. I valori relativi al modulo sono presentati in Grafico 5.9 e in Tabella 5.9, mentre quelli relativi alla fase sono visibili in Grafico 5.10 e in Tabella 5.10.

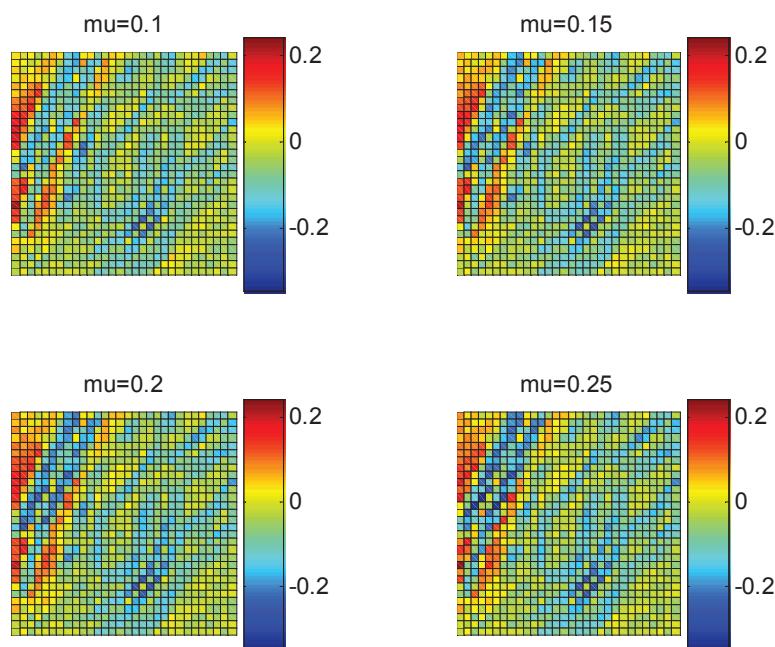


Grafico 5.9 Variazioni del valore del modulo dei vettori del campo all'aumentare di μ per un valore del numero di iterazioni pari a 50.

μ	Differenza massima	Differenza minima
0.10	0.222400	-0.239958
0.15	0.215121	-0.257068
0.20	0.206688	-0.272232
0.25	0.231266	-0.334419

Tabella 5.9 Variazioni del valore del modulo dei vettori del campo all'aumentare di μ per un valore del numero di iterazioni pari a 50.

Il comportamento globale che si osserva è il medesimo del caso precedente, quando le differenze vengono calcolate al variare del numero di iterazioni. Si nota quindi una diminuzione del modulo di quantità che vanno da -0.239958 ($\mu=0.10$) a -0.334419 ($\mu=0.25$) in corrispondenza dei contorni di nervo e osso mandibolare; ciò è in accordo con quanto definito dalla formulazione teorica che indica come in situazioni di scarso rumore presente nell'immagine il valore di μ deve essere mantenuto basso per dare rilievo al gradiente della *Edge Map* che definisce già correttamente i contorni. Le variazioni positive del modulo (da 0.206688 per $\mu=0.20$ a 0.231266 per $\mu=0.25$) si presentano nuovamente nella porzione d'immagine corrispondente al background in alto a sinistra, dove è presente un'elevata disomogeneità di intensità della *Edge Map*. Inoltre variazioni pressoché nulle si verificano nuovamente nelle zone di omogeneità dell'immagine, cioè all'interno di nervo e osso mandibolare.

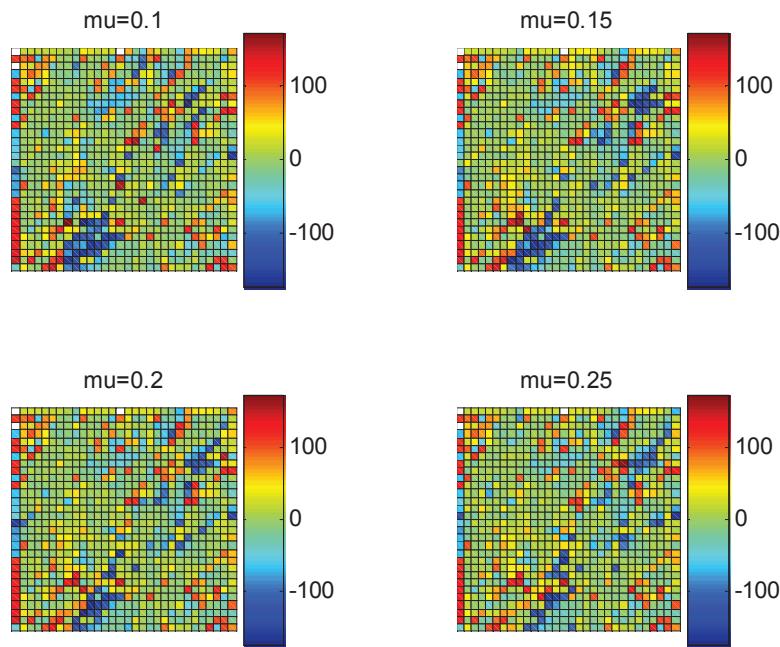


Grafico 5.10 Variazioni del valore della fase dei vettori del campo all'aumentare di μ per un valore del numero di iterazioni pari a 50.

μ	Differenza massima	Differenza minima
0.10	174.577000°	-174.032142°
0.15	170.098239°	-168.349596°
0.20	170.847752°	-170.046306°
0.25	171.523466°	-161.814298°

Tabella 5.10 Variazioni del valore della fase dei vettori del campo all'aumentare di μ per un valore del numero di iterazioni pari a 50.

Anche le variazioni delle fasi presentano un comportamento simile al caso precedente; esse, infatti, mostrano un andamento prevalente nella direzione dell'osso, con aumenti, e quindi con ribaltamenti in senso antiorario di quantità che vanno da 170.098239° ($\mu=0.15$) a 174.577000° ($\mu=0.10$) e con diminuzioni, e quindi con spostamento in senso orario, che vanno da -161.814298° ($\mu=0.25$) a -174.032142° ($\mu=0.10$).

I grafici e le relative tabelle sin qui mostrati rappresentano l'andamento delle componenti dei vettori del campo di forze per variazioni dei parametri comprese all'interno dei range utilizzabili, cioè $\mu=0.25$ e un numero di iterazioni pari a 51. Al di là di questi range, il comportamento delle componenti diventa anomalo, come mostrato nelle situazioni successive in cui vengono presentate le variazioni di modulo e fase, elementi che meglio contraddistinguono un vettore. In Grafico 5.11 e Tabella 5.11 vengono presentati gli andamenti del modulo per un valore di μ che supera il valore limite (0.25), mentre in Grafico 5.12 e Tabella 5.12 viene presentato il comportamento della fase nella stessa situazione.

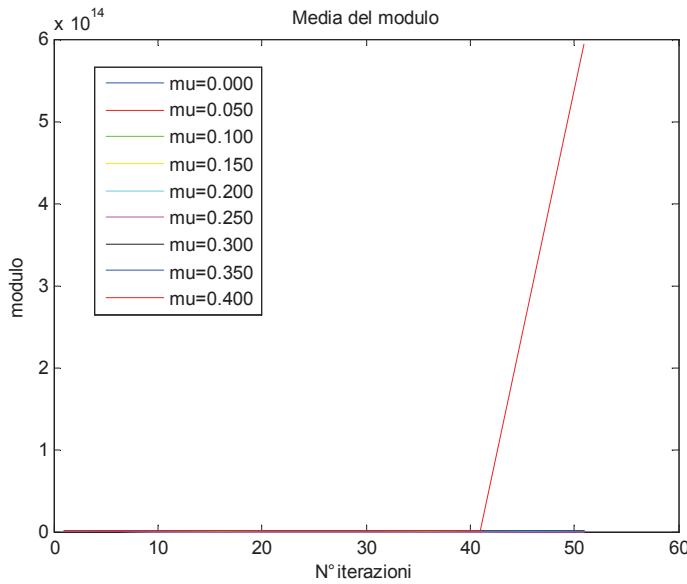


Grafico 5.11 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio del modulo dei vettori del campo in funzione del numero di iterazioni di calcolo, con la presenza di un comportamento anomalo per μ elevato.

Valor medio dei moduli				
N° iterazioni	$\mu = 0.25$	$\mu = 0.30$	$\mu = 0.35$	$\mu = 0.40$
1	0.078221	0.076790	0.076823	0.078098
11	0.041126	0.117331	1.814386	16.883670
21	0.041450	2.630173	485.737257	32020.342976
31	0.044229	80.842411	166708.967990	77213709.829233
41	0.046945	2823.397615	64213103.996165	207504525754.3472
51	0.049597	106587.931198	26487459608.336254	593993210852462.75

Tabella 5.11 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio del modulo dei vettori del campo in funzione del numero di iterazioni di calcolo, con la presenza di un comportamento anomalo per μ elevato.

Per valori di μ superiori a 0.25 il comportamento del modulo diventa anomalo; come si può osservare dalla Tabella 5.11 i valori dei moduli aumentano sempre di più non solo all'aumentare di μ , ma anche all'aumentare del numero di iterazioni, fino a raggiungere valori con ordine di grandezza pari a 10^{14} . I vettori di dimensioni maggiori si concentrano nell'area a sinistra del campo vettoriale, come visibile in Figura 5.2, seguendo un andamento che si era già manifestato in Grafico 5.9.

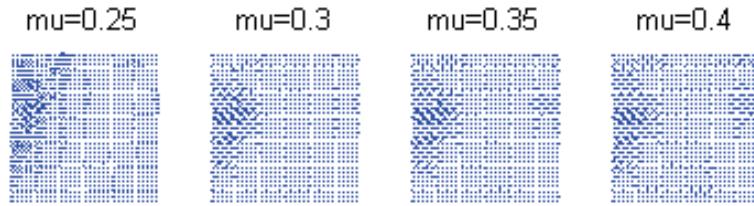


Figura 5.2 Campo vettoriale calcolato con valori di μ uguali e superiori a quello limite (0.25) per un numero di iterazioni pari a 51.

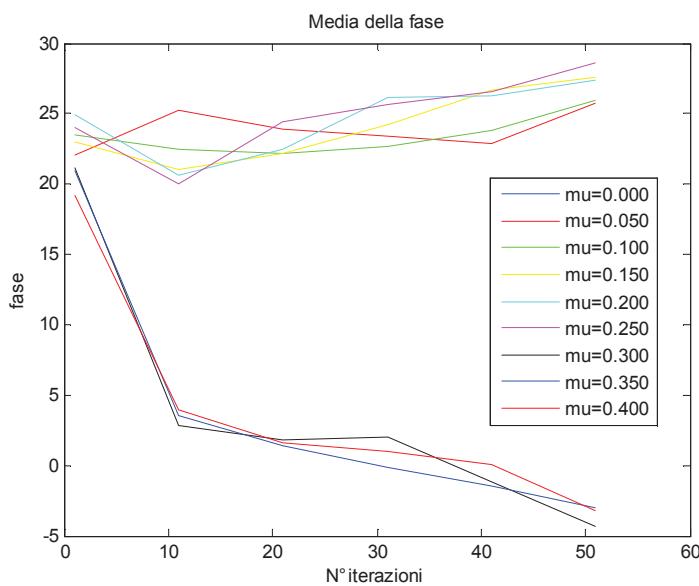


Grafico 5.12 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio della fase dei vettori del campo in funzione del numero di iterazioni di calcolo, con la presenza di un comportamento anomalo per μ elevato.

Valor medio delle fasi				
N° iterazioni	$\mu = 0.25$	$\mu = 0.30$	$\mu = 0.35$	$\mu = 0.40$
1	24.012611°	21.108461°	20.951621°	19.179260°
11	19.998181°	2.823063°	3.574726°	3.958035°
21	24.427910°	1.798355°	1.446738°	1.608803°
31	25.614930°	1.977219°	-0.099715°	0.996952°
41	26.523638°	-1.173122°	-1.498871°	0.089987°
51	28.655116°	-4.313088°	-2.971136°	-3.171960°

Tabella 5.12 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio della fase dei vettori del campo in funzione del numero di iterazioni di calcolo, con la presenza di un comportamento anomalo per μ elevato.

Per valori di μ superiori al valore limite (0.25), le fasi presentano un comportamento anomalo, infatti decrescono fortemente fino a raggiungere valori attorno a -3° / -4° , passando quindi in prevalenza al secondo e al quarto quadrante del piano cartesiano, variando complessivamente la pendenza dei vettori del campo di forze.

Un comportamento anomalo è stato individuato anche per un numero di iterazioni superiore a 51; gli andamenti che si riscontrano sono visibili in Grafico 5.13 e Tabella 5.13 per quanto riguarda il modulo e in Grafico 5.14 e Tabella 5.14 per quanto riguarda la fase.

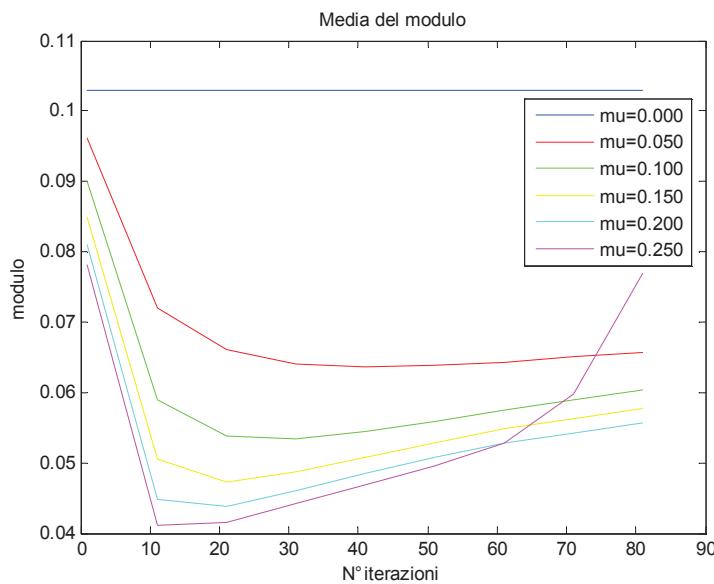


Grafico 5.13 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio del modulo dei vettori del campo in funzione del numero di iterazioni di calcolo, con la presenza di un comportamento anomalo per iterazioni elevate.

Valor medio dei moduli						
N° iterazioni	$\mu = 0.00$	$\mu = 0.05$	$\mu = 0.10$	$\mu = 0.15$	$\mu = 0.20$	$\mu = 0.25$
51	0.103036	0.063779	0.055957	0.052880	0.050785	0.049597
61	0.103036	0.064301	0.057507	0.054749	0.052691	0.052839
71	0.103036	0.064972	0.058954	0.056367	0.054311	0.059692
81	0.103036	0.065702	0.060271	0.057764	0.055689	0.077008

Tabella 5.13 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio del modulo dei vettori del campo in funzione del numero di iterazioni di calcolo, con la presenza di un comportamento anomalo per iterazioni elevate.

Dal Grafico 5.13 si può notare che per $\mu=0.25$ (valore limite) il modulo non tende a convergere all'intervallo di valori comune alle altre situazioni, ma a un valore superiore e pari a 0.077008 nell'ottantunesima iterazione. Anche questa volta l'incremento si verifica in relazione alla zona situata alla sinistra della *Edge Map* (Figura 5.3), dove globalmente si osserva una crescita del modulo dei vettori, che crea un campo di forze non corrispondente alle caratteristiche dell'immagine.

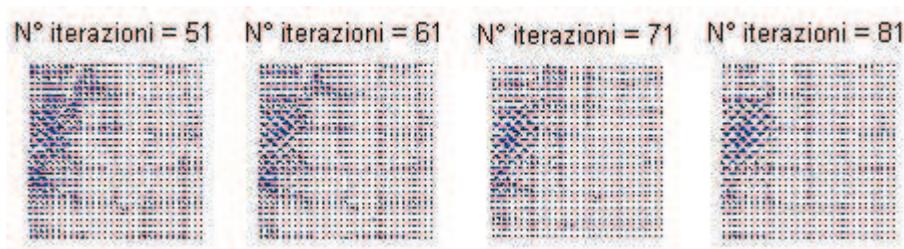


Figura 5.3 Campo vettoriale calcolato con un valore di μ pari a 0.25 e con un numero di iterazioni a uguale e superiori a quello limite.

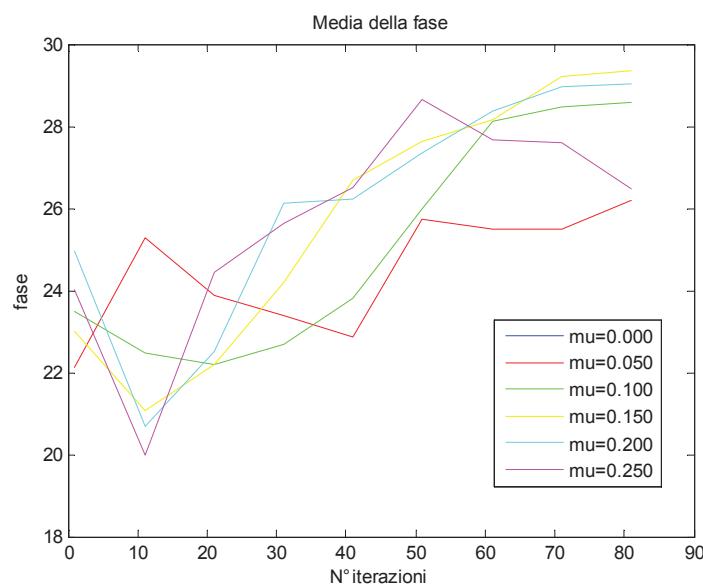


Grafico 5.14 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio della fase dei vettori del campo in funzione del numero di iterazioni di calcolo, con la presenza di un comportamento anomalo per iterazioni elevate.

Valor medio delle fasi						
N° iterazioni	$\mu = 0.00$	$\mu = 0.05$	$\mu = 0.10$	$\mu = 0.15$	$\mu = 0.20$	$\mu = 0.25$
51	NaN	25.746037°	25.998895°	27.635040°	27.340797°	28.655116°
61	NaN	25.498557°	28.132099°	28.168499°	28.354107°	27.659157°
71	NaN	25.482776°	28.465525°	29.220741°	28.958239°	27.600556°
81	NaN	26.180404°	28.593176°	29.366520°	29.037066°	26.462584°

Tabella 5.14 Per ogni valore di μ , andamento del valor medio della fase dei vettori del campo in funzione del numero di iterazioni di calcolo, con la presenza di un comportamento anomalo per iterazioni elevate.

Infine, per quanto riguarda le fasi si può notare che esse non presentano alcun comportamento particolarmente anomalo rispetto alla situazione ritenuta ottimale e quindi la variazione del numero di iterazioni non influisce particolarmente su di esse, se non che ne provoca un continuo e lieve aumento.

Concludendo, per quanto riguarda i parametri che determinano la creazione del campo vettoriale, vale a dire μ e il numero di iterazioni di calcolo, si è potuto osservare che il loro utilizzo nel range ottimale implica la creazione di un campo che attrae la curva in base ai contorni degli oggetti presenti nell'immagine. Affinché ciò accada i valori di μ devono essere compresi fra 0 e 0.25, mentre quelli del numero di iterazioni devono essere inclusi in un intervallo che ha come estremi 1 e 51. Infatti per valori di μ maggiori di 0.25 si osserva una crescita eccessiva del modulo dei vettori nella zona posta in prossimità del contorno della mandibola, a cui corrisponde un'elevata variazione del gradiente della *Edge Map* e una loro diminuzione nelle vicinanze del nervo mandibolare, impedendo allo *snake* di andare ad individuare i contorni del nero stesso; si nota inoltre un cambiamento complessivo dei valori di fase che passano da un intorno di 25° a un intorno di -4°. Anche un numero di iterazioni superiore a 51 porta ad un aumento eccessivo dei modulo in zone non corrispondenti ai bordi del nero mandibolare, mentre non comporta grandi cambiamenti nei valori di fase. Complessivamente si può affermare che situazioni al di fuori dei range ottimali inducono alla creazione di un campo che non rispetta la morfologia della *Edge Map*, quindi non attrae gli *snakes* sui contorni del nero mandibolare; inoltre si può affermare che l'aumento combinato dei due parametri porta a situazioni più negative rispetto all'aumento del singolo coefficiente, cioè rispetto alla situazione in cui un parametro è mantenuto all'interno del suo range e l'altro si trova all'esterno.

5.1.2 Parametri influenti sulla deformazione dello *snake*

I parametri influenti sulla deformazione dello *snake* rispecchiano l'azione delle forze interne ed esterne. Infatti sono stati analizzati α (elasticità), β (rigidità) e γ (viscosità) che costituiscono i fattori legati all'attività delle forze interne e k che rappresenta il peso delle forze esterne.

In primo luogo sono mostrate tre situazioni ottimali di posizionamento dello *snake* attorno al nervo mandibolare in seguito alla deformazione della curva iniziale. Essa assume tre diverse forme corrispondenti rispettivamente a un ipotetico *snake* iniziale tracciato manualmente, a uno con forma di elisse e uno a circonferenza. In secondo luogo sono presentate le variazioni di posizione dello *snake* al discostarsi di ogni parametro preso in esame dalla sua situazione iniziale, andando a misurare le distanze fra lo *snake* deformato e quello di riferimento.

Nelle tre figure seguenti (Figura 5.4, Figura 5.5, Figura 5.6) sono presentate le situazioni ottimali di deformazione dello *snake* ottenute in seguito a un numero di iterazioni pari a tre. In ognuna di esse sono riportate la *Edge Map* di Figura 5.1 e il campo vettoriale costituito con valori di μ pari a 0.2 e con un numero di iterazioni pari a 30, valori compresi nei range di assenza di anomalie dedotti dai risultati enunciati in 5.1.1. In esse sono presenti tre curve di colore differente. La curva rossa costituisce lo *snake* di riferimento, cioè la situazione ideale a cui dovrebbe tendere lo *snake* deformato, mentre quella verde è lo *snake* di partenza (tracciato manualmente, ellittico e circolare) che in seguito alla deformazione raggiunge la sua posizione di deformazione ottimale descritta dalla curva blu.

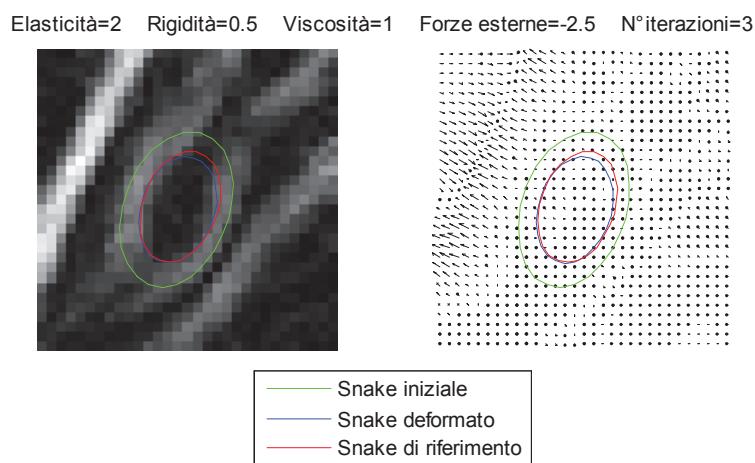


Figura 5.4 Deformazione ottimale dello *snake* considerando una curva iniziale tracciata manualmente.

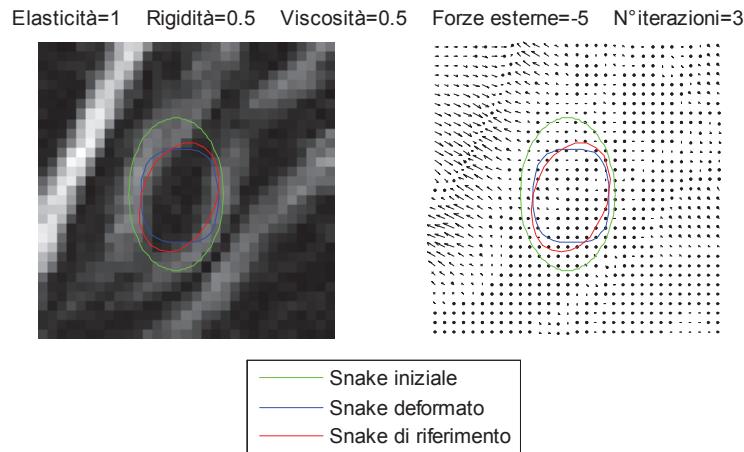


Figura 5.5 Deformazione ottimale dello *snake* considerando una curva iniziale ellittica.

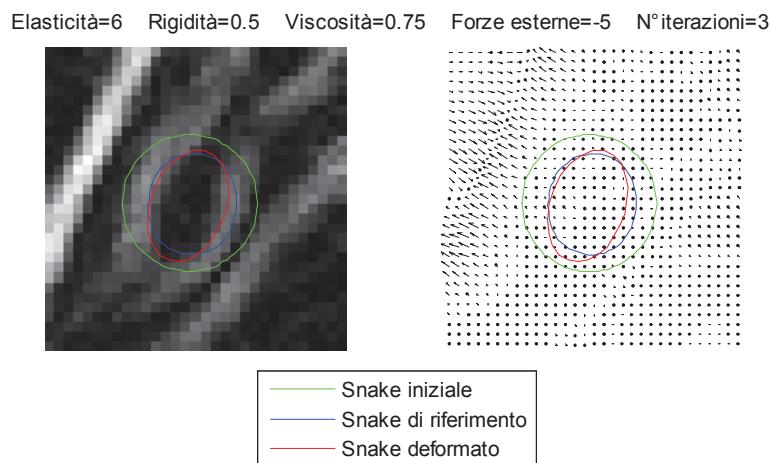


Figura 5.6 Deformazione ottimale dello *snake* considerando una curva iniziale a forma di cerchio.

In ogni figura sono riportati i valori ottimali determinati in seguito a ciascuna deformazione, relativi a elasticità, rigidità, viscosità e forze esterne; gli scostamenti di ognuno di questi parametri e le loro influenze sulla deformazione delle curve sono analizzati nelle figure successive.

Il primo parametro in esame è l'elasticità dello *snake*. Per ogni tipologia di curva iniziale vengono presentate figure contenenti la posizione dello *snake* nella fase iniziale (curva verde) e in quella finale (curva rossa) e lo *snake* di riferimento (curva blu), seguite da grafici e tabelle che quantificano la distanza media fra lo *snake* deformato e quello di riferimento e la deviazione standard di tale valore.

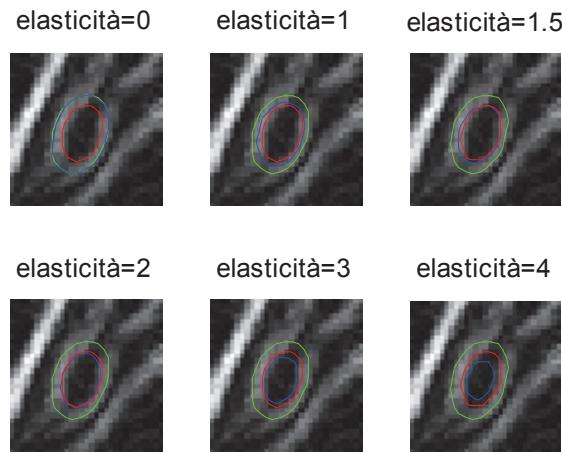


Figura 5.7 Variazioni di deformazione dello *snake* manuale al variare dell'elasticità.

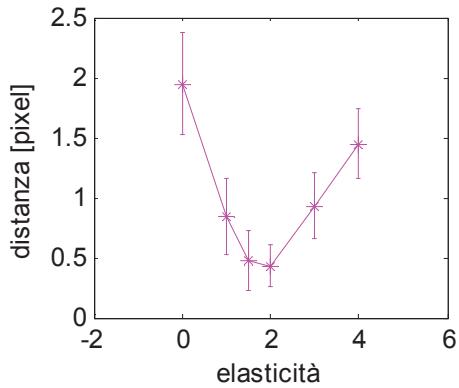


Grafico 5.15 Distanze fra lo *snake* deformato e quello di riferimento al variare dell'elasticità.

Elasticità	Distanza media	Dev. std. distanza
0.00	1.945691	0.427213
1.00	0.840076	0.311303
1.50	0.478864	0.254162
2.00	0.430797	0.172233
3.00	0.931279	0.276886
4.00	1.448807	0.298455

Tabella 5.15 Valori di elasticità, distanza media e deviazione standard della distanza.

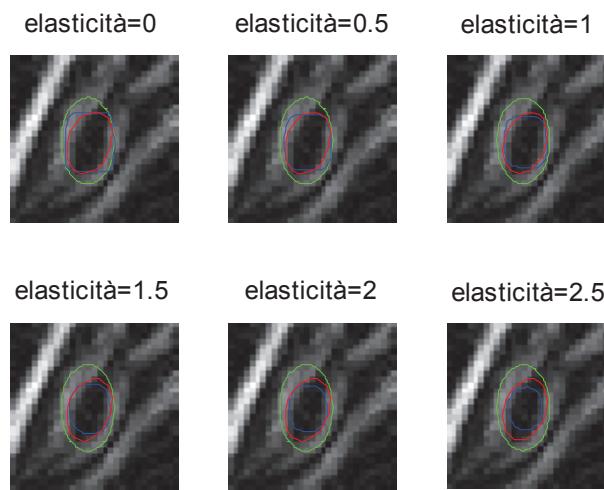


Figura 5.8 Variazioni di deformazione dello *snake* ellittico al variare dell'elasticità.

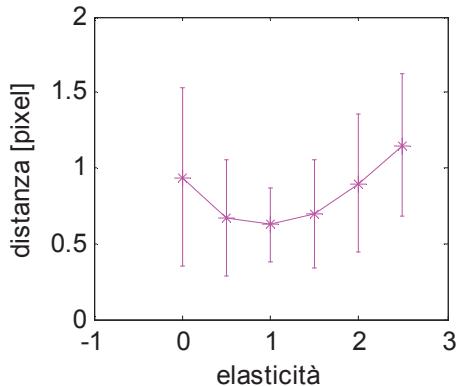


Grafico 5.16 Distanze fra lo *snake* deformato e quello di riferimento al variare dell’elasticità.

Elasticità	Distanza media	Dev. std. distanza
0.00	0.939451	0.594289
0.50	0.673746	0.385182
1.00	0.625535	0.244232
1.50	0.700628	0.358736
2.00	0.897456	0.454609
2.50	1.148455	0.471232

Tabella 5.16 Valori di elasticità, distanza media e deviazione standard della distanza.

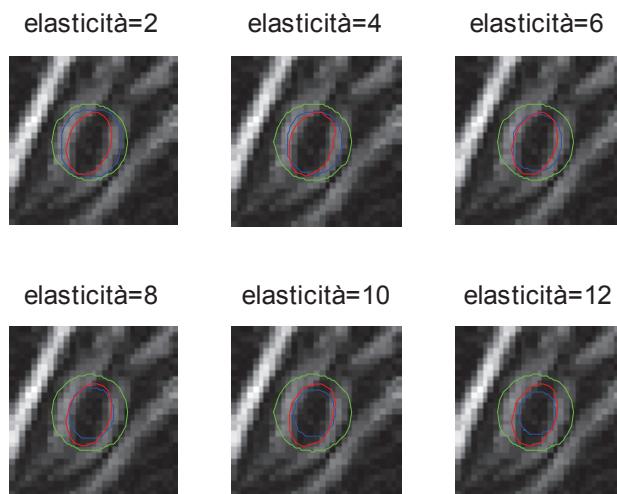


Figura 5.9 Variazioni di deformazione dello *snake* circolare al variare dell’elasticità.

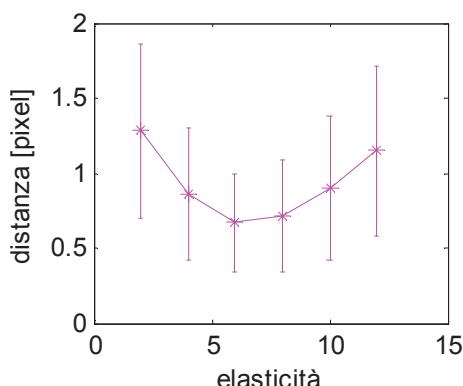


Grafico 5.17 Distanze fra lo *snake* deformato e quello di riferimento al variare dell’elasticità.

Elasticità	Distanza media	Dev. std. distanza
2.00	1.280061	0.586076
4.00	0.859817	0.446140
6.00	0.669131	0.324937
8.00	0.713830	0.369747
10.00	0.901948	0.480528
12.00	1.149689	0.563408

Tabella 5.17 Valori di elasticità, distanza media e deviazione standard della distanza.

La situazione ottimale per i valori di elasticità, pari a 2, 1, 6, rispettivamente per *snake* iniziale creato manualmente, ellittico o di forma circolare, rappresenta la situazione di distanza minima dalla curva ideale. Il valore ottimo di elasticità legato alla circonferenza si presenta più elevato rispetto a quello delle altre due situazioni in quanto questa forma si discosta maggiormente da quella che si desidera ottenere, mentre le altre due sono più simili allo *snake* di riferimento (soprattutto quella tracciata manualmente) per cui richiedono valori di elasticità finale per raggiungerlo. Per lo *snake* manuale, grazie quindi al fatto che la sua forma è molto simile a quella ottima, si osserva la distanza minima fra la situazione deformata e quella ideale (0.430797), mentre per ellisse e circonferenza i valori sono lievemente maggiori (rispettivamente 0.625535 e 0.669131) poiché, soprattutto nel caso della circonferenza, queste due forme si discostano maggiormente dalla forma della curva a cui tendono. Complessivamente si può quindi intuire che *snake* tracciato manualmente e circonferenza rappresentano, per quanto riguarda l'elasticità, due comportamenti opposti, mentre l'ellisse si può considerare una situazione intermedia. A queste situazioni ottimali è associata la deviazione standard minima riscontrata, rispettivamente pari a 0.172233 per la curva creata manualmente, a 0.244232 per quella ellittica e a 0.324937 per quella circolare. Scostandosi dalla situazione ottimale si può osservare che lo *snake* deformato si colloca all'esterno di quello di riferimento per valori di elasticità inferiori a quello ottimo, mentre per valori superiori tende a rimpicciolirsi e a situarsi all'interno. Come accade per i valori medi della distanza, allontanandosi dallo *snake* ottimo anche i valori della deviazione standard aumentano; questo è dovuto al fatto che lo *snake* assume una forma irregolare, caratterizzata dal fatto che alcuni suoi punti si discostano meno da quelli della curva di riferimento rispetto ad altri. Tale fenomeno risulta più evidente nel caso dell'ellisse e della circonferenza poiché esse costituiscono le forme che più si allontanano da quella a cui lo *snake* tende.

Il secondo parametro analizzato è la rigidità. Anche in questo per ogni tipologia di *snake* iniziale sono presentate le variazioni di distanza dovute ai differenti valori associati a questo parametro e le relative deviazioni standard.

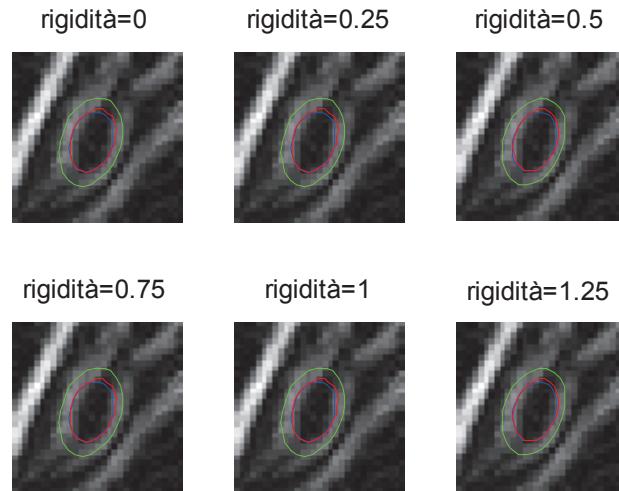


Figura 5.10 Variazioni di deformazione dello *snake* manuale al variare della rigidità.

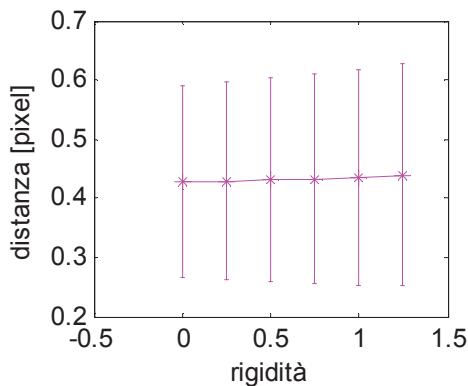


Grafico 5.18 Distanze fra lo *snake* deformato e quello di riferimento al variare della rigidità.

Rigidità	Distanza media	Dev. std. distanza
0.00	0.426988	0.161589
0.25	0.428772	0.166890
0.50	0.430797	0.172233
0.75	0.433089	0.177515
1.00	0.435672	0.182669
1.25	0.438573	0.187638

Tabella 5.18 Valori di rigidità, distanza media e deviazione standard della distanza.

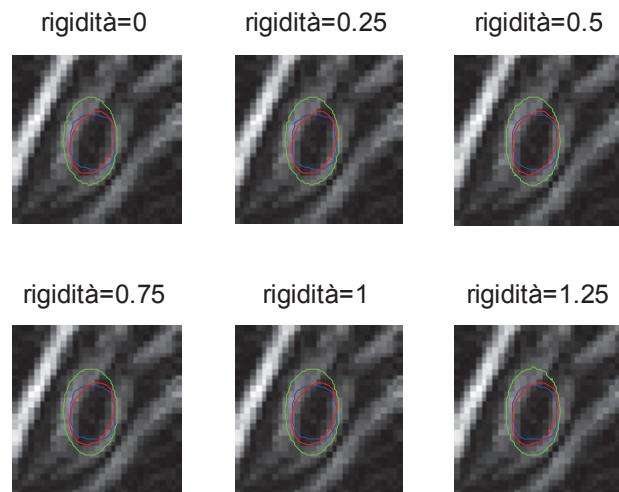


Figura 5.11 Variazioni di deformazione dello *snake* ellittico al variare della rigidità.

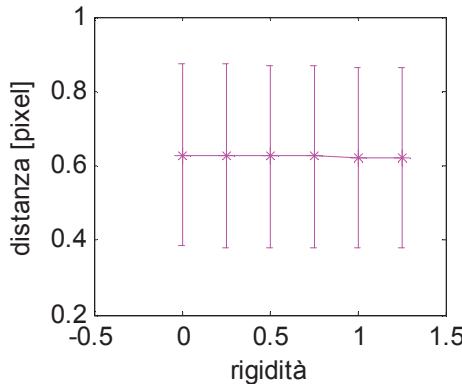


Grafico 5.19 Distanze fra lo *snake* deformato e quello di riferimento al variare della rigidità.

Rigidità	Distanza media	Dev. std. distanza
0.00	0.628103	0.245091
0.25	0.626582	0.244664
0.50	0.625535	0.244232
0.75	0.624392	0.243262
1.00	0.622807	0.241782
1.25	0.621126	0.240278

Tabella 5.19 Valori di rigidità, distanza media e deviazione standard della distanza.

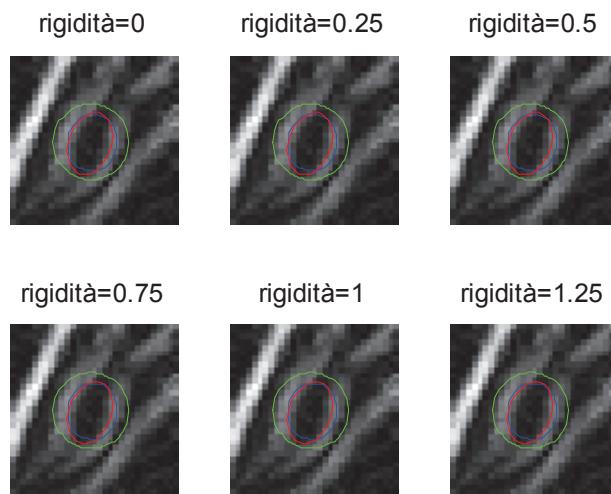


Figura 5.12 Variazioni di deformazione dello *snake* circolare al variare della rigidità.

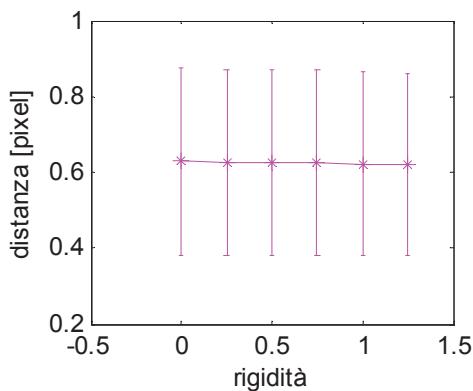


Grafico 5.20 Distanze fra lo *snake* deformato e quello di riferimento al variare della rigidità.

Rigidità	Distanza media	Dev. std. distanza
0.00	0.669134	0.325131
0.25	0.669133	0.325054
0.50	0.669131	0.324937
0.75	0.669130	0.324886
1.00	0.669128	0.324774
1.25	0.669127	0.324633

Tabella 5.20 Valori di rigidità, distanza media e deviazione standard della distanza.

Come si osserva da figure, grafici e tabelle sovrastanti, nel caso della rigidità non è possibili individuare un vero e proprio valore ottimo in quanto, anche utilizzando valori diversi di rigidità rispetto a quelli indicati da grafici e tabelle, i valori medi delle distanze si mantengono intatte, almeno per quanto riguarda le prime due cifre decimali; pertanto i valori di rigidità sono stati arbitrariamente scelti. Dall'analisi dei risultati ottenuti, si può quindi affermare che la rigidità non impatta in modo rilevante sulla deformazione dello *snake*. Infatti sia i valori relativi alla distanza media fra le due curve, sia quelli relativi alla deviazione standard di tale grandezza rimangono pressoché invariati e simili a quelli che si riscontano nelle situazioni di avvicinamento massimo fra le due curve. Le distanze medie sono pari a valori che si collocano intorno a 0.43, 0.62 e 0.66 pixel, rispettivamente per *snake* iniziale tracciato manualmente, ellittico e circolare, mentre le deviazioni standard sono pari all'incirca a valori quali 0.17, 0.24 e 0.32.

Il terzo parametro analizzato è la viscosità. Ancora una volta sono presentate le variazioni di distanza dovute ai differenti valori associati a questo parametro e le relative deviazioni standard per ogni tipologia di *snake* iniziale.

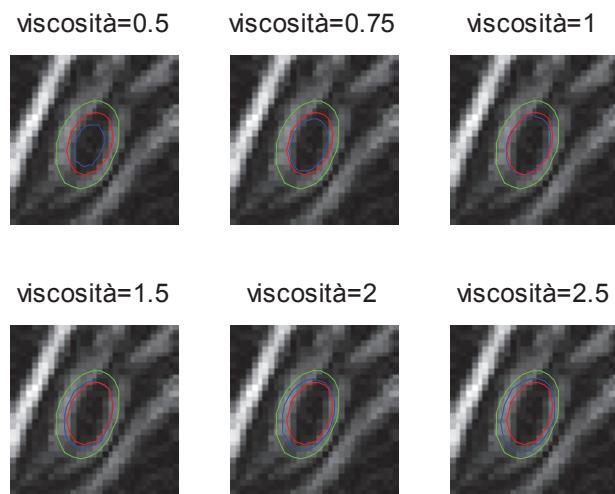


Figura 5.13 Variazioni di deformazione dello *snake* manuale al variare della viscosità.

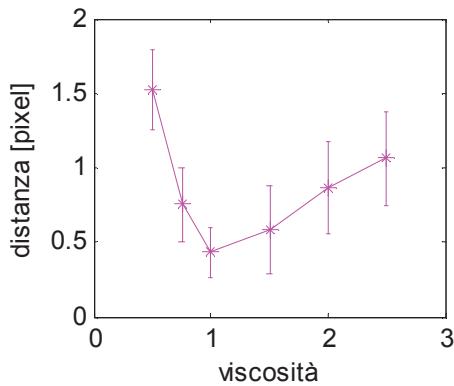


Grafico 5.21 Distanze fra lo *snake* deformato e quello di riferimento al variare della viscosità.

Viscosità	Distanza media	Dev. std. distanza
0.50	1.525471	0.273084
0.75	0.751860	0.253623
1.00	0.430797	0.172233
1.50	0.577938	0.295205
2.00	0.863906	0.309378
2.50	1.063340	0.317984

Tabella 5.21 Valori di viscosità, distanza media e deviazione standard della distanza.

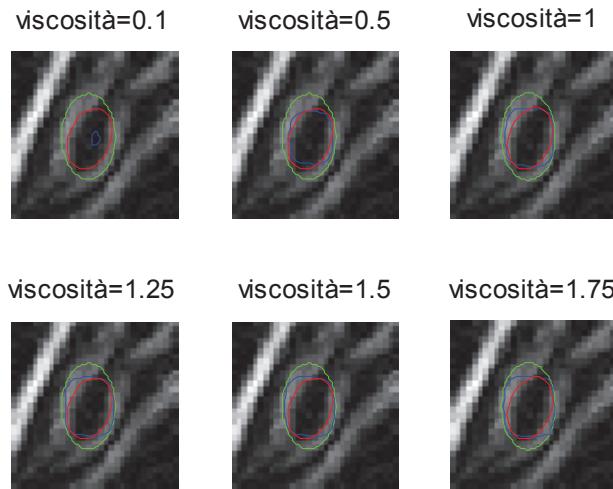


Figura 5.14 Variazioni di deformazione dello *snake* ellittico al variare della viscosità.

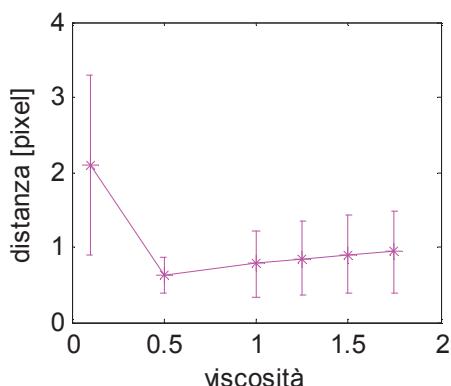


Grafico 5.22 Distanze fra lo *snake* deformato e quello di riferimento al variare della viscosità.

Viscosità	Distanza media	Dev. std. distanza
0.10	2.103598	1.202024
0.50	0.625535	0.244232
1.00	0.773588	0.445739
1.25	0.845203	0.489889
1.50	0.897406	0.522827
1.75	0.936735	0.548905

Tabella 5.22 Valori di viscosità, distanza media e deviazione standard della distanza.

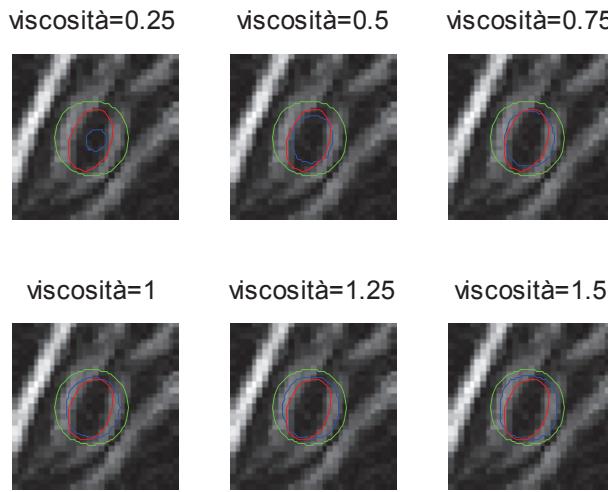


Figura 5.15 Variazioni di deformazione dello *snake* circolare al variare della viscosità.

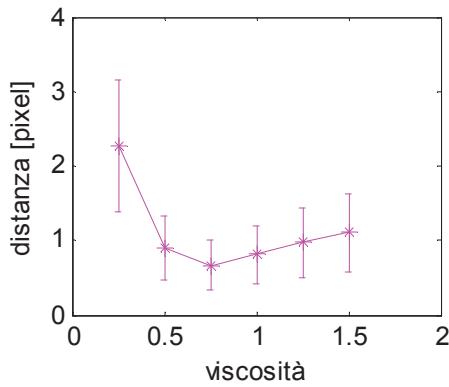


Grafico 5.23 Distanze fra lo *snake* deformato e quello di riferimento al variare della viscosità.

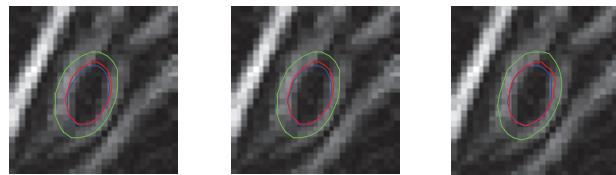
Viscosità	Distanza media	Dev. std. distanza
0.25	2.273664	0.884231
0.50	0.889570	0.429843
0.75	0.669131	0.324937
1.00	0.810872	0.397027
1.25	0.972530	0.474508
1.50	1.109486	0.524961

Tabella 5.23 Valori di viscosità, distanza media e deviazione standard della distanza.

I valori ottimi di viscosità risultano pari a 1, 0.5 e 0.75 per i tre *snakes* di partenza, cioè rispettivamente per quello creato manualmente, ellittico o di forma circolare. In questo caso tutti e tre i valori risultano simili e le relative distanze sono pari a 0.430797, 0.625535 e 0.669131, con deviazioni standard di 0.172233, 0.244232 e 0.324937 che rappresentano le deviazioni standard minime riscontrate. Contrariamente a quanto si osserva per l'elasticità, a valori bassi di viscosità corrisponde una deformazione eccessiva che porta la curva all'interno dello *snake* di riferimento, mentre per valori elevati lo *snake* si posiziona all'esterno della curva rossa. Come accade nel caso dell'elasticità, invece, allontanandosi dallo *snake* ottimo i valori di deviazione standard della distanza media aumentano; ciò dipende dalle diverse posizioni assunte dai vari tratti della curva deformata rispetto a quelli della curva ideale.

Terminata l'analisi dei parametri legati alle forze interne che determinano la deformazione dello *snake*, è stato analizzato il fattore k che coinvolge le forze esterne e ne determina il peso nella modifica della curva. Anche per quest'ultimo parametro vengono presentate figure contenenti le posizioni assunte dallo *snake* e dalla curva di riferimento, oltre a grafici e tabelle che mostrano la distanza media fra lo *snake* deformato e quello di riferimento e la deviazione standard di tale valore.

forze esterne=-7.5 forze esterne=-5 forze esterne=-2.5



forze esterne=0 forze esterne=5 forze esterne=10

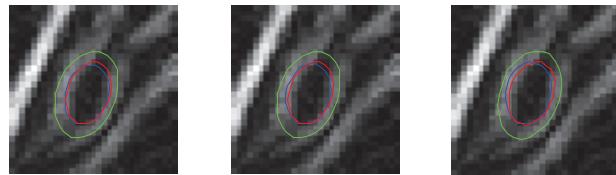


Figura 5.16 Variazioni di deformazione dello *snake* manuale al variare delle forze esterne.

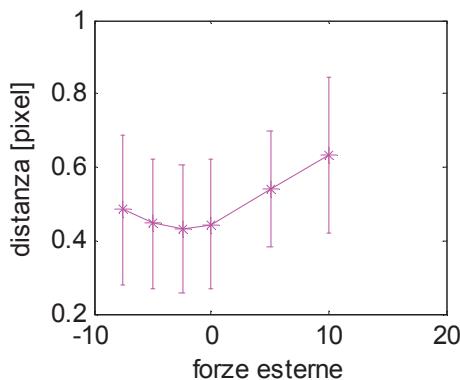


Grafico 5.24 Distanze fra lo *snake* deformato e quello di riferimento al variare delle forze esterne.

Forze esterne	Distanza media	Dev. std. distanza
-7.50	0.483327	0.204632
-5.00	0.446849	0.176405
-2.50	0.430797	0.172233
0.00	0.442620	0.177252
5.00	0.538326	0.157533
10.00	0.630839	0.211863

Tabella 5.24 Valori di forze esterne, distanza media e deviazione standard della distanza.

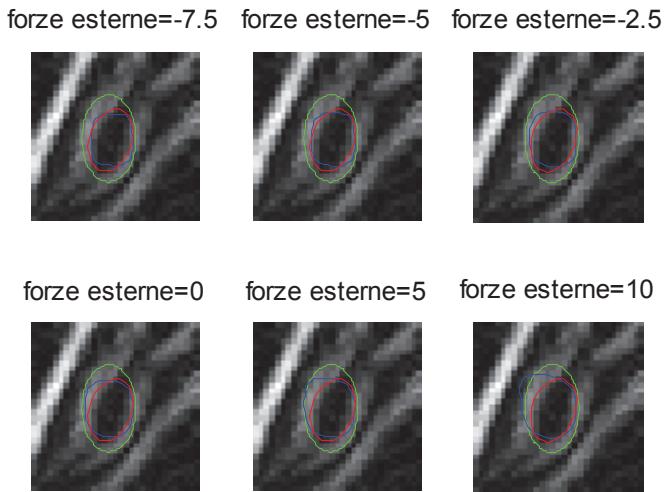


Figura 5.17 Variazioni di deformazione dello *snake* ellittico al variare delle forze esterne.

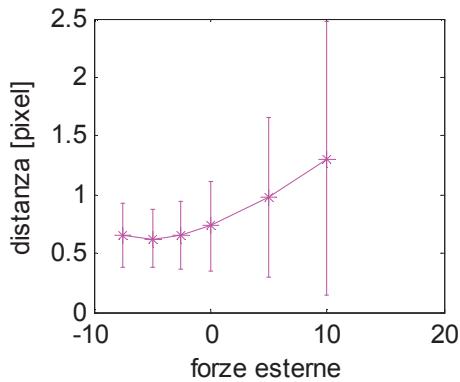


Grafico 5.25 Distanze fra lo *snake* deformato e quello di riferimento al variare delle forze esterne.

Forze esterne	Distanza media	Dev. std. distanza
-7.50	0.656868	0.266447
-5.00	0.625535	0.244232
-2.50	0.660160	0.290359
0.00	0.736010	0.383972
5.00	0.977605	0.681850
10.00	1.307297	1.162864

Tabella 5.25 Valori di forze esterne, distanza media e deviazione standard della distanza.

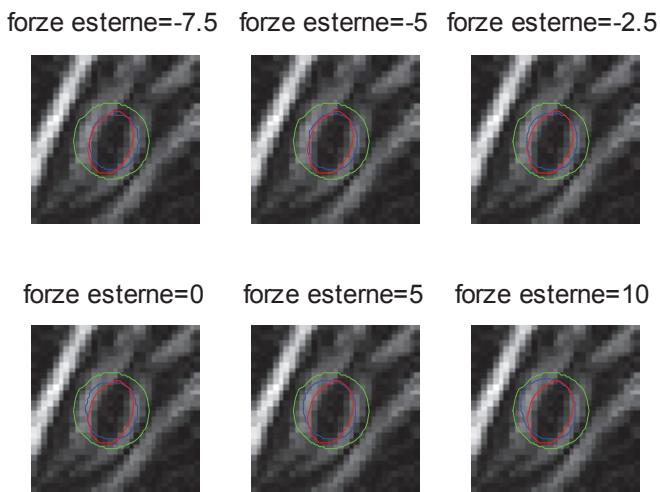


Figura 5.18 Variazioni di deformazione dello *snake* circolare al variare delle forze esterne.

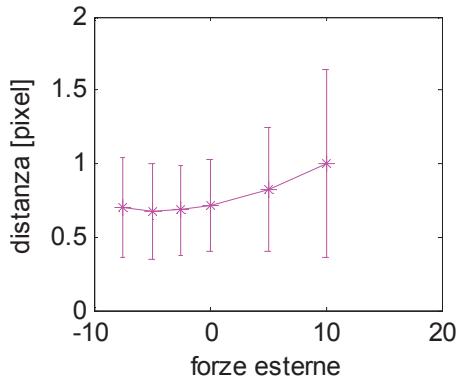


Grafico 5.26 Distanze fra lo *snake* deformato e quello di riferimento al variare delle forze esterne.

Forze esterne	Distanza media	Dev. std. distanza
-7.50	0.696496	0.341134
-5.00	0.669131	0.324937
-2.50	0.683377	0.307257
0.00	0.717100	0.310816
5.00	0.827720	0.423371
10.00	0.999718	0.643573

Tabella 5.26 Valori di forze esterne, distanza media e deviazione standard della distanza.

Il parametro k che pesa l'influenza che il campo ha sulla deformazione incide complessivamente in modo non fortemente determinante sulla forma che lo *snake* raggiunge, in una situazione in cui il campo è calcolato con valori compresi nel range ottimale. I valori ottimi riscontrati per le tre tipologie di curve sono pari a -2.5, -5.0 e -5.0, rispettivamente per *snake* iniziale manuale, ellittico e circolare; ad essi corrispondono distanze medie di 0.430797, 0.625535 e 0.669131, con le rispettive deviazioni standard pari a 0.172233, 0.244232 e 0.324937. Nei primi due casi ai valori ottimi della distanza corrispondono le deviazioni minime, mentre nel caso della circonferenza ciò non si verifica in quanto il valore minimo (0.307257) corrisponde a un k pari a -2.5. Un comportamento particolarmente anomalo si può riscontrare quando k è pari a 10 nel caso di curva iniziale ellittica e circolare. In questi due casi, infatti, si osserva che la parte sinistra della curva non segue l'andamento complessivo dello *snake*, ma rimane vincolata alla sua posizione iniziale, anzi, nel caso della circonferenza, sborda al di fuori della linea verde. Questo fatto si verifica poiché all'aumentare della forza che il campo vettoriale esercita, zone con maggior gradiente effettuano un'azione maggiore sullo *snake* di quanto non facciano i contorni del nervo mandibolare verso cui deve essere attirato. Sulla sinistra dell'immagine, infatti, è presente la zona a più elevato gradiente (bianca) che corrisponde alla mandibola e che sicuramente esercita un'azione più vigorosa sulla curva rispetto a tutte le altre zone dell'immagine, infatti in entrambi i casi la curva verde (*snake* di partenza) si trova più vicino alla zona ad elevato gradiente che non alla curva rossa verso cui dovrebbe tendere, quindi è ovvio che in presenza di elevati campi sia maggiormente attratta da essa.

Concludendo, per quanto riguarda i parametri che guidano la deformazione dello *snake* è stato valutato quanto essi influiscono sulla forma finale della curva e quanto essi dipendono dalla forma iniziale dello *snake*. La prima analisi ha riguardato i coefficienti che coinvolgono la regolarizzazione della curva attraverso l’azione delle forze interne e cioè elasticità, rigidità e viscosità dello *snake*; la seconda, invece, ha considerato il parametro k che pesa il campo vettoriale, i cui parametri di costruzione sono stati precedentemente analizzati.

I valori di elasticità ottimale riscontrati sono stati 2, 1 e 6 rispettivamente per *snake* con forma iniziale tracciata manualmente (e simile a quella a cui lo *snake* tende) ellittica e circolare; valori superiori mantengono lo *snake* al di fuori di quello di riferimento, valori inferiori lo collocano al suo interno. Forme diverse dallo *snake* di riferimento, come la circonferenza, necessitano di valori di elasticità più elevati per raggiungere la situazione finale che non quelle a lui più simili, come una curva tracciata manualmente che ricalca una morfologia somigliante a quella a cui tendere o un’ellisse.

Il valore ottimale di rigidità è individuato solamente nel caso dello *snake* manuale ed è pari a 0.5. Questa situazione si verifica poiché la rigidità si manifesta come la condizione che preserva la curva nella sua morfologia iniziale, contrariamente all’azione dell’elasticità che invece ha la funzione di variare la forma della curva per adattarla ai contorni dell’oggetto. Se lo *snake* iniziale, quindi, ha una forma prossima a quella che deve raggiungere nella sua iterazione finale, la rigidità è un vincolo positivo per la deformazione della curva, se invece ha una forma diversa da quella finale allora la rigidità costituisce un impedimento in quanto “congela” lo *snake* nella sua morfologia iniziale. I valori numerici che questo parametro assume, infine, non sono così fortemente determinanti nella deformazione dello *snake*, lo è molto di più la sua presenza.

Per quanto riguarda la viscosità, invece, ad ogni morfologia di partenza è associato un valore ottimale che è pari a 1, 0.5 e 0.75 rispettivamente per *snake* iniziale pari a una curva tracciata manualmente, un’ellisse e una circonferenza. La viscosità può essere considerata l’opposto dell’elasticità, infatti se quest’ultima man mano che aumenta spinge lo *snake* verso forme e posizioni diverse da quella originaria, la viscosità tende a mantenere lo *snake* nella sua situazione iniziale non tanto per quanto riguarda la sua forma (poiché questo è il compito della rigidità) ma per quanto riguarda la sua posizione. Per valori bassi di viscosità, infatti lo *snake* tende ad allontanarsi molto da quella che era la sua

posizione di partenza, mentre per valori elevati tende a rimanervi ancorato, arrivando anche ad assumere forme irregolari e diverse da quella a cui tendere, come avviene nel caso di ellisse e circonferenza.

L'ultimo parametro analizzato k è il fattore peso del campo vettoriale di forze costruito. Esso va a definire l'importanza complessiva che il campo va ad esercitare sulla deformazione dello *snake*. Anche le variazioni di k , come avviene per la rigidità, sembrano non avere grande influenza sullo *snake* creato manualmente poiché esso si presenta con tutti i punti che lo compongono uniformemente distanti dalla curva di riferimento. Nel caso di ellisse e cerchio, invece, per valori di k elevati, in corrispondenza dei tratti di distanza maggiore fra curva deformata e *snake* di riferimento (che coincidono coi tratti in cui si risente maggiormente dell'influenza della zona ad elevatissimo gradiente) la curva finale risente della predominanza che quella parte del campo esercita e ne viene attratta portando il risultato finale ad una situazione molto diversa da quella voluta.

Complessivamente, quindi, si può affermare che dall'analisi effettuata si evince come elasticità e viscosità vadano ad agire prevalentemente sulla posizione della curva deformata, mentre rigidità e k ne determinano fondamentalmente la forma. Il giusto equilibrio fra questi fattori è fortemente dipendente dalla forma iniziale della curva e da quella a cui tendere, infatti se esse sono simili potranno prevalere rigidità e k , mentre se esse sono differenti dovranno essere predominanti l'elasticità e la viscosità.

5.2 Segmentazione delle immagini TAC

La segmentazione dei set d'immagini TAC è stata effettuata con due programmi diversi (software per l'estrapolazione del nervo con *snakes* e Mimics) per il nervo mandibolare e con il solo Mimics per mandibola e mascella.

Per effettuare la segmentazione con gli *snakes* sono state importate nel software appositamente implementato solo le slices contenenti il nervo mandibolare, per evitare un inutile appesantimento del programma. In set di circa 85 immagini, come quelli dei primi quattro casi clinici a disposizione, il nervo è presente in una trentina di immagini, come dimostrato dalle Tabelle 5.27, 5.28, 5.29 e 5.30, mentre in un set di 365 immagini, come quello dell'ultimo caso clinico, il nervo si trova in circa 70 slices, come visibile in Tabella 5.31. Nelle prime e nelle ultime slices non sono presenti necessariamente entrambi i nervi,

destro e sinistro; può infatti capitare che un nervo cominci o finisca una o due slices prima o dopo rispetto all’altro, con una distanza in direzione sagittale di 1 o 2 mm. Per segmentare ogni nervo (destro e sinistro) contenuto in ogni singola slice sono stati definiti i campi vettoriali per la deformazione dello *snake*, con valori dei parametri (μ e numero di iterazioni) compresi nei range individuati dai test. Per ogni situazione, inoltre, sono stati utilizzati valori dei parametri che portano alla deformazione dello *snake* (elasticità, rigidità, viscosità e peso delle forze esterne) in base agli intervalli definiti con le prove i cui risultati sono stati mostrati precedentemente. La segmentazione dei nervi si è conclusa con la loro binarizzazione (ai pixel appartenenti al nervo è stato dato un valore di grigio pari a zero) e con due operazioni realizzate in Mimics, vale a dire una sogliatura sul nero e l’unione di due *region growing* effettuati per connettere le sezioni assiali del nervo presenti nelle varie slices, fino alla creazione delle *polylines*.

La segmentazione di mandibola e mascella è stata effettuata completamente attraverso Mimics, facendo particolare attenzione all’andamento delle *polylines* che sono l’output effettivo della segmentazione e che quindi devono presentarsi poco frastagliate, continue e chiuse, in modo che le macchine di prototipazione rapida possano costruire modelli 3D che rispecchiano esattamente l’anatomia del paziente.

Per concludere, in seguito verranno mostrati per ogni caso clinico una tabella riassuntiva delle caratteristiche delle aree segmentate e figure che rappresentano i risultati ottenuti. In particolare nelle tabelle seguenti sono indicati il numero totale di slice che compone il set TAC di ogni paziente e il numero di immagine iniziale e finale in cui nervo, mandibola e mascella sono contenuti. Poiché la numerazione delle slice in Mimics parte da zero, al numero di identificazione dell’immagine bisogna aggiungere una unità per individuare le slices effettivamente utilizzate. Per ogni oggetto sono inoltre indicati i range di livelli di grigio di *thresholding* che ne hanno determinato la segmentazione. I livelli di grigio non sono presentati coi valori compresi nel range che va da 0 a 255, ma in *Hounsfield Units*, unità di misura utilizzata da Mimics. I valori in questa unità di misura [48] si basano su una scala di 2000 unità (Figura 5.19) che assegna all’acqua un valore di attenuazione pari a 0, all’aria un valore pari a -1000 e all’osso un valore pari a +1000. In realtà [49] gli scanner moderni hanno permesso un’espansione di questa scala con estremi che vanno da -1204 a 3072, come accade per le immagini importate in Mimics.

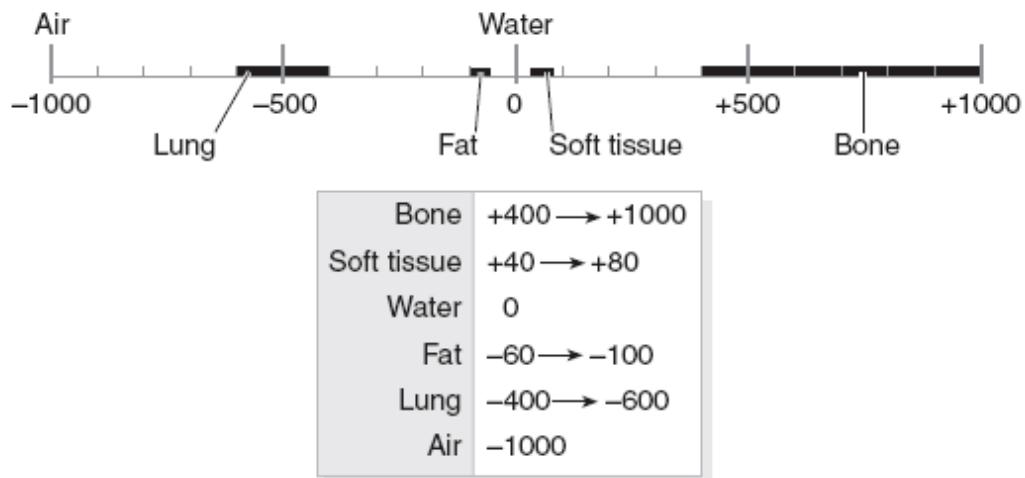


Figura 5.19 Scala originaria delle unità di misura Hounsfield Units.

Nelle Figure seguenti (5.20, 5.21, 5.22, 5.23 e 5.24) per ogni paziente verranno presentate varie immagini di segmentazione e ricostruzione. Inizialmente sono presenti le immagini riguardanti il nervo, infatti sono mostrate una slice con i nervi mandibolari posti a livello di grigio 0 contornati dagli *snakes* raffigurati in rosso, come rappresentazione dello stadio finale del programma di segmentazione del nervo tramite *snakes GVF*, e la ricostruzione tridimensionale con *polylines* ottenuta tramite Mimics. Successivamente, vengono mostrate le rappresentazioni tridimensionali di nervo e osso mandibolare in modo da comprendere le loro posizioni relative, con una vista laterale e una dall'alto; infine sono mostrate le rappresentazioni tridimensionali, che mostrano l'anatomia di mandibola e mascella, in presenza e in assenza di *polylines*.

N° immagini	nervo		mandibola		mascella	
	thresholding	N° slices	thresholding	N° slices	thresholding	N° slices
85	0	12 - 40	838 - 3056	4 - 73	838 - 3056	48 - 84

Tabella 5.27 Caratteristiche delle aree segmentate delle immagini di P. M.

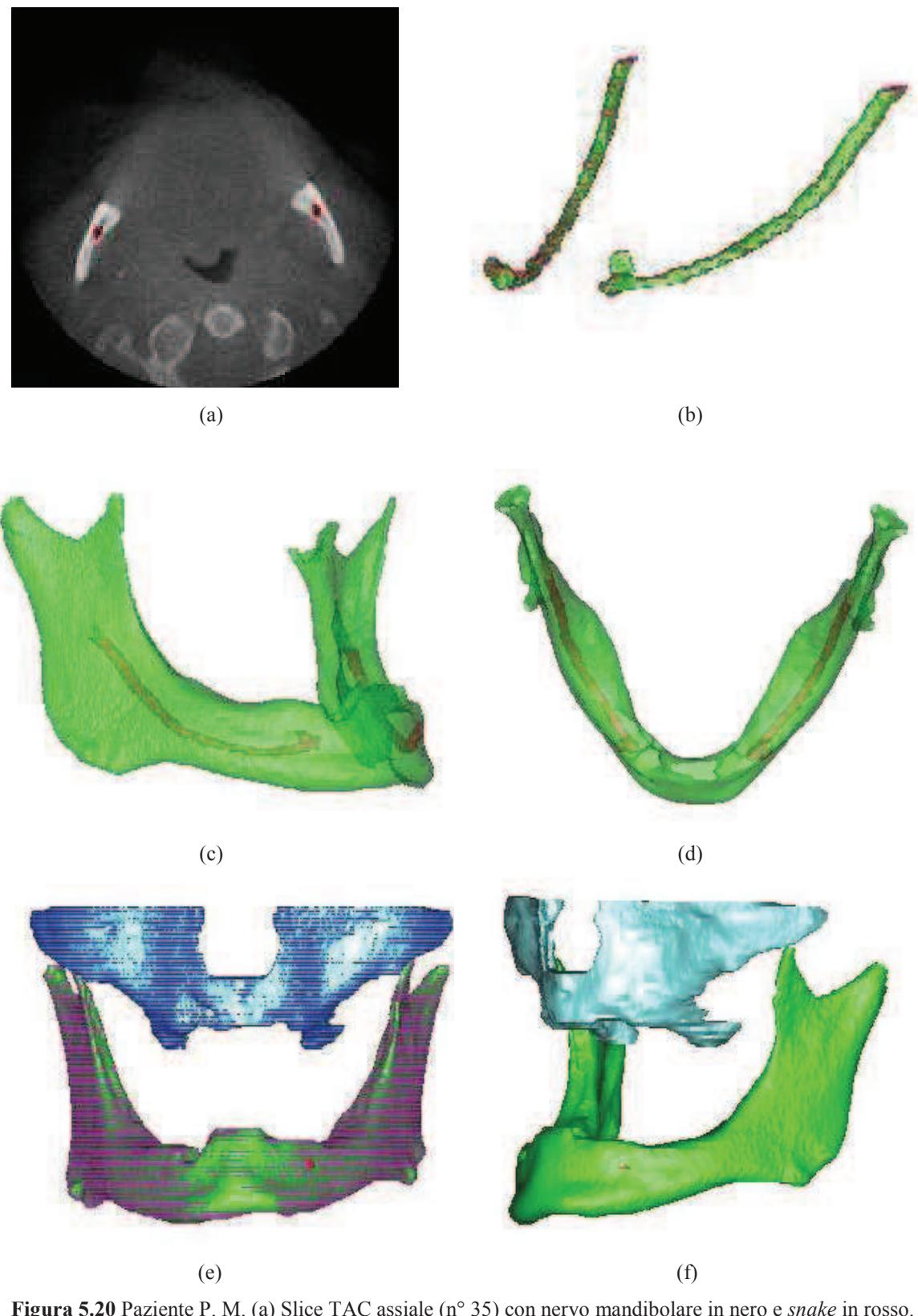
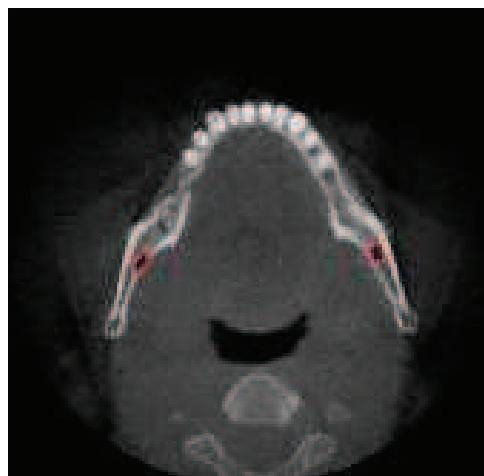


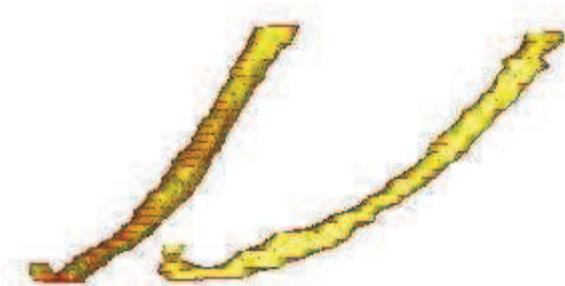
Figura 5.20 Paziente P. M. (a) Slice TAC assiale (n° 35) con nervo mandibolare in nero e *snake* in rosso. (b) Rappresentazione tridimensionale del nervo con *polylines*. (c) Vista laterale di mandibola e nervo. (d) Vista dall'alto di mandibola e nervo. (e) Mandibola e mascella con *polylines*. (f) Mandibola e mascella senza *polylines*.

N° immagini	nervo		mandibola		mascella	
	thresholding	N° slices	thresholding	N° slices	thresholding	N° slices
85	0	17-53	572 - 3056	3 - 84	572 - 3056	50 - 84

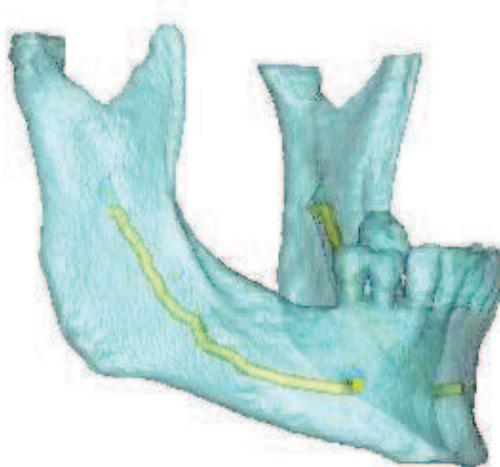
Tabella 5.28 Caratteristiche delle aree segmentate delle immagini di A. M.



(a)



(b)



(d)



(e)

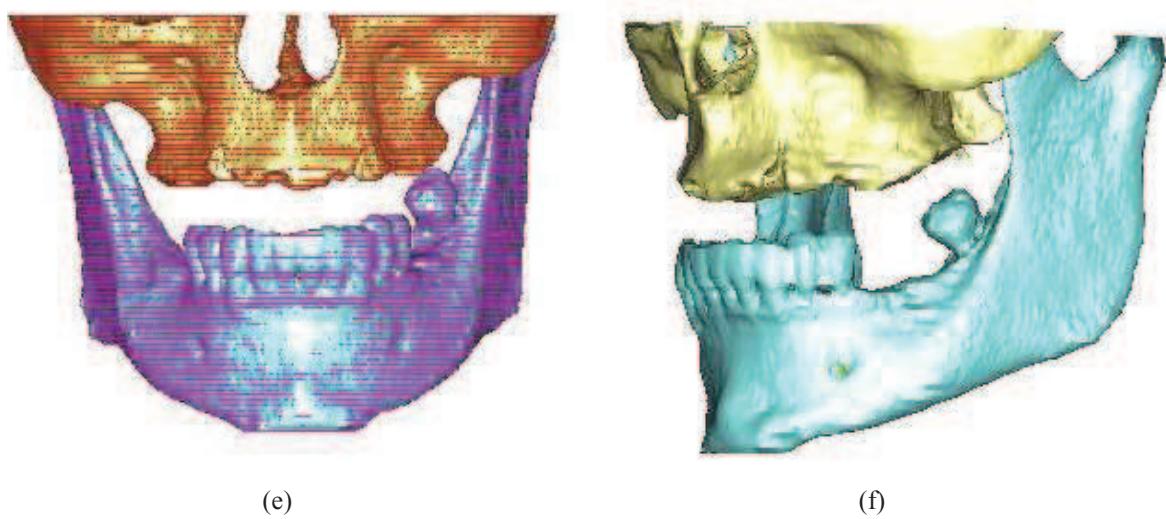
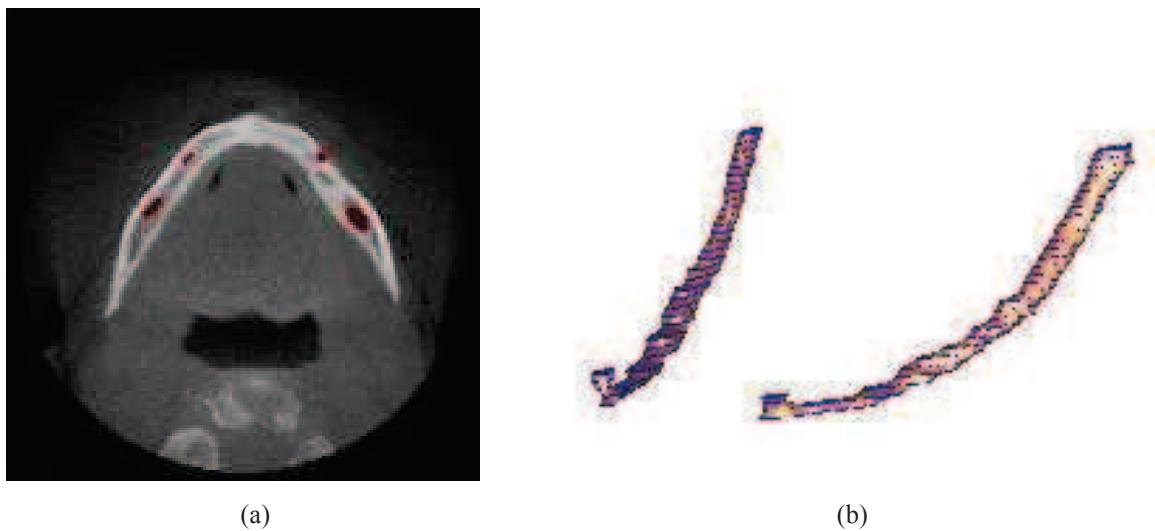


Figura 5.21 Paziente A. M. (a) Slice TAC assiale (n° 33) con nervo mandibolare in nero e *snake* in rosso.
 (b) Rappresentazione tridimensionale del nervo con *polylines*. (c) Vista laterale di mandibola e nervo.
 (d) Vista dall'alto di mandibola e nervo. (e) Mandibola e mascella con *polylines*.
 (f) Mandibola e mascella senza *polylines*.

N° immagini	nervo		mandibola		mascella	
	thresholding	N° slices	thresholding	N° slices	thresholding	N° slices
86	0	15 - 44	1000 - 3056	4 - 84	1000 - 3056	52 - 85

Tabella 5.29 Caratteristiche delle aree segmentate delle immagini di C. G.



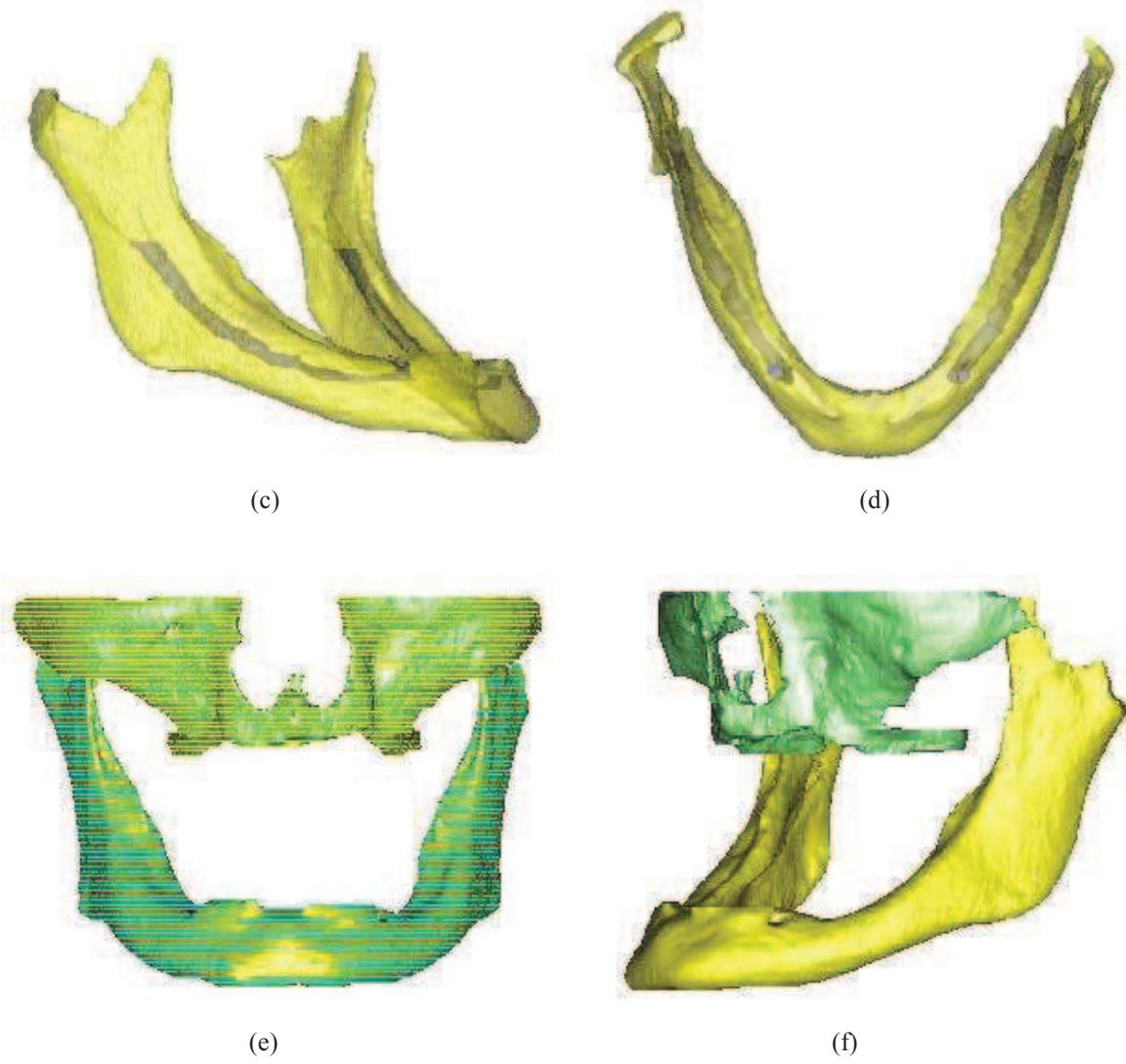


Figura 5.22 Paziente C. G (a) Slice TAC assiale (n° 19) con nervo mandibolare in nero e *snake* in rosso.
 (b) Rappresentazione tridimensionale del nervo con *polylines*. (c) Vista laterale di mandibola e nervo.
 (d) Vista dall'alto di mandibola e nervo. (e) Mandibola e mascella con *polylines*.
 (f) Mandibola e mascella senza *polylines*.

N° immagini	nervo		mandibola		mascella	
	thresholding	N° slices	thresholding	N° slices	thresholding	N° slices
82	0	13 - 46	1190 - 3056	4 - 74	1190 - 3056	38 - 81

Tabella 5.30 Caratteristiche delle aree segmentate delle immagini di C. M. P. S.

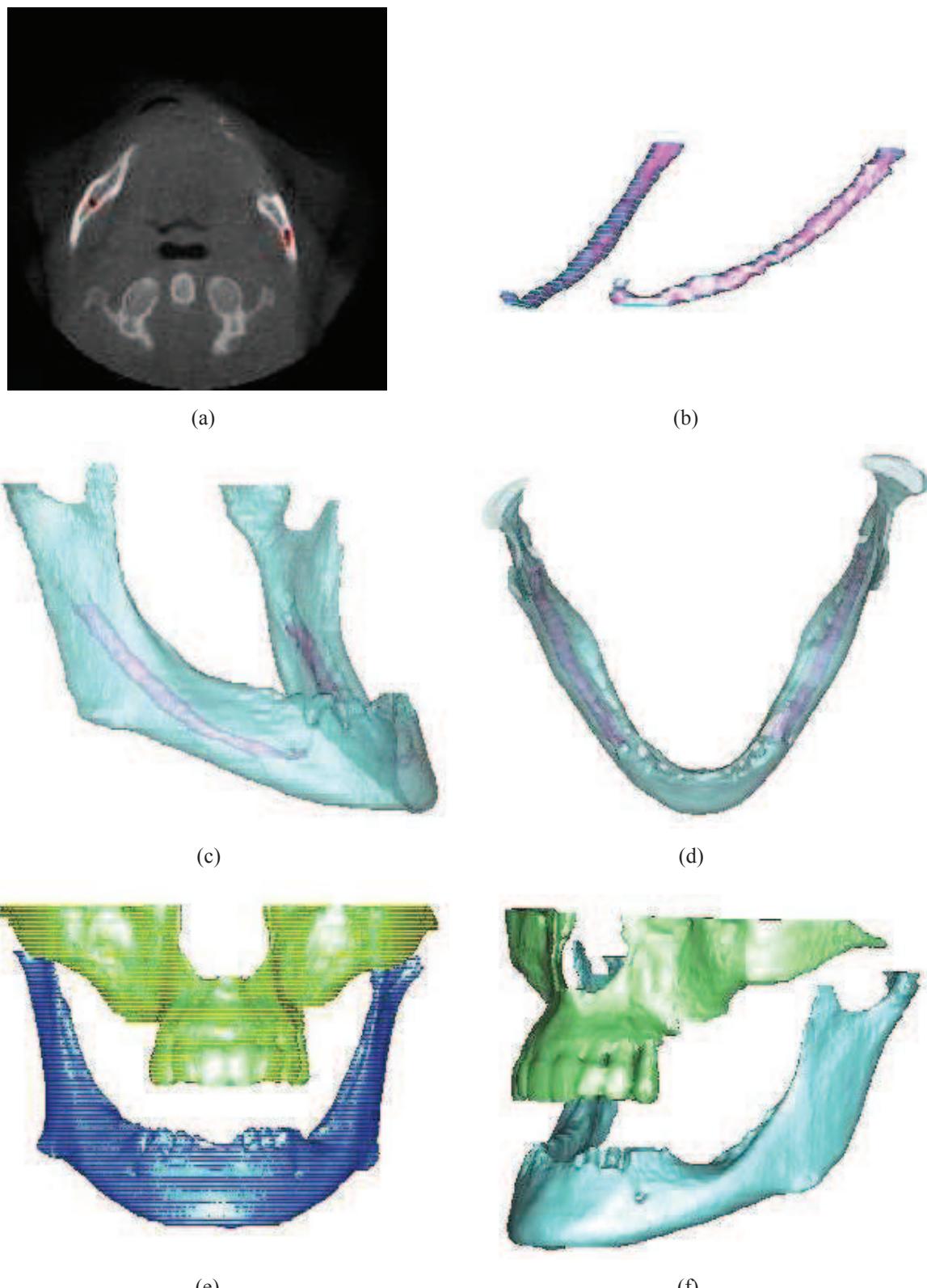
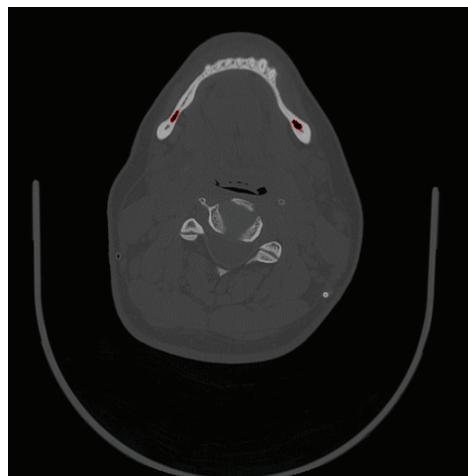


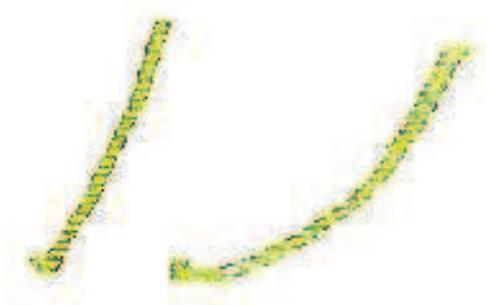
Figura 5.23 Paziente C. M. P. S. (a) Slice TAC assiale (n° 30) con nervo mandibolare in nero e *snake* in rosso. (b) Rappresentazione tridimensionale del nervo con *polylines*. (c) Vista laterale di mandibola e nervo. (d) Vista dall'alto di mandibola e nervo. (e) Mandibola e mascella con *polylines*. (f) Mandibola e mascella senza *polylines*.

N° immagini	nervo		mandibola		mascella	
	thresholding	N° slices	thresholding	N° slices	thresholding	N° slices
365	0	42 - 115	240 - 3071	20 - 176	240 - 3071	111 - 354

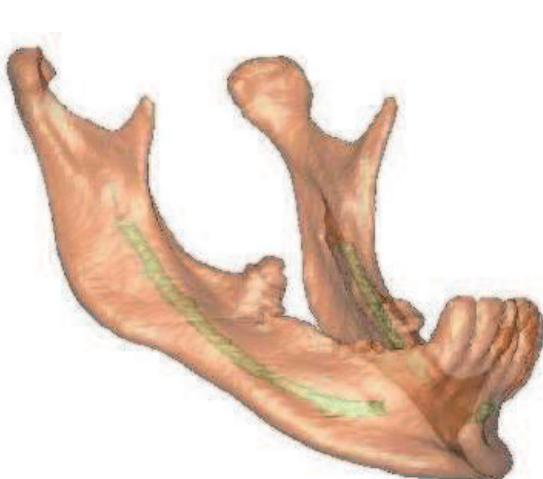
Tabella 5.31 Caratteristiche delle aree segmentate delle immagini di B. M.



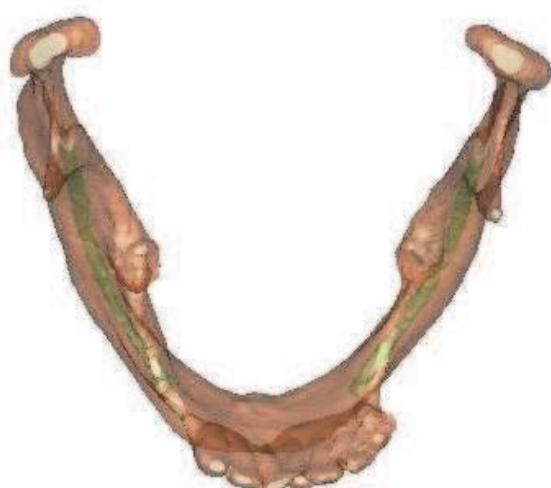
(a)



(b)



(c)



(d)

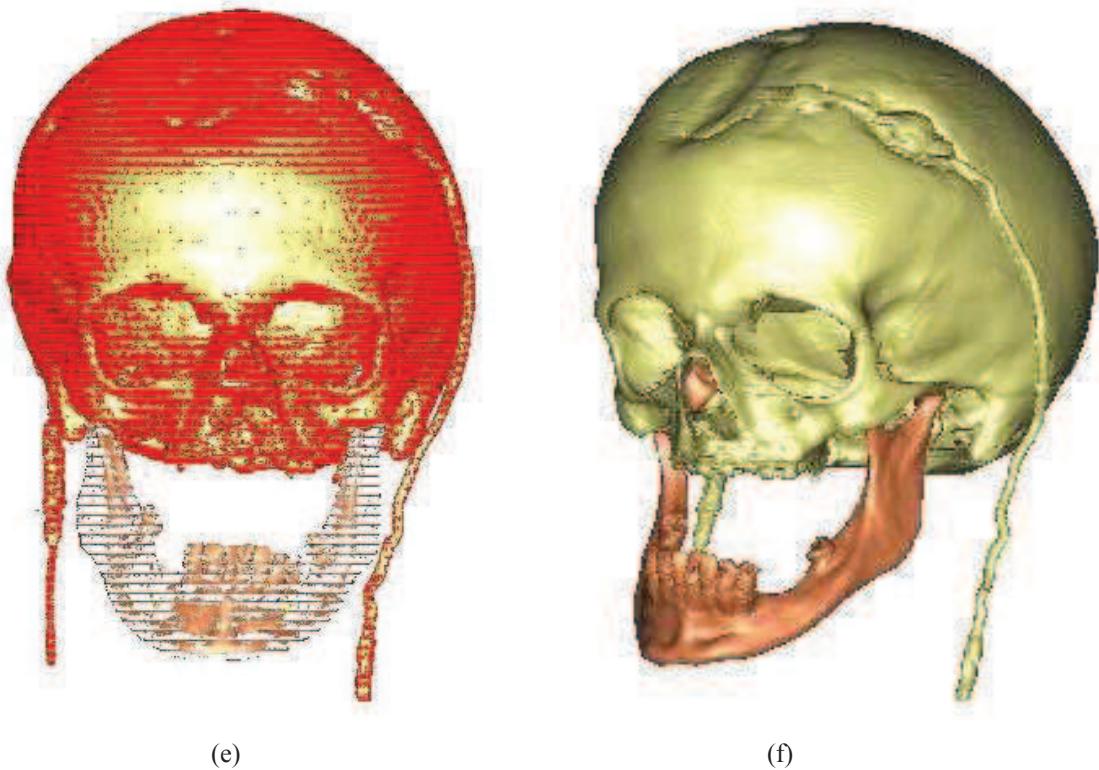


Figura 5.24 Paziente B. M. (a) Slice TAC assiale (n° 56) con nervo mandibolare in nero e *snake* in rosso. (b) Rappresentazione tridimensionale del nervo con *polylines*. (c) Vista laterale di mandibola e nervo. (d) Vista dall'alto di mandibola e nervo. (e) Mandibola e mascella con *polylines*. (f) Mandibola e mascella senza *polylines*.

Concludendo, si può affermare che la segmentazione con il programma appositamente creato per l'implementazione degli *snakes GVF* ha dato i risultati sperati. Per ogni set di immagini tutte le slices contenenti il nervo sono state pre-elaborate con questo software. I risultati sono stati gli annerimenti dei pixel effettivamente corrispondenti al nervo, individuati in seguito ai processi di *enhancement* della *Edge Map*, di creazione del campo vettoriale e di deformazione dello *snake*. Le immagini successivamente inserite in Mimics hanno portato alla formazione delle maschere e delle *polylines* rispettivamente per nervo, mandibola e mascella. Poiché le porzioni di immagine rappresentanti il nervo mandibolare erano già state processate, le *polylines* create non hanno dovuto subire nessuna ulteriore elaborazione in quanto ricalcavano la posizione precedentemente occupata dagli *snakes*. Il metodo si è quindi rivelato migliore rispetto a quello tradizionale che prevede il solo uso di Mimics, in quanto all'identificazione del nervo non è dovuta seguire nessuna ulteriore attività di modifica della *polyline*. Per quanto riguarda

invece la segmentazione di mandibola e mascella, poiché essa è stata eseguita direttamente sulle immagini originali, si è rivelato necessario migliorare l'andamento delle *polylines* slice per slice.

I risultati finali sono quindi complessivamente molto buoni rispetto a ciò che ci si era prefissato e la metodica degli *snakes GVF* favorisce un'ottima definizione del nervo mandibolare.

Capitolo 6

CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

6.1 Conclusioni

Il lavoro svolto per la stesura di questa tesi si è articolato in due fasi fondamentali. La prima fase ha riguardato lo studio e l'implementazione degli *snakes GVF*, la seconda la segmentazione delle immagini TAC. Lo scopo di questa attività è stato quello di arrivare alla creazione di modelli tridimensionali di masella, nervo e osso mandibolare affinché in fase pre-operatoria il chirurgo potesse pianificare l'intervento al fine di minimizzare i potenziali danni recati al paziente e riguardanti fondamentalmente la lesione al nervo mandibolare.

Inizialmente è stato preso in considerazione lo stato dell'arte dell'implantologia dentale e dell'osteointegrazione. Per quanto riguarda l'implantologia sono state valutate le tipologie di impianti usati (iuxtaossei, endossei e transossei) e le caratteristiche che contraddistinguono in particolare gli impianti endossei che sono quelli più comunemente impiegati. In relazione ad essi sono stati valutati i materiali per costruirli, le loro caratteristiche di biocompatibilità e la tipologia di intervento chirurgico necessario per la loro installazione. Per quanto riguarda l'osteointegrazione, in seguito a una definizione generale di questa tecnica chirurgica, è stata approfondita la distrazione ossea mascellare, in termini di dispositivi utilizzati e modalità di esecuzione della tecnica chirurgica.

In seguito sono stati valutati gli ambiti di elaborazione di immagini che si rendevano utili per l'obiettivo prefissato. In particolare, elencate le varie fasi di processing che un'immagine può subire sono state approfondite le tematiche di *enhancement* dell'immagine eseguito con tecniche di modifica dell'istogramma (equalizzazione e stretching) e di segmentazione. Per quest'ultima sono state affrontate alcune metodologie (*thresholding*, *region growing* e *edge detection*) ed è stato approfondito il metodo di estrappolazione dei contorni definito *snakes GVF*.

Una volta consolidati questi aspetti teorici, è stata eseguita la parte empirica del lavoro. Inizialmente è stato implementato il programma che permette la segmentazione del

nervo mandibolare tramite *snakes GVF*. Per poter utilizzare correttamente i parametri richiesti per la creazione del campo vettoriale e la deformazione dello *snake* sono stati effettuati dei test al fine di identificarne i range ottimali. In primo luogo, analizzando l'andamenti delle componenti orizzontali e verticali dei vettori che costituiscono il campo, il loro modulo e la loro fase in rapporto alle variazioni di μ e del numero di iterazioni di calcolo, sono stati definiti il limite massimo per μ , pari a 0.25 e per il numero di iterazioni, pari a 51. Per valori al di là di questi estremi il campo si discosta troppo dal gradiente della *Edge Map* e diventa incongruente con la figura su cui è stato costruito, portando a una scorretta deformazione dello *snake*. In secondo luogo sono stati analizzati i parametri relativi alla deformazione dello *snake*, cioè elasticità, rigidità e viscosità per quanto riguarda le forze interne di regolarizzazione della curva e k che invece pesa ulteriormente il campo di forze esterno. In particolare si è notato che elasticità e viscosità agiscono prevalentemente sulla posizione della curva, mentre rigidità e k sulla sua forma in quanto tendono a mantenere la morfologia dello *snake* iniziale.

Identificati i range ottimali di utilizzo dei parametri, per ogni slice sono state elaborate separatamente le porzioni d'immagine contenenti il nervo, è stato calcolato il campo vettoriale e, inizializzato manualmente lo *snake*, lo si è guidato nella sua deformazione fino alla sua sovrapposizione con i contorni dell'oggetto. All'interno dell'area delineata dalla curva, a tutti i pixel è stato fornito il livello di grigio pari a zero, in modo che il nervo, importate le immagini così modificate in Mimics, è stato facilmente selezionato con una semplice sogliatura.

In Mimics, oltre alla segmentazione del nervo è stata eseguita anche quella della mandibola e della mascella. Per esse non sono state eseguite fasi di pre-processing per cui tutta l'elaborazione è avvenuta all'interno di questo software. Con tecniche di *thresholding* e *region growing* sono state individuate le aree dell'immagine corrispondenti alle due componenti ossee e ne sono stati individuati i contorni tramite le *polylines*. Per ogni slice le *polylines* sono state processate nelle situazioni in cui non ricalcavano esattamente i bordi degli oggetti, in modo da ottenere delle curve che raccogliessero al loro interno le esatte morfologie di mandibola e mascella. Infine le *polylines* nella loro versione conclusiva sono state esportate in formato *iges* in modo da poter essere inviate alle macchine di prototipazione rapida per la costruzione dei modelli tridimensionali.

6.2 Sviluppi futuri

Gli sviluppi futuri che riguardano l'uso delle immagini TAC per la pianificazione dell'intervento di chirurgia maxillo-facciale possono essere molteplici.

In primo luogo l'estensione della metodologia potrebbe portare a una sempre più consapevole pianificazione dell'intervento da parte del chirurgo, in modo da permettergli una piena comprensione dell'anatomia ossea del paziente e della posizione del nervo mandibolare prima di eseguire l'operazione.

In secondo luogo, da un punto di vista più operativo, si potrebbero portare modificazioni al programma di implementazione degli *snakes GVF* per quanto riguarda la creazione del campo vettoriale e l'impostazione dei parametri per la deformazione dello *snake*. Infatti all'interno di uno stesso set TAC le caratteristiche delle immagini, intese come intensità, sono le medesime per ogni componente anatomica, quindi il campo vettoriale e i parametri di deformazione dello *snake* potrebbero essere pre-impostati, assumendo gli stessi valori in corrispondenza di ogni porzione di nervo; in questo modo verrebbero proposti direttamente dal software un campo vettoriale molto simile a quello che potrebbe risultare ottimale e dei valori dei parametri di deformazione prossimi a quelli più idonei permettendo all'utente una semplice conferma o una lieve modifica. Inoltre poiché l'andamento del nervo è sempre il medesimo, si potrebbe implementare un algoritmo che identifica e fornisce all'utente la porzione di immagine contenente il nervo, senza che sia egli stesso a dover effettuare ogni volta l'operazione di "ritaglio" sulla slice, in modo da accelerare ulteriormente i tempi di elaborazione.

Una terza proposta potrebbe essere quella di estendere l'uso degli *snakes GVF* non solo al nervo, ma anche alla mandibola. Essa, infatti presenta un andamento piuttosto regolare senza grandi variazioni fra una slice e l'altra e una sua binarizzazione con contorni ben regolarizzati come sono quelli che creano gli *snakes* eviterebbero, una volta in Mimics, l'elaborazione delle *polylines* dopo la loro creazione. Questa operazione potrebbe invece risultare più difficoltosa per la mascella poiché essa, in corrispondenza della zona nasale, presenta numerose diramazioni e una segmentazione automatizzata con un intervento marginale dell'operatore potrebbe non risultare la soluzione più adatta.

BIBLIOGRAFIA

1. <http://www.implantologia.net/>
2. <http://xoomer.virgilio.it/fecicala/implantologia.html>
3. <http://xoomer.virgilio.it/rappola>
4. <http://www.dica33.it/argomenti/odontoiatria/denti3.asp>
5. http://www.mybestlife.com/salute_oreale/implantologia.htm
6. <http://www.edentist.it/famiglie/cura/006.html>
7. Pietrabissa R. *Dispense del corso di Endoprotesi.*
8. www.ing.unitn.it/~colombo/Titanio_in_ortodonzia/Relazione
9. Hoogendoorn H. A., Renooij W., Akkermans L.M., Visser W., Wittebol P. *Long-term study of large ceramic implants (porous hydroxyapatite) in dog femora.* Clin Orthop Relat Res, pp 281-288. Jul-Aug, 1984.
10. Verburg A. D., Klopper P. J., Van Den Hooff A., Marti R. K., Ochsner P.E. *The healing of biologic and synthetic bone implants. An experimental study.* Arch Orthop Trauma Surg, pp. 293-300. 1988.
11. Klein C. P., Patka P., Den Hollander W. *Macroporous calcium phosphate bioceramics in dog femora: a histological study of interface and biodegradation.* Biomaterials, pp. 59-62. Jan, 1989.
12. Ducheyne P., Van Raemdonck W, Heughebaert J. C., Heughebaert M. *Structural analysis of hydroxyapatite coatings on titanium.* Biomaterials, pp. 97-103. Mar, 1986.
13. Carranza F. A., Kenney E. B., Lekovic V., Talamante E., Valencia J., Dimitrijevic B. *Histologic study of healing of human periodontal defects after placement of porous hydroxylapatite implants.* J Periodontol, pp. 682-688. Oct, 1987.
14. Kwong C.H., Burns W. B., Cheung H. S. *Solubilization of hydroxyapatite crystals by murine bone cells, macrophages and fibroblasts.* Biomaterials, pp. 579-584. Nov, 1989.
15. Gregoire M., Orly I., Menanteau J. *The influence of calcium phosphate biomaterials on human bone cell activities. An in vitro approach.* Biomed Mater Res, pp. 165-177. Feb, 1990.

16. Piattelli A., Mangano C., Donzelli R., Romasco N., Trisi P. *Light and laser scanning microscopy analysis of hydroxyapatite used in periodontal osseous defects in man: evidence of a different resorption pattern in bone and soft tissues.* Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol, pp. 115-120. Jul-Sep, 1993.
17. Donath K., De Lange G. L. *Interface between bone tissue and implants of solid hydroxyapatite or hydroxyapatite-coated titanium implants.* Biomaterials, pp. 121-125. Mar, 1989.
18. http://italian.jbutler.com/consumer_ed_implants.asp
19. <http://www.odontoclinic.it/implantologial.htm>
20. <http://www.dentista.it>
21. <http://www.implantologiadentale.net>
22. <http://www.implamed.it/sincristallizatrice.htm>
23. Bränemark P. I. *The Bränemark novum protocol for same-day teeth. A global perspective.* Quintessence books.2001.
24. Redaelli A. *Dispense del corso di Biomeccanica I.*
25. Scopelliti D., Orsini R., Ventucci E., Verdino G. *Distraction osteogenesis of the cranio-maxillo-facial bones.* Minerva Stomatol, pp. 355-368. Jul.-Aug. 2000.
26. Ilizarov G. A., Devyatov A. A., Kamerin V.K. *Plastic reconstruction of longitudinal bone defect by means of compression and subsequent distraction.* Acta Chir Plast, pp. 32-39. 1980.
27. <http://www.emedicine.com/ent/topic764.htm>
28. <http://www.globalmednet.com/do-cdrom/Updates/Midface/Rachm3/rm009.htm>
29. www.scs.carleton.ca/~nussbaum/courses/medical_computing
30. Baxes G.A. *Digital Image Processing: Principles and Applications.* John Wiley & Sons. 1994.
31. Pratt W.K. 1991. *Digital Image Processing.* 2d ed. John Wiley & Sons.
32. Weeks A. R. Jr. *Fundamentals of Electronic Image Processing.* IEEE Press. 1996.
33. Valli G., Coppini G. *Bioimmagini.* Patron Editore. 2002.
34. *Image processing toolbox.* Matlab user's guide.
35. Cresp C., Jäger M., Moser M., Hiltner J., Fathi M. *A New Method for Image Segmentation Based on Fuzzy Knowledge.* Intelligence and systems. IEEE International Join Simposia On 4-5 Nov 1996, pp 227-233. 1996.

36. <http://cmp.felk.cvut.cz/~hlavac/Public/Pu/33PVRleto2003/p4PVRsegmentation.pdf>
37. Xu C., Yezzi A. J., Prince J. L. *On the relationship between parametric and geometric active contours*. In proc. of 34th Asilomar conference on signals, systems, and computers, pp. 483-489. October, 2000.
38. Maculan E. *Ricostruzione di geometrie vascolari 3D da dati clinici: rassegna e confronto di diversi metodi*. Tesi di laurea di primo livello, Politecnico di Milano, AA. 2004 – 2005.
39. Xu C., Yezzi A. Jr., Price J. L. *A Summary of Geometric Level-Set Analogues for a General Class of Parametric Active Contour and Surface Models*. In Proc. of 1st IEEEWorkshop on Variational and Level Set Methods in Computer Vision, pp. 104-111. July, 2001.
40. Kass M., Witkin A., Terzopoulos D. *Snakes: Active contour models*. International Journal of Computer Vision, pp.321-331, 1988.
41. Choen L. D., Choen I. *Finite-elements methods for active contour models and balloons for 2D and 3D images*. IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, Vol.15, No. 11, pp. 1131-1147. November, 1993.
42. Choen L. D. *On active contour models and balloons*. Image understanding, Vol.53, No. 2, pp. 211-218. March, 1991.
43. <http://iacl.ece.jhu.edu/projects/gvf>
44. Xu C., Price J. L. *Gradient vector flow: a new external force for snakes*. IEEE Proc. conf. on computer vision and pattern recognition, pp. 66-71. 1997.
45. Xu C., Price J. L. *Snakes, shapes and gradient vector flow*. IEEE Transactions on image processing, Vol.7, No. 3, pp. 359-369. March, 1998.
46. Libretto tecnico della macchina *Maxiscan QR – DVT 9000*
47. Libretto tecnico della macchina *Viper si2 SLA*
48. Jackson & Thomas. *Cross-Sectional Imaging Made Easy* Churchill Livingstone. Aug, 2004
49. <http://www.freshpatents.com/Compact-structural-ct-detector-moduldt20050324ptan20050061985.php>