



**UNIVERSITÀ DI PISA**

Dipartimento di Patologia Chirurgica, Medica, Molecolare e dell'Area  
Critica

Corso di Laurea Magistrale in Odontoiatria e Protesi Dentaria

Presidente: Prof. Mario Gabriele

**Tesi di Laurea**

**LA TC CONE BEAM IN CHIRURGIA  
ORTOGNATICA: LO STATO DELL'ARTE**

Relatore:

**Chiar.mo Prof. Mario Gabriele**

Candidata:

**Giulia Ferretti**

ANNO ACCADEMICO 2015-2016

## RIASSUNTO

Una percentuale sempre maggiore di persone con malocclusioni severe necessita di essere trattata attraverso interventi di chirurgia ortognatica.

Dal sondaggio Statunitense sulla Salute e Nutrizione (NHANES III)<sup>(1)</sup> il 2.7% della popolazione americana presenta una anomalia dento-facciale che contribuisce ad una malocclusione, la quale richiede un trattamento chirurgico per la sua correzione.

Fino a qualche anno fa gli interventi di chirurgia ortognatica venivano eseguiti esclusivamente in base a studi pre-chirurgici effettuati con esami radiografici bidimensionali quali ortopantomografia e teleradiografia latero-laterale, portandosi dietro di conseguenza tutti gli errori che possono derivare da immagini bidimensionali rispetto ad una struttura tridimensionale.

Il presente lavoro si propone di enfatizzare l'importanza della programmazione virtuale in chirurgia ortognatica mediante l'ausilio della Tomografia Computerizzata a fascio conico (Tc Cone Beam) e analizza gli aspetti tecnici al fine di diagnosticare la malocclusione, impostare l'intervento chirurgico e predire il risultato finale con la maggior precisione possibile e, soprattutto, con le caratteristiche di tridimensionalità introdotte dalla Tc Cone Beam, fino a poco tempo fa sconosciute alla comunità scientifica.

Nuovi sviluppi in questo settore potrebbero portare a sistemi morfometrici 3D completi, comprendenti anche sistemi di misurazione basati in volume; inoltre potrebbero anche portare a informazioni di forma 4D che integra l'evoluzione nel tempo dell'analisi, il tutto per ottenere informazioni sempre più complete e in tempi sostanzialmente minori.

# INDICE

|  |         |
|--|---------|
| <b>RIASSUNTO</b> .....   | Pag. 02 |
| <b>INDICE</b> .....  | 04      |
| <b>INTRODUZIONE</b> .....  | 05      |
| <b>1. LA CHIRURGIA ORTOGNATICA</b> .....                                       | 13      |
| <b>2. L'ORTODONZIA</b> .....   | 16      |
| <b>3. IL TRATTAMENTO CHIRURGICO<br/>(ELEMENTI DI TECNICA CHIRURGICA)</b> ..... | 24      |
| 3.1. Osteotomia mascellare segmentale anteriore.....                           | 25      |
| 3.2. Osteotomia mascellare segmentale posteriore.....                          | 26      |
| 3.3. Osteotomia mascellare totale Le Fort I.....                               | 27      |
| 3.4. Osteotomia mandibolare segmentale anteriore.....                          | 29      |
| 3.5. Osteotomia mandibolare segmentale posteriore.....                         | 30      |
| 3.6. Osteotomia mandibolare del corpo.....                                     | 31      |
| 3.7. Osteotomia del ramo intraorale verticale.....                             | 32      |
| 3.8. Osteotomia del ramo a "C" o ad "L" invertita.....                         | 33      |
| 3.9. Osteotomia del ramo sagittale bilaterale a split.....                     | 35      |
| 3.10 Genioplastica.....  | 36      |
| <b>4. LO STANDARD DICOM</b> .....  | 37      |
| <b>5. LA PROGRAMMAZIONE TC CONE BEAM</b> .....                                 | 45      |
| 5.1. Lo Scan TC.....   | 48      |
| 5.2. L'elaborazione dei dati.....  | 53      |
| 5.2.1. Misurazioni.....  | 59      |
| 5.2.2. Creazione immagini 2D dai files DICOM.....                              | 60      |
| 5.3. Segmentazione.....  | 62      |
| 5.4. Visualizzazione.....  | 65      |
| 5.5. Diagnosi.....   | 67      |
| 5.5.1. Analisi cefalometrica 3D.....   | 67      |
| 5.5.2. Registrazione e sovrapposizione immagini 3D.....                        | 70      |
| 5.5.3. Specchiamento (Mirroring).....  | 74      |
| 5.5.4. La valutazione dentale.....   | 76      |
| 5.5.5. Speciali applicazioni a fini diagnostici.....                           | 77      |
| 5.6. Pianificazione dell'intervento.....                                       | 79      |
| 5.6.1. Osteotomia virtuale e piano chirurgico.....                             | 80      |
| 5.6.2. Simulazione delle variazioni dei tessuti molli.....                     | 82      |
| 5.6.3. Chirurgia guidata.....  | 84      |
| 5.6.4. Registrazione.....  | 86      |
| <b>6. CONCLUSIONI</b> .....  | 89      |
| <b>BIBLIOGRAFIA</b> .....  | 91      |
| <b>RINGRAZIAMENTI</b> .....  | 96      |

## INTRODUZIONE

La presente tesi è stata impostata su un lavoro di revisione della letteratura scientifica basato sulla rivisitazione degli articoli più recenti (1983-2016) con caratteristiche di essere stati pubblicati su riviste ad alto *impact factor* nella nicchia di interesse e sulla base di un alto numero di citazioni in ulteriori lavori di altri Autori, nonché seguendo le linee guida ed i *consensus* di organismi nazionali ed internazionali.

La metodica di Tomografia Computerizzata Cone Beam (fascio conico) ha rivoluzionato la diagnostica radiologica e maxillo-facciale, rendendo disponibili ricostruzioni tridimensionali (3D) delle strutture anatomiche esaminate.

In sostanza si tratta di una Tomografia utilizzata per acquisire dati ed immagini di uno specifico volume del massiccio facciale e del cranio che, grazie a dedicati e potenti software di elaborazione, offre immagini diagnostiche nei tre piani dello spazio e ricostruzioni Volume Rendering (VR) anche dette immagini 3D rese, esponendo nello stesso tempo il paziente a dosi radianti relativamente basse.

Essa rappresenta l'ultima generazione delle macchine per imaging radiologico in campo odontoiatrico e riunisce, oltre ai suoi specifici pregi, quelli di altre metodiche ormai consolidate come la Ortopantomografia (OPT o Panoramica Dentaria) e le radiografie del

cranio in proiezione latero-laterale e postero-anteriore, ad uso cefalometrico, rappresentazioni che sono direttamente realizzabili con i software applicativi.<sup>(2)(3)</sup>

La Tc Cone Beam offre numerosi vantaggi rispetto alla TC tradizionale in ordine di costi ridotti, accuratezza, praticità di esecuzione.

La sorgente di raggi x ruota attorno al massiccio facciale del paziente, mentre un detettore cattura le immagini relative alla sua anatomia, inviandole alla workstation per l'elaborazione.

L'emissione del fascio radiante può essere continua o pulsata: in particolare, quest'ultima consente di ridurre l'esposizione.

Alla fine dell'esame si disporrà di un insieme di molte immagini immagazzinate nel computer: la cosiddetta "ricostruzione primaria".

Questo volume d'informazioni viene elaborato e presentato graficamente sotto forma di immagini anatomiche utili a fini diagnostici: sono sezioni della mandibola o del mascellare rappresentate nei tre piani spaziali, in sagittale, coronale e assiale; è inoltre possibile realizzare visioni d'insieme e rendere l'osso più o meno trasparente per evidenziare strutture al suo interno.

Le differenze tecniche fra Tc spirale e Tc cone beam (Figura 1) consistono sostanzialmente nel fatto che quest'ultima utilizza un fascio radiante conico ed un detettore di ampia area, acquisendo così un ampio volume di immagini in una sola rotazione, mentre la Tc spirale usa un

fascio molto sottile di raggi x che ruota più volte intorno alla testa del paziente e sensibilizza una serie di detettori e nel contempo il corpo del paziente viene fatto avanzare in continuazione.<sup>(4)(5)</sup>

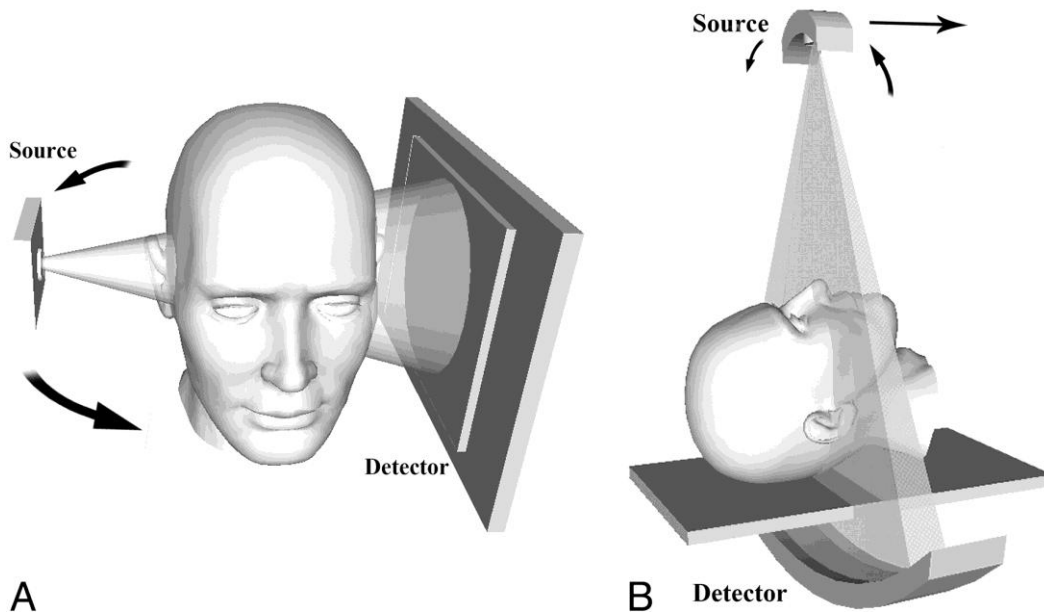


Figura 1 – Differenze fra Tc Cone Beam (A) e Tc spirale

Il FOV (Field of View), cioè l'ampiezza dell'area esposta ai raggi x, nella Tc cone beam è piuttosto piccolo e si limita alla sola area di interesse clinico, contrariamente agli ampi FOV della Tc spirale includenti generalmente almeno tutto il cranio del paziente.<sup>(6)(7)(8)</sup>

Queste differenze di metodologia ci fanno capire che vi sono differenti esposizioni radianti per i pazienti: numerosi studi clinici e sperimentali hanno ormai confermato che con la Tc spirale, in uno studio della

mandibola o del mascellare superiore, l'esposizione al paziente varia dai 200 ai 500 microsieverts, in base alla macchina e tecnica utilizzata; nella Tc cone beam questi valori scendono a 30-100 microsieverts complessivi nel caso di esposizione doppia e simultanea di mandibola e mascellare, inoltre, gli artefatti tecnici dovuti alla presenza di metallo nelle protesi a ponte o negli impianti risultano particolarmente accentuati nella Tc spirale e spesso danneggiano irreparabilmente la qualità dell'esame.

Proprio per le sue caratteristiche intrinseche, questo inconveniente è invece praticamente inesistente utilizzando la Tc cone beam.<sup>(9)(10)</sup>

In conclusione, relativamente alle applicazioni in campo odontoiatrico e maxillo-facciale, la Tc cone beam si dimostra superiore alla Tc spirale per la maggior definizione delle sue immagini, per la minore esposizione alle dosi radianti, perché l'esame è generalmente più breve, con il paziente in posizione più comoda.

In chirurgia orale l'introduzione della TC ha consentito al clinico di disporre di un'analisi radiologica affidabile per la progettazione degli interventi di maggiore difficoltà, quale l'avulsione di elementi dentari inclusi, l'enucleazione di lesioni cistiche, il recupero ortodontico-chirurgico di elementi inclusi o ritenuti.

*I terzi molari* inclusi inferiori contraggono spesso rapporti di contiguità anatomica con il nervo alveolare inferiore e il nervo linguale.

Le manovre di ostectomia, odontotomia, lussazione ed avulsione



necessarie per rimuovere un terzo molare incluso inferiore possono ledere il nervo alveolare inferiore, con conseguenze importanti per la qualità della vita del paziente e per le ripercussioni medico legali che si ripercuotono sull'odontoiatra, oggi sempre di più in aumento.

Le tecniche radiografiche tradizionali, quale l'ortopantomografia, sono spesso insufficienti per progettare l'intervento chirurgico, perché rappresentano un'indagine bidimensionale che peraltro soprattutto nei settori posteriori delle ossa mascellari, forniscono una rappresentazione non in scala 1:1 delle strutture ossee prese in esame.

Lo stesso problema si riscontra per l'avulsione dei terzi molari inclusi superiori, che si trovano spesso in rapporti di vicinanza con il seno mascellare e la fossa pterigo-palatina.

Una manovra sbagliata in questa regione può comportare la migrazione dell'elemento dentario all'interno di queste strutture o creare una comunicazione oro-antrale che, se non correttamente gestita, può portare a situazioni gravi quali la pansinusite.

Ancora più emblematico è il caso delle *lesioni cistiche delle ossa mascellari* di dimensioni maggiori, che seppure dislocano le strutture nobili senza infiltrarle, possono rappresentare per il clinico una vera sfida perché durante l'intervento di enucleazione si può facilmente entrare in contatto con nervi e cavità naso-paranasali.

Nel campo del *recupero ortodontico-chirurgico degli elementi ritenuti o inclusi*, quali i canini superiori, un'indagine tridimensionale permette al chirurgo di individuare la strada più semplice e meno invasiva per raggiungere l'elemento dentario e all'ortodontista di programmare i vettori di forza da applicare per trazionare l'elemento.

Alla luce di questi elementi, oggi diventa impensabile effettuare un intervento di chirurgia orale senza una progettazione eseguita su un'immagine tridimensionale che consenta di visualizzare nei tre piani dello spazio le strutture chirurgiche da aggredire e i rapporti con le strutture anatomiche limitrofe da evitare o proteggere.

Spesso però la figura dell'odontoiatra ha mostrato reticenza a prescrivere al paziente indagini radiologiche di secondo livello, che comportano un alto assorbimento di radiazioni ionizzanti, e ha limitato l'uso di questo esame ai casi strettamente necessari.

La letteratura scientifica riporta casi clinici e studi retrospettivi di complicanze chirurgiche e di lesioni di strutture nobili che non era possibile prevedere da una semplice analisi bidimensionale radiologica.

L'avvento della Tc cone beam ha rappresentato un passo in avanti e ha permesso che l'esame Tc diventasse un esame di routine in chirurgia orale.

In *implantologia* permette di valutare qualità e quantità di osso disponibile e prevedere possibili cause di insuccesso mediante lo studio

anatomico delle strutture da evitare durante l'inserzione delle fixtures.<sup>(11)(12)</sup>

La metodica poi trova indicazione selettiva per la progettazione di interventi chirurgici mediante protocollo “a doppia scansione”.<sup>(13)</sup>

Attraverso questa procedura, l'odontoiatra può effettuare un percorso diagnostico approfondito e programmare il posizionamento di impianti osteointegrati con un software di elaborazione di dati.

Il vantaggio principale è la possibilità di inserimento dei dispositivi implantari mediante chirurgia “flap-less” o a cielo coperto: con l'ausilio di una mascherina chirurgica di guida, realizzata sulla base del progetto digitale, diventa possibile inserire gli impianti nella posizione desiderata senza necessariamente allestire un lembo chirurgico.

Ne conseguono minor dolore postoperatorio, minor edema, assenza di punti di sutura, inserimento preciso dei dispositivi implantari.

Il protocollo prevede una doppia scansione: la prima del cranio del paziente che indossa una dima diagnostica costruita sulla base del progetto protesico finale desiderato e la seconda scansione della dima diagnostica all'esterno della bocca del paziente.

Questo procedimento permette di migliorare il dettaglio dell'immagine radiologica con un'acquisizione del dettaglio dentale più preciso, e consente all'operatore di programmare al computer la posizione degli impianti più consona al progetto protesico.

La sovrapposizione delle due immagini è resa possibile dalla presenza di reperi asimmetrici radiopachi in guttaperca all'interno della dima diagnostica.

Un software dedicato dell'apparecchiatura TC Cone-Beam riconosce i reperi radiopachi e sovrappone le immagini.

In *ortodonzia* consente una migliore programmazione clinica e in campo *oncologico* permette di definire l'estensione dei processi espansivi e la compromissione di strutture anatomiche vitali.

D'altra parte, il campo applicativo della Tc Cone Beam presenta ogni giorno nuove prospettive e indicazioni e rappresenta uno strumento potente e indispensabile per l'odontoiatra ed il chirurgo maxillofacciale.

Lo scopo di questa tesi è appunto quello di enfatizzare l'importanza della programmazione virtuale in chirurgia ortognatica mediante l'ausilio della Tomografia Computerizzata a fascio conico.

# 1. LA CHIRURGIA ORTOGNATICA

La chirurgia ortognatica, o chirurgia dei mascellari, è quella branca della Chirurgia Maxillo-Facciale che permette la correzione di un ampio spettro di deformità o anomalie dello scheletro facciale e dei denti.

In alcune persone la mandibola e il mascellare possono crescere in modo non coordinato.

Normalmente si tende a pensare che la forma e la posizione dei denti, nei casi in cui non sono allineati, possano essere risolti dall'ortodontista, che tuttavia riesce a lavorare sulla posizione dei denti ma non sulla posizione e dimensione delle ossa che sorreggono i denti.

La chirurgia ortognatica quindi interviene sulle ossa della faccia modificando l'estetica del viso e la posizione delle ossa e dei denti.

Gli interventi di chirurgia ortognatica, quindi, permettono di correggere l'occlusione dei denti, di migliorare sensibilmente l'estetica del viso e allo stesso tempo di risolvere i problemi funzionali legati alla masticazione, fonazione e respirazione.

I difetti o problemi che necessitano di un intervento sui mascellari possono essere:

- eccessiva crescita della parte inferiore del viso (mandibola grande o pronunciata, *progenismo*), con presenza di morso inverso (malocclusione

di terza classe);

- scarso sviluppo della mandibola (*ipoplasia mandibolare*), con mento sfuggente e presenza di un ampio spazio tra gli incisivi superiori ed inferiori (malocclusione di seconda classe);

- *asimmetrie* dento-facciali più o meno gravi, con deviazione della mandibola e/o del mento e/o del mascellare superiore;

- alterazioni dell'occlusione che non possono essere corrette solo con il trattamento ortodontico, come *morso profondo* (i denti superiori coprono eccessivamente i denti inferiori) e *morso aperto* (presenza di spazio tra gli incisivi superiori ed inferiori, con contatto solo a livello dei molari).

Necessitano quindi di questi interventi coloro che non hanno una occlusione e una forma del viso armonica e soddisfacente.

Tutti questi interventi vengono eseguiti per via endorale, cioè senza cicatrici esterne sul viso, e non comportano quasi mai il bloccaggio intermascellare rigido (cioè l'immobilizzazione con fili metallici delle arcate dentarie tra loro); le moderne tecniche chirurgiche di fissazione consentono una rapida ripresa funzionale.

I risultati definitivi della chirurgia dei mascellari hanno effetti positivi e importanti su molti aspetti, estetici e funzionali e sulla qualità di vita del paziente.

E' indispensabile una stretta collaborazione tra ortodontista e chirurgo

maxillo-facciale, in quanto è sempre necessario un trattamento ortodontico pre-operatorio, che può durare, a seconda dei casi, da uno a due anni.

Altri pilastri indispensabili per la chirurgia ortognatica sono una appropriata analisi facciale, l'imaging e la tecnica chirurgica.

I metodi convenzionali di pianificazione in chirurgia ortognatica dipendevano da immagini in due dimensioni (2D), tra cui fotografie digitali, ortopantomografia e teleradiografia latero-laterale del cranio, al fine di determinare discrepanze e deformità cranio-facciali.

Questi esami fornivano solo una limitata comprensione dei complessi difetti tridimensionali, ed erano insufficienti per la pianificazione di opportune correzioni: i problemi derivavano principalmente da una posizione errata della testa del paziente durante l'acquisizione dei raggi X, o dalla sovrapposizione di strutture anatomiche o da un differenziale ingrandimento di strutture bilaterali, con conseguente distorsione dell'immagine e aumento del rischio di errore.<sup>(14)(15)(16)</sup>

La Tc cone beam elimina le ambiguità che possono verificarsi con immagini 3D.<sup>(17)(18)</sup>

## 2. L'ORTODONZIA

La chirurgia ortognatica necessita della collaborazione dell'ortodontista fondamentale al fine di creare due arcate dentali con potenzialità di combaciare perfettamente dopo opportuna chirurgia.

Il trattamento combinato ortodontico e chirurgico di solito richiede circa 18-24 mesi per essere completato.

Esso può essere diviso in quattro fasi:

- *PIANIFICAZIONE DEL TRATTAMENTO*
- *ORTODONZIA PRE-CHIRURGICA*
- *TRATTAMENTO CHIRURGICO*
- *ORTODONZIA POST-CHIRURGICA*

La maggior parte delle volte il trattamento di chirurgia ortognatica coinvolge pazienti a fine crescita ma nei casi con presenza di residua crescita (e questo può essere risultante da una attenta analisi auxologica supportata da radiografie) si deve prendere in considerazione il fatto di una terapia ortopedica con apparecchiature funzionali al fine almeno di sfruttare il residuo di crescita a favore di una riduzione delle discrepanze mascellari scheletriche.



La valutazione e la quantificazione di queste ultime, in tutti i casi, rappresenta la base di *PIANIFICAZIONE DEL TRATTAMENTO*, che viene approvato in comune fra ortodontista e chirurgo; uno degli aspetti più salienti da esaminare è se è richiesto l'intervento chirurgico nella mandibola, nel mascellare o su entrambi e se la mandibola è da conservare in un sol pezzo o essere segmentata.

L'*ORTODONZIA PRE-CHIRURGICA* presenta delle diversità dalla correzione ortodontica: essa consta dell'*allineamento dentale*, *decompensazione degli incisivi e coordinamento della arcate* allo scopo di ottenere la massima intercuspidação quando le mascelle vengono chirurgicamente allineate.

In generale, queste correzioni peggiorano la malocclusione ma mostrano la vera portata del problema scheletrico permettendo così una correzione ottimale in chirurgia.

L'*allineamento dentale* consiste nella risoluzione di affollamento (con o senza estrazioni), disallineamenti, rotazioni dentarie ecc.

La *decompensazione* è dovuta dal fatto che la maggior parte delle discrepanze scheletriche è accompagnata da una più o meno accentuata compensazione dento-alveolare al fine di mantenere nel miglior modo possibile le relazioni inter-arcate.

Ad esempio nelle seconde classi scheletriche gli incisivi superiori lingualizzano per compensare il prognatismo mascellare e gli inferiori

vestibolarizzano per il retrognatismo mandibolare; meccanismo contrario nelle terze classi.

Negli open bite scheletrici gli anteriori estrudono, essendo i diatorici intrusi; meccanismo contrario nei deep.

Contrariamente a quanto succede nel camouflage dentale in ortodonzia, in preparazione per la chirurgia ortognatica, è necessario rimuovere eventuali compensazioni dentali presenti per inserire i denti in una posizione favorevole nel loro osso di sostegno; questa decompensazione è essenziale per consentire al chirurgo di effettuare una notevole quantità di correzione chirurgica.

Altrimenti si limiterà la correzione chirurgica, portando a compromessi in estetica del viso e nella occlusione.

Essa può coinvolgere estrazioni specifiche, esigenze di ancoraggio, o l'uso di elastici di II / III classe.

In sostanza la decompensazione accentua la deformità del paziente, ma è necessaria per il conseguimento dei normali rapporti occlusali quando le ossa dello scheletro sono correttamente posizionate dopo un intervento chirurgico.

Il *coordinamento delle arcate* si riferisce a coordinare le larghezze delle arcate dentali affinché ci sia un normale rapporto trasversale seguente i movimenti sagittali della mandibola.

Il coordinamento comporta spesso espansione o contrazione delle arcate, livellamento del piano oclusale ed allineamento ortodontico.

Queste fasi ortodontiche devono essere effettuate prima della procedura chirurgica per fornire corretta intercuspiazione oclusale post-operatoria.

Un coordinamento difettoso delle arcate, in particolare nel piano trasversale o verticale, limiterà o destabilizzerà movimenti della mandibola, al momento della chirurgia e comprometterà la stabilità post-chirurgica.

In ortodonzia pre-chirurgica i problemi possono presentarsi in senso

- *TRASVERSALE*
- *VERTICALE*
- *SAGITTALE*

Sul piano *TRASVERSALE* le discrepanze devono essere considerate se sono dentali o scheletriche.

Discrepanze dentali (di solito mascellari in senso deficitario) dei denti posteriori in arcata devono essere corrette mediante “tipping” mentre se ci troviamo di fronte a discrepanze scheletriche la correzione comprende movimento corporeo dei denti posteriori.

Se i denti posteriori sono inclinati lingualmente necessita correzione mediante espansore mascellare.

Se le discrepanze sono ampie si dovrebbe procedere alla osteotomia segmentale.

Le *discrepanze mascellari assolute* (quelle che creano cross-bite) vanno affrontate con espansione mascellare chirurgicamente assistita.

Sul piano *VERTICALE* si possono avere *open-bite* o *deep-bite*.

Il trattamento del morso aperto anteriore (*anterior open bite*) è sempre stato una grande sfida in ortodonzia: l'estrusione dei denti anteriori e la chirurgia ortognatica sono tra le possibili opzioni per il trattamento del morso aperto in pazienti adulti, tuttavia, l'estrusione dentale del morso aperto scheletrico risulta instabile nel lungo periodo, inoltre, può anche creare un'eccessiva esposizione di gengiva (*gummy smile*).

Risultati antiestetici e mancanza di stabilità della correzione dentale rendono il trattamento di chirurgia la scelta per i casi scheletrici di morso aperto.

Una delle considerazioni principali per il trattamento di questi pazienti è la scelta tra osteotomia del mascellare totale o segmentata .

La decisione pro o contro la segmentazione è fatta sulle linee base della deformità scheletrica del paziente.

Questi pazienti hanno generalmente una curva di Spee eccessiva nel mascellare superiore che è indice di problema scheletrico piuttosto che dentale.

La gravità della curva di Spee indica la necessità di una osteotomia segmentale.

In altre parole, più severa la curva di Spee, più evidente la necessità di osteotomia segmentale.

Quando si affronta una osteotomia segmentale, il ruolo dell'ortodontista è quello di allineare all'interno dei segmenti, ma non tra i siti di osteotomia ed anche quello di assicurarsi che ci sia spazio sufficiente tra le radici dei denti interessati per consentire la osteotomia interdentale.

Comunque sia, nella fase di livellamento e coordinamento delle arcate, va evitata la chiusura pre-chirurgica del morso aperto anteriore mediante estrusione dei denti anteriori e/o intrusione dei posteriori.

Nei casi *deep bite*, vi è quasi sempre una curva di Spee eccessiva nell'arcata inferiore e occasionalmente una curva inversa nell'arcata superiore.

In questi casi, la curva di Spee è livellata intrudendo gli incisivi e/o estrudendo i denti posteriori: la decisione dipende dalla altezza facciale iniziale dei pazienti.

Come regola generale, più ridotta è l'altezza faccia, maggiore è la necessità per l'estrusione.

Sul piano *SAGITTALE* si possono avere *II classi* o *III classi*.

La decompensazione ortodontica di una malocclusione scheletrica di II classe si manifesta proclinando gli incisivi superiori retroclinati e retroinclinando gli incisivi inferiori proclinati per cui aumenterà la quantità di overjet che permette al chirurgo di effettuare il massimo avanzamento mandibolare e successivamente stabilire un rapporto di I classe canina dopo l'intervento chirurgico.

Nei casi affollati, l'estrazione dei secondi premolari superiori e dei primi premolari inferiori rappresenta un piano ortodontico comune nella preparazione di una correzione chirurgica.

L'estrazione di secondi premolari superiori previene una ulteriore retroclinazione degli incisivi superiori e l'estrazione dei primi premolari inferiori facilita l'uprighting degli incisivi inferiori e successivamente stabilisce abbastanza overjet per un intervento chirurgico.

Ovviamente lo spazio di estrazione deve essere chiuso prima dell'intervento chirurgico; stesse problematiche si ritrovano, inverse, nelle III classi.

Dopo circa quattro-sei settimane dall'intervento il paziente deve tornare dall'ortodontista per iniziare il trattamento di *ORTODONZIA POST-CHIRURGICA*.

Questa breve fase di trattamento ortodontico postoperatorio occorre per finalizzare e rifinire l'occlusione al fine di migliorare la stabilità della chirurgia.

Richiede solitamente circa sei mesi e può comportare l'uso di elastici intermascellari.

In genere una buona ortodonzia pre-chirurgica ed una precisa chirurgia dei mascellari minimizza i tempi della ortodonzia post-chirurgica.

Dopo lo sbandaggio delle arcate segue un periodo di contenzione con apparecchiature mobili.<sup>(19)(20)(21)</sup>

### 3. IL TRATTAMENTO CHIRURGICO (ELEMENTI DI TECNICA)

La chirurgia ortognatica si esplica attraverso una varietà di osteotomie sia nel mascellare che nella mandibola.<sup>(14)(22)</sup>

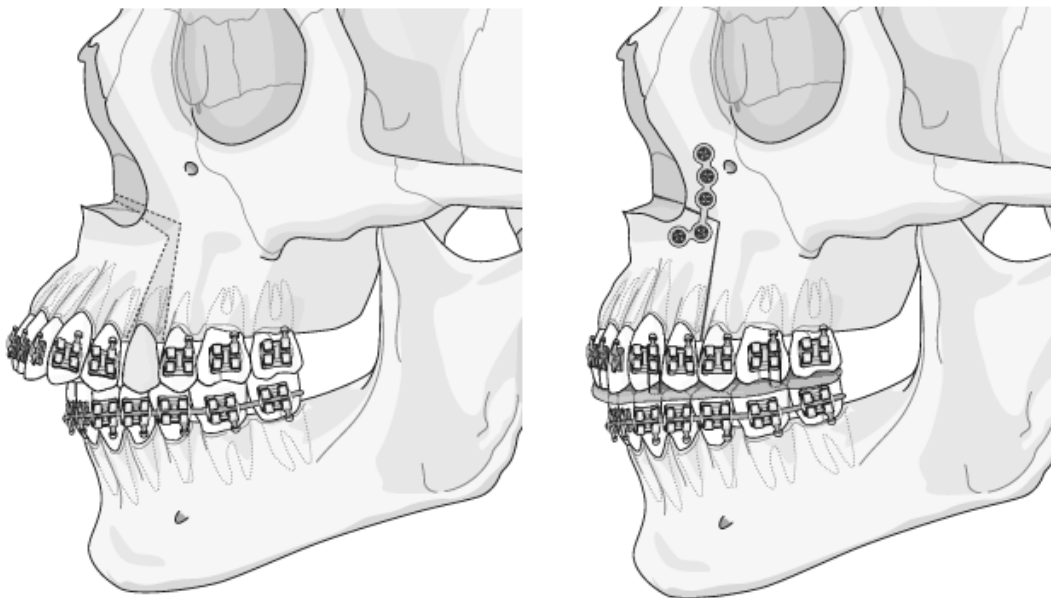
|                               |                        |   |
|-------------------------------|------------------------|---|
| <i>OSTEOTOMIE MASCELLARI</i>  | - <i>SEGMENTALE</i>    | - <i>ANTERIORE (SUBAPICALE)</i><br>- <i>POSTERIORE (SUBAPICALE)</i>   |
|                               | - <i>TOTALE</i>        | - <i>LE FORT I</i>  |
| <i>OSTEOTOMIE MANDIBOLARI</i> | - <i>SEGMENTALE</i>    | - <i>ANTERIORE (SUBAPICALE)</i><br>- <i>POSTERIORE (SUBAPICALE)</i>   |
|                               | - <i>DEL CORPO</i>     |   |
|                               | - <i>DEL RAMO</i>      | - <i>INTRAORALE VERTICALE</i><br>- <i>A "C" O AD "L" INVERTITA</i><br>- <i>BILATERALE SAGITTALE A SPLIT</i> |
|                               | - <i>DELLA SINFISI</i> | - <i>GENIOPLASTICA</i>  |



### 3.1 OSTEOTOMIA MASCELLARE SEGMENTALE ANTERIORE

Procedura chirurgica semplificata per la correzione della protrusione della pre-maxilla o nel caso di riposizionamento superiore del blocco osseo chirurgico nei casi di "gummy smile".

Nella variante più semplice (tecnica di Wassmund)<sup>Fig. 2</sup> presenta una incisione bilaterale verticale dal canino su fino alla apertura nasale dal solco buccale e il flap palatale viene tunnellizzato per rendere il segmento mobile che poi viene riposizionato sulla base di un bite (derivante dal piano diagnostico operativo) dopo estrazione dei primi premolari.



OSTEOTOMIA MASCELLARE SEGMENTALE ANTERIORE

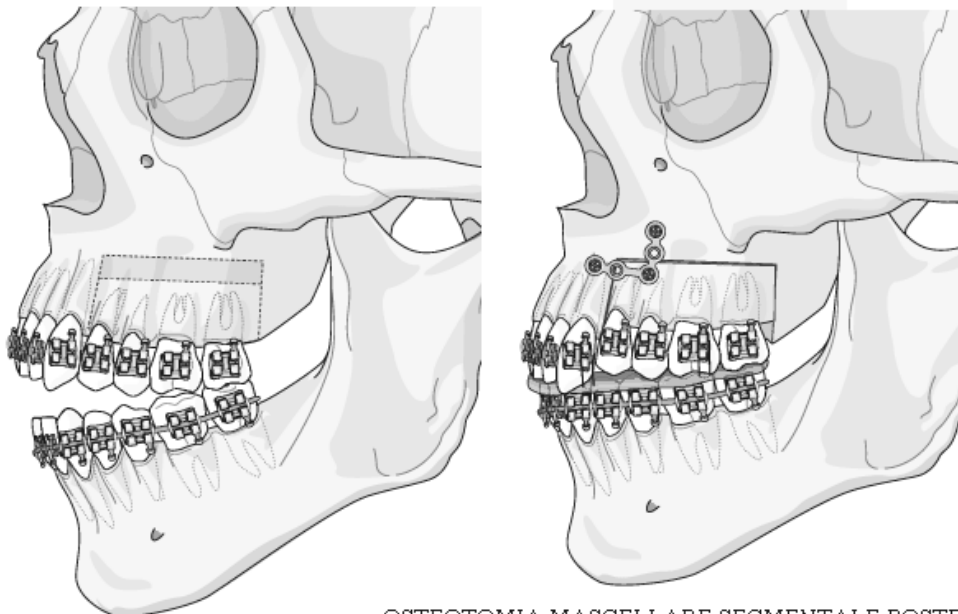
Figura 2

### 3.2 OSTEOTOMIA MASCELLARE SEGMENTALE POSTERIORE

Procedura chirurgica semplificata per la correzione della iperplasia delle zone latero-posteriori della mascella, spesso associate ad open-bite scheletrico e dentale, od anche in casi di deficit trasverso monolaterale con riposizionamento esterno del blocco osteodentale.

La tecnica più usata, quella dell'ideatore Schuckardt<sup>Fig.3</sup>, prevede una osteotomia orizzontale 5 mm sopra gli apici dentali, una osteotomia verticale negli eventuali spazi interdentali larghi o nello spazio di eventuale estrazione ed una osteotomia verticale posteriore alla giunzione pterigomascellare. Anche in questo caso il segmento mobilizzato viene riposizionato sulla base di un bite.

Figura 3



### 3.3 *OSTEOTOMIA MASCELLARE TOTALE (LE FORT I)*

Nonostante le numerosissime tecniche di chirurgia maxillo-facciale ortognatica, la più nota e usata in tutto il mondo è quella relativa alla prima tipologia riguardo alla classificazione delle fratture del fisico francese Renè Le Fort nel 1901 ed è conosciuta come Le Fort I.

La spinta all'uso routinario a questa osteotomia è stata indubbiamente data dal celebre chirurgo zurighese Obwegeser che ha anche cambiato il modo di approccio alla chirurgia ortognatica che precedentemente era quasi esclusivamente mandibolare ma con scarsi risultati estetici ed oggi invece prevede spesso la "two jaws surgery" con mobilizzazione contemporanea di mascellare superiore ed inferiore.

L'osteotomia di Le Fort I è comunemente usata perché, permettendo il movimento in tre piani, è versatile nel trattamento sia di deformità di classe II che di III o anche per deformità sul piano trasverso o verticale.

L'osteotomia viene iniziata con seghetto alternativo dal contrafforte mascellare laterale e diretta verso il bordo piriforme omolaterale.

La stessa osteotomia viene eseguita sul lato controlaterale.

Un sottile osteotomo viene quindi utilizzato per completare le osteotomie posteriori dei contrafforti mascellari laterale e mediale.

Un osteotomo a forma di U è usato per separare il setto nasale dalla mascella.

La parete del mascellare posteriore è poi anch'essa fratturata con un osteotomo.

Infine, la giunzione pterigomascellare deve essere separata con osteotomo curvo.

Una volta che le osteotomie sono completate<sup>Fig.4</sup>, viene eseguita la downfracture che determina la mobilizzazione del blocco; esso viene riposizionato in base alla pianificazione preoperatoria.

Se si dispone di splint la posizione del mascellare viene adeguata a questo, ricordando che esso dovrebbe essere fatto con i condili mandibolari correttamente posizionati nella loro fossa, in modo da non creare un disordine temporo-mandibolare.

Una volta nella posizione corretta, il mascellare superiore deve essere fissato con lastre di titanio e viti.

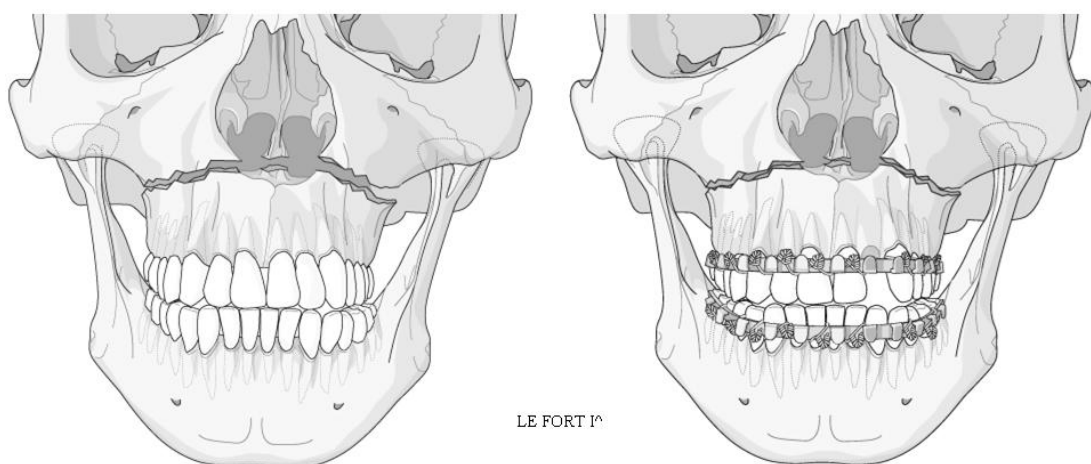


Figura 4

### 3.4 OSTEOTOMIA MANDIBOLARE SEGMENTALE ANTERIORE (SUB APICALE)

Procedura chirurgica semplificata utile a riposizionare il processo alveolare mandibolare anteriore.

L'osteotomia viene in genere eseguita da un approccio nel solco vestibolare anteriore. <sup>Fig.5</sup>

Può essere usato per posizionare l'elemento alveolare mandibolare anteriore in quasi ogni dimensione, ma è particolarmente indicato per i movimenti verticali o di tiltaggio.

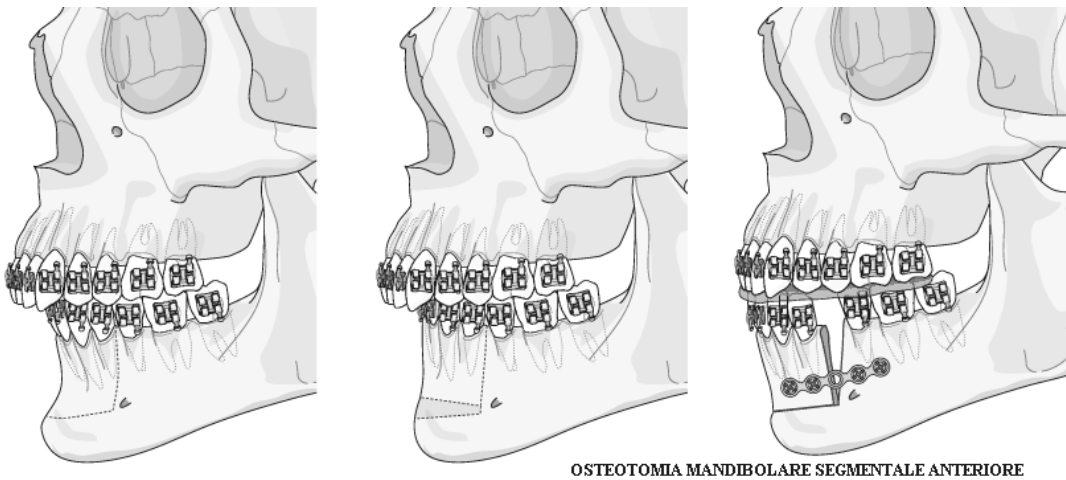
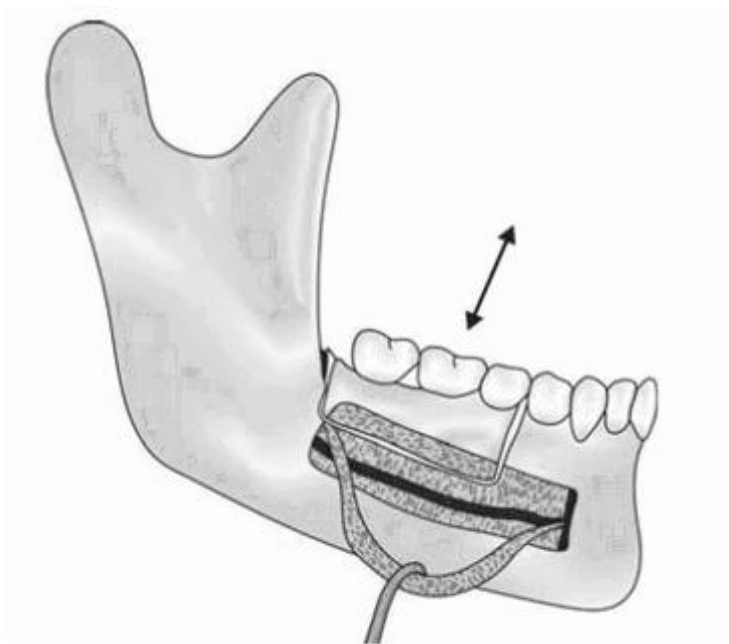


Figura 5

### 3.5 OSTEOTOMIA MANDIBOLARE SEGMENTALE POSTERIORE (SUBAPICALE)

Procedura chirurgica semplificata per la correzione della iperplasia delle zone latero-posteriori della mascella, spesso associate ad open-bite scheletrico e dentale, od anche in casi di cross-bite monolaterale con riposizionamento esterno del blocco osteodentale.

Le incisioni sono una orizzontale e due di scarico verticale; molto importante spostare il fascio vascolo-nervoso.<sup>Fig.6</sup>



**Osteotomia mandibolare segmentale posteriore**

Figura 6

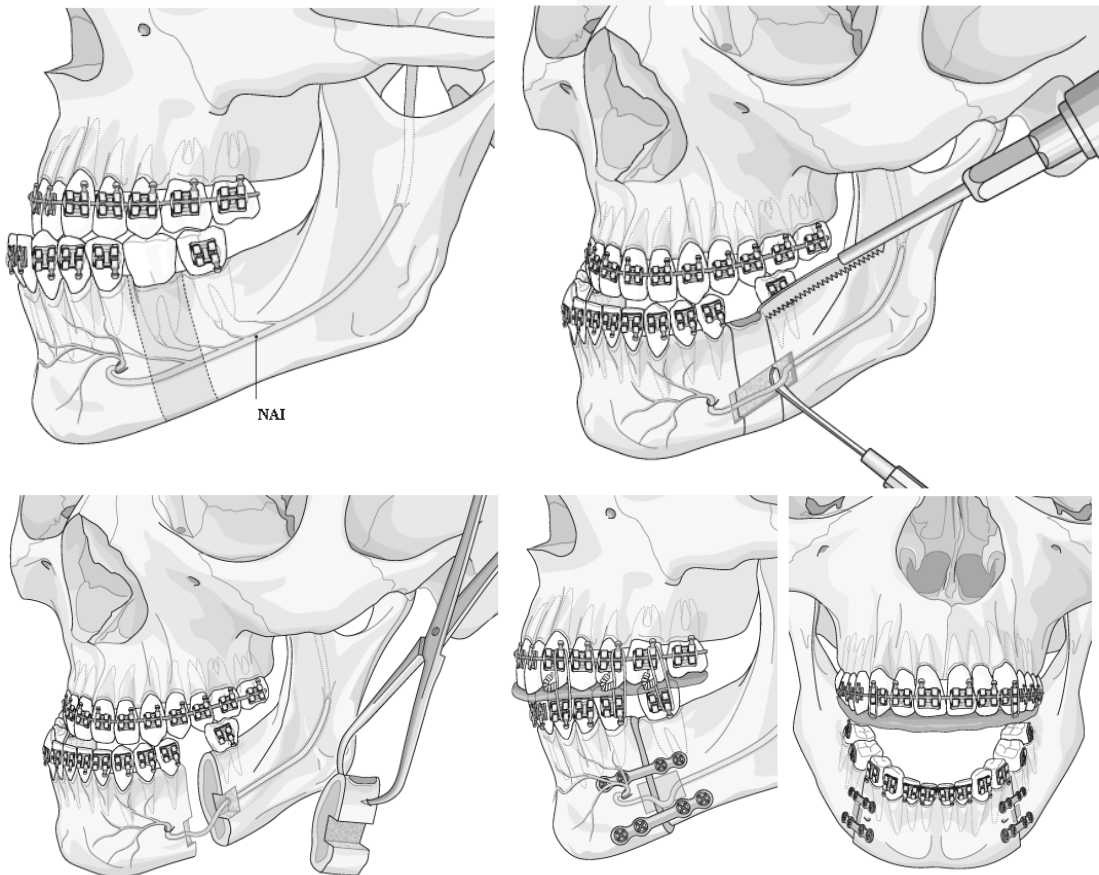
### 3.6 OSTEOTOMIA MANDIBOLARE DEL CORPO

L'osteotomia del corpo mandibolare (body osteotomy) è una resezione segmentale di una sezione definita del corpo mandibolare.<sup>Fig.7</sup>

Il nervo alveolare inferiore attraversa tipicamente il sito di osteotomia quindi, per evitare danni esso deve essere liberato e mobilizzato dal canale alveolare inferiore prima dell'esecuzione dell'osteotomia.

Essa può essere usata solo per ridurre la lunghezza del corpo mandibolare, tipica delle terze classi scheletriche da ipersviluppo, e mediante estrazione dell'eventuale dente interessato dalla osteotomia.

Figura 7 (Osteotomia del corpo mandibolare)



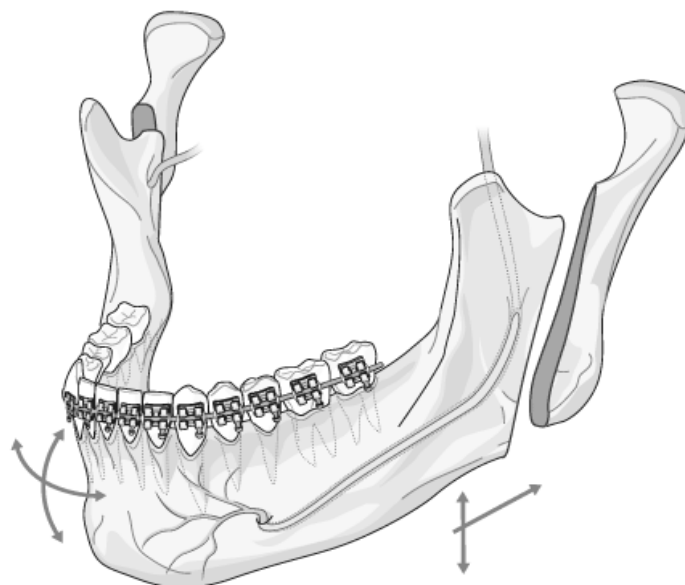
### 3.7 OSTEOTOMIA DEL RAMO INTRAORALE VERTICALE

Procedura chirurgica eseguita con taglio a pieno spessore del ramo mandibolare, che, se bilaterale, divide la mandibola in due segmenti: uno, piccolo, condilare e un grande segmento costituito dal ramo anteriore e il corpo mandibolare compresi i denti e il mento.<sup>Fig.8</sup>

Il taglio avviene posteriormente al canale alveolare inferiore per cui il rischio di lesioni del nervo alveolare inferiore è notevolmente ridotto.

Questa procedura può essere impiegata per riposizionamenti posteriori, rotazioni mandibolari, accorciamento del ramo posteriore, ma non può essere utilizzata per l'allungamento del ramo e della mandibola.

La direzione del taglio osseo va dalla incisura sigmoidea al bordo inferiore della mandibola appena posteriore al canale alveolare inferiore.



OSTEOTOMIA MANDIBOLARE DEL RAMO INTRAORALE VERTICALE

Figura 8



### 3.8 OSTEOTOMIA DEL RAMO a "C" o ad "L" INVERTITA

Le osteotomie a "C" o ad "L" invertita sono osteotomie a pieno spessore del ramo mandibolare, che, se eseguite bilateralmente, dividono la mandibola in due segmenti che contengono il condilo, bordo posteriore e processo coronoideo e un ampio segmento costituito dal corpo mandibolare compresi i denti ed il mento.

Il taglio viene eseguito posteriormente e superiormente al canale alveolare inferiore.

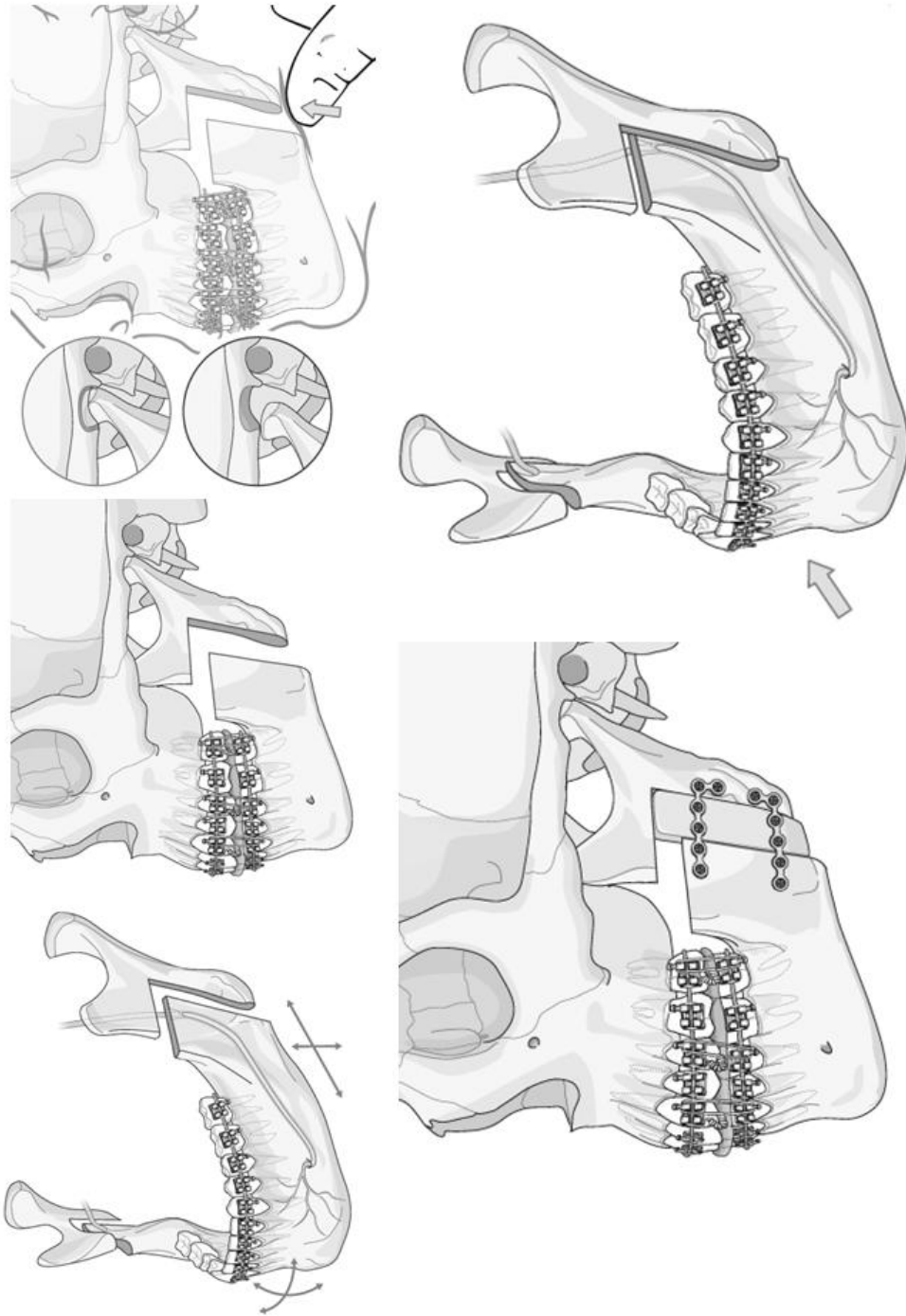
L'osteotomia è di solito eseguita con un approccio sottomandibolare, soprattutto per i movimenti difficili e quelli che richiedono innesto osseo (malformazioni cranio-facciali asimmetrici, come microsomia emifacciale).

In alternativa, la procedura può essere eseguita anche utilizzando un approccio transorale per alcuni semplici movimenti.

Questa è una procedura che può essere impiegata per riposizionamento posteriore, rotazioni mandibolari, accorciamento, allungamento del ramo e grandi avanzamenti mandibolari (con innesto osseo).

Uno splint eseguito in corso di planning chirurgico è necessario e in questi grandi interventi bisogna fare attenzione a mantenere la normale relazione fossa-condilo. <sup>Fig.9</sup>

Figura 9



OSTECTOMIA DEL RAMO AD "L" INVERTITA

### 3.9 OSTEOTOMIA DEL RAMO SAGITTALE BILATERALE A SPLIT

L'osteotomia Obwegeser / Dal Pont è una osteotomia sagittale bilaterale frazionata della mandibola che può estendersi al ramo, all'angolo e perfino nel corpo posteriore.

Divide la mandibola in due segmenti più piccoli, posteriori, portanti il condilo e un grande segmento costituito dal corpo mandibolare compresi i denti e il mento.

Il taglio sagittale ed esteso tende ad aumentare le zone di contatto tra i segmenti e quindi a migliore rivascolarizzazione ed osteogenesi.<sup>Fig.10</sup>

Tuttavia, può essere associato ad un alto rischio di danni iatrogeni alle strutture nervose attraverso la procedura di splitting.

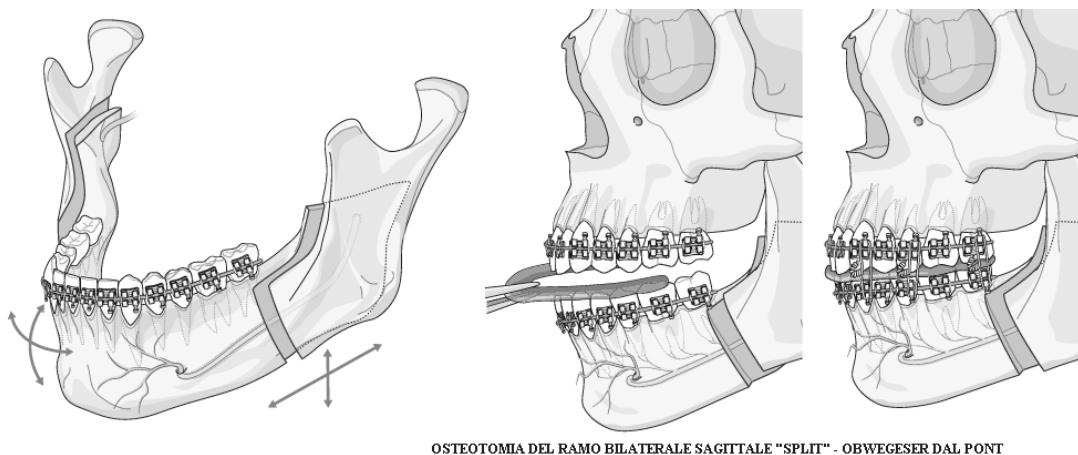


Figura 10

### 3.10 GENIOPLASTICA

Procedura chirurgica di confine tra chirurgia estetica e ortognatica.

Può essere eseguita con impianti o mediante osteotomia. Fig.11

Quest'ultima permette maggiore controllo tridimensionale (eccessi o difetti sagittali e verticali e nello stesso tempo asimmetrie del mento come succede nelle emisomie facciali).

Spesso è compresa nel planning chirurgico ortognatico.

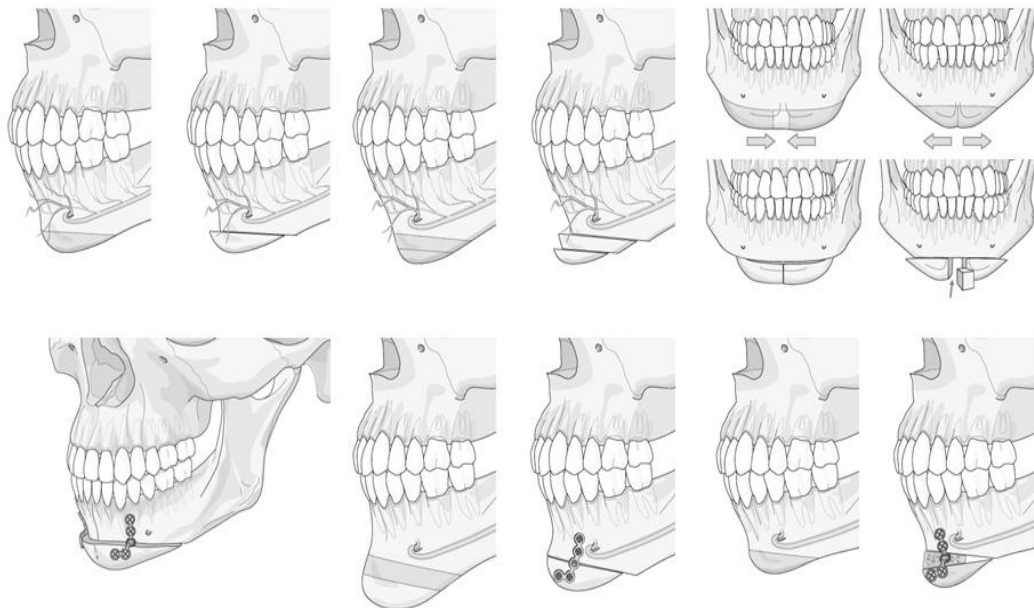


Figura 11. Genioplastica

## 4. LO STANDARD DICOM <sup>(23)(24)(25)(26)(27)</sup>

Il formato DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine) è uno standard (cioè un insieme di regole) per la trasmissione tra apparecchiature diverse (macchine per acquisizione, computer, stampanti, archivi digitali, etc.) di dati digitali come immagini biomediche e di informazioni medico-sanitarie, mediante la definizione di un protocollo di comunicazione e facendo uso di tecnologie e protocolli di rete standard (Ethernet, TCP/IP).

I file DICOM possono essere scambiati tra due entità che possiedono la capacità di ricevere l'informazione (immagini e dati del paziente) nel formato DICOM.

Il formato DICOM è pubblico, nel senso che la definizione dello standard è accessibile a tutti.

Si rivela estremamente vantaggioso, consentendo di immagazzinare, elaborare e scambiare immagini digitali in modo efficiente tra dispositivi diversi e prodotti da diverse aziende.

Il progetto originario venne sviluppato da due associazioni statunitensi: The American College of Radiology (ACR), responsabile dello sviluppo tecnico-medico del sistema, e il National Electrical Manufacturers Association (NEMA), un consorzio di produttori responsabile tra l'altro degli aspetti inerenti ad eventuali violazioni di brevetti e normative.

A livello internazionale in Europa, il comitato di standardizzazione ha recepito il formato DICOM in MEDICOM, così come la JIRA (Japan Industries Association of Radiological Systems) ne ha approvato lo sviluppo.

Nel 1985 venne ufficializzata la versione 1.0 dello standard ACR-NEMA a cui seguì nel 1988 la versione 2.0: si trattava di un primitivo standard in cui era definito il formato dei file contenenti le immagini e lo standard fisico e di protocollo per l'interconnessione punto-punto delle varie apparecchiature.

Le implementazioni tuttavia furono piuttosto limitate, soprattutto a causa del mezzo fisico di connessione realizzato con tecnologie già per l'epoca obsolete.

Nel 1993 lo standard ACR-NEMA si trasformò radicalmente nella versione 3.0 nella quale, mantenendo sostanzialmente immutate le specifiche inerenti il formato delle immagini, furono aggiunti numerosi servizi ed implementati i protocolli di rete TCP/IP e OSI: il nuovo standard venne identificato con il termine DICOM, e proprio l'integrazione nelle specifiche del protocollo di rete TCP/IP, ormai largamente diffuso, ne decretò un successo ed una popolarità sempre crescenti.

I *servizi di rete* DICOM sono basati sul concetto di client/server.

Nel caso che due applicazioni DICOM vogliono scambiare una o più

informazioni è necessario stabilire una connessione e un accordo sui seguenti parametri

- chi è il client chi è il server
- quali servizi DICOM devono essere usati
- in quale formato i dati sono trasmessi (es. compressi o non compressi)

Solo se entrambe le applicazioni sono d'accordo su questo insieme di parametri la connessione può avvenire.

In aggiunta al più fondamentale servizio DICOM, relativo alla trasmissione di immagini (o in terminologia DICOM: "Storage Service Class"), sono disponibili un certo numero di servizi avanzati, ad esempio:

- Il servizio di archiviazione immagini ("*Query/Retrieve Service Class*") permette di ricercare immagini in un archivio PACS secondo certi criteri (paziente, data e ora di acquisizione dell'immagine, apparecchiatura, ecc.) e di scaricare selettivamente le immagini da questo archivio.
- Il servizio DICOM di stampa ("*Print Management Service Class*") permette di accedere alle stampanti collegate in rete, così che diverse apparecchiature e workstation possono condividere una stampante.
- Il servizio DICOM modality *worklist* permette di scaricare

automaticamente delle worklist aggiornate, comprensive di dati demografici dei pazienti, dai sistemi informativi di tipo HIS/RIS verso l'apparecchiatura (modality) client. In pratica consente di ottenere i dettagli dei pazienti e la worklist degli esami, evitando di dover digitare manualmente tali informazioni (con i conseguenti errori causati dalla digitazione).

Un file DICOM nella sua essenza può essere visto come un contenitore, questo standard non introduce nessun nuovo formato per le immagini (come i tipi jpeg, gif ecc.); i dati contenuti non rappresentano solamente i pixel e i colori dell'immagine, ma anche un'insieme strutturato di dati che descrivono tutto il procedimento che ha portato alla costruzione dell'immagine stessa.

Sostanzialmente un file DICOM<sup>Fig.12</sup> consiste quindi di un'intestazione (*header*) costituita da un insieme di attributi contenenti informazioni di varia natura e da un corpo dati atto a contenere una o più immagini.

I dati immagine possono essere anche compressi attraverso una ampia varietà di algoritmi standard di compressione immagini, tra i quali JPEG, LZW and Run-length encoding (RLE).

L'insieme di attributi che formano l'intestazione possono venire raggruppati in base alla relazione che esiste tra di loro e vanno a formare quell'entità conosciuta come oggetto informativo (*Information Object*



*Modules*), quindi ciascun gruppo può essere identificato come l'astrazione di un'entità reale, quali ad esempio possono essere: Paziente, Studio, Serie e Immagine.

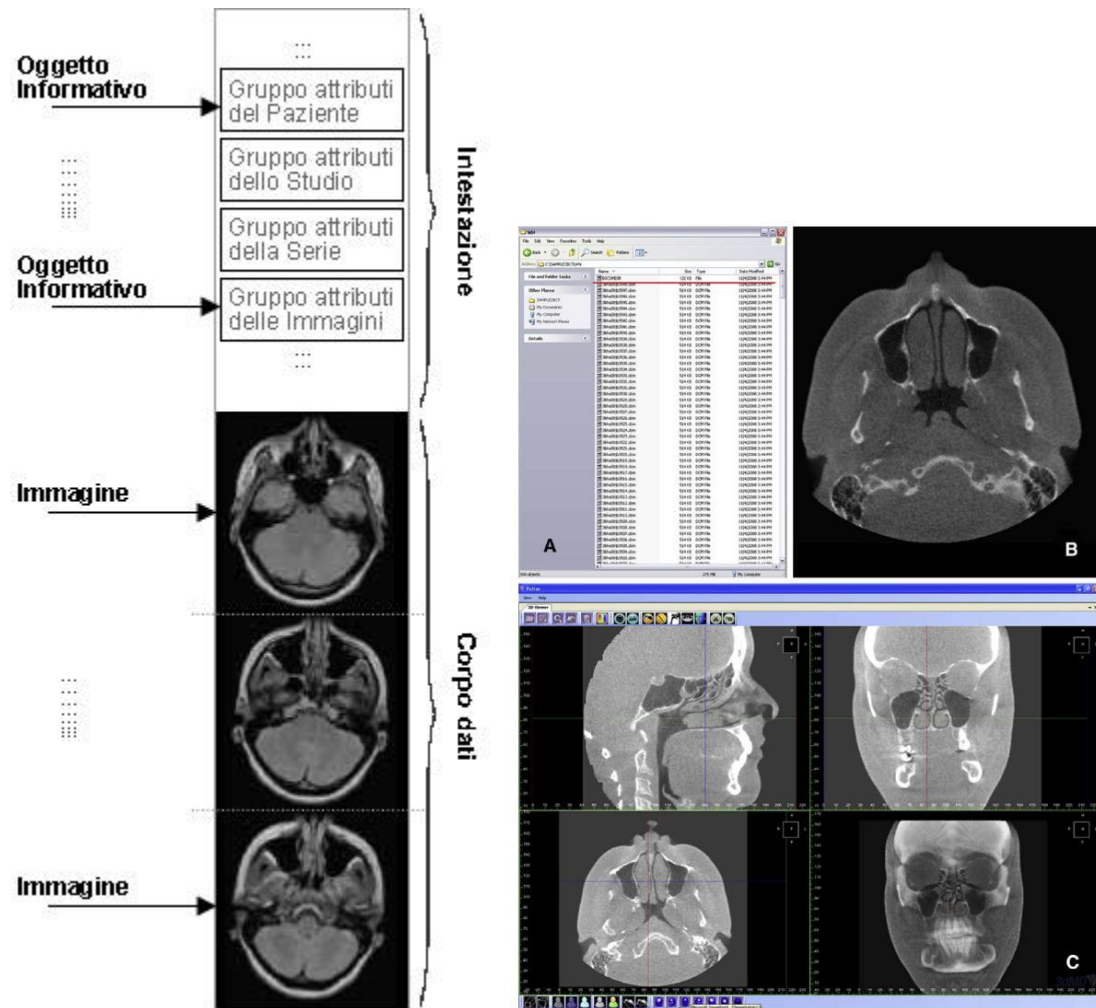


Figura 12. Esempio di strutturazione di file DICOM

Nel primo gruppo di attributi sono presenti informazioni tipo l'anagrafica del paziente (nome, ID, data di nascita, sesso, ecc.) sottoposto a indagine medica; nel secondo gruppo sono presenti le caratteristiche delle diverse metodiche di analisi (modalities) costituenti

lo studio diagnostico (data, ora, medico referente, ecc.); nel terzo gruppo, definito serie, vengono raccolti i dati che descrivono le collezioni di immagini provenienti da ogni modalità diagnostica con i relativi parametri di acquisizione (numero della serie, tipo di modalità, ecc.); infine il quarto e ultimo gruppo è quello che contiene gli attributi descrittivi delle immagini come la dimensione della matrice, la profondità del pixel, l'interpretazione fotometrica ecc.

Naturalmente questi non sono i soli gruppi presenti, ma sicuramente quelli fondamentali per una semplice introduzione.

Come detto lo standard DICOM principalmente si differisce da altri formati per i dati in quanto permette di codificare le informazioni in un insieme di attributi (data set) rappresentanti un'istanza di un oggetto informativo.

Quindi gli attributi possono essere visti come i mattoni fondamentali di un file DICOM; strutturalmente un attributo è formato da un insieme di campi:

- il **nome** univoco;
- un **tag** (etichetta) univoco;
- una **descrizione** semantica;
- una **rappresentazione del valore** (Value Representation);
- una **molteplicità del valore** (Value Multiplicity).

Il campo *nome* ha una pura funzionalità mnemonica e serve all'essere umano per identificare più facilmente l'attributo.

Il campo *tag* serve sempre per identificare l'attributo, ma essendo costituito da due numeri interi risulta più facile da trattare da parte dei sistemi informativi; questi due numeri vengono chiamati numero di gruppo (*group number*) e numero di elemento (*element number*); vengono rappresentati canonicamente da due numeri esadecimali a quattro cifre separati da virgola e racchiusi tra parentesi tonde, es. la coppia (0010,0020) identifica l'ID Paziente.

La *descrizione*, come è facile intuire, fornisce attraverso una frase il significato dell'attributo.

Il campo *rappresentazione del valore* (costituito da una stringa di due caratteri) specifica il tipo di dato e il formato del valore rappresentato nell'attributo.

Il campo *molteplicità del valore* indica il numero di valori contenuti nell'attributo, può indicare anche una quantità variabile, ad esempio "1-10" indica che nell'attributo ci possono essere da 1 a 10 valori.

Per esempio un'immagine di una radiografia toracica sarà presente nello stesso file con l'ID paziente, così che l'immagine non è mai erroneamente separata dagli altri dati personali.

Viene anche raccomandata la presenza del file DICOMDIR che fornisce gli indici e un sommario dei dati di tutti i file DICOM presenti

sul supporto di memorizzazione, includendo le informazioni sul paziente, specifiche informazioni sulle modalità di acquisizione delle immagini e un elenco di immagini che corrispondono alle fette assiali che formano l'immagine 3D.

## 5. LA PROGRAMMAZIONE TC CONE BEAM IN CHIRURGIA

### ORTOGNATICA<sup>(28)(29)(30)(31)(32)(33)(34)(35)(36)(37)(38)(39)</sup>

La diagnosi delle discrepanze scheletriche si basa su dati visivi provenienti da fonti diverse: esame clinico, esame fotografico 3D, Tc cone-beam e modelli dentali digitali.

I sistemi informatici assistiti devono integrare diversi record al fine di caratterizzare la diagnosi ortodontica e formulare il piano di trattamento.

Il primo vantaggio di una soluzione basata su software risiede nella sua capacità di organizzazione dei dati.

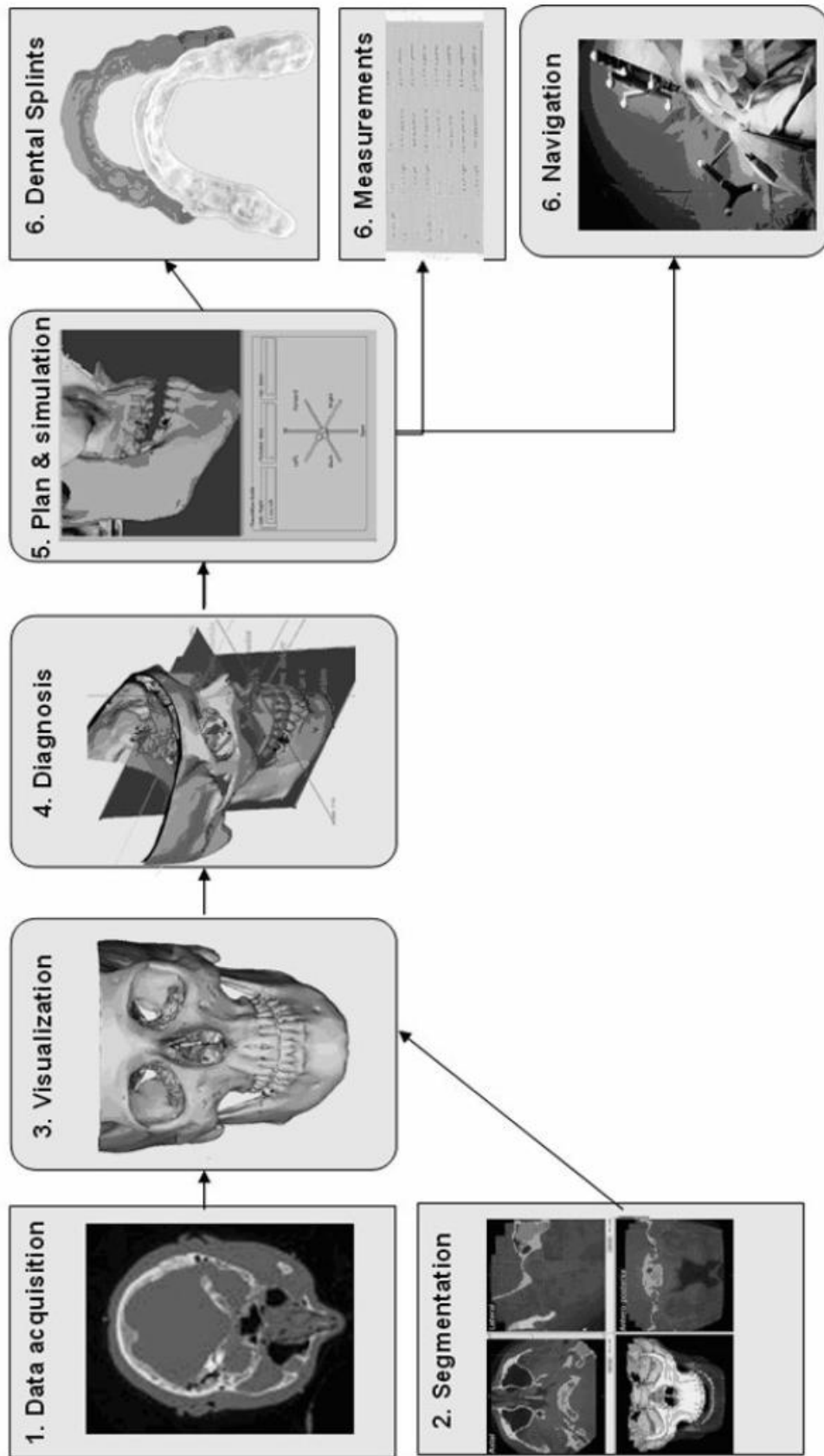
Le diverse fonti di dati anatomici e diagnostici possono essere memorizzati in una posizione, correlati e visualizzati come visualizzazione combinata.

Quando modalità di immagine e fonti di dati si moltiplicano, l'abilità del software nel manipolare le informazioni si rivelerà ancora più preziosa, soprattutto se connesso con la pianificazione e le funzioni di indirizzo intraoperatorie.

L'iter metodologico nella chirurgia ortognatica computer-assistita, che ci porta dall'imaging alla sala operatoria si divide in varie fasi.<sup>Fig.13</sup>

- ***Scan Tc Cone Beam***
- ***Acquisizione/Elaborazione dati***: raccolta di dati diagnostici (valutazione delle immagini nei tre piani dello spazio - misurazioni - ricostruzioni 2D dal pacchetto Dicom).
- ***Segmentazione immagine***: individuazione delle strutture anatomiche di interesse nei set di dati di immagine.
- ***Visualizzazione***: veduta 3D delle strutture anatomiche.
- ***Diagnosi***: sintesi delle conoscenze cliniche dalle rappresentazioni anatomiche 3D.
- ***Pianificazione/simulazione***: preparazione di un piano operativo utilizzando l'anatomia virtuale e una simulazione del risultato.
- ***Guida intraoperatoria***: assistenza intraoperatoria tramite correlazione tra chirurgia simulata al computer, sistema di tracciamento e guida durante l'intervento.

Figura 13. Percorso in programmazione Tc in chirurgia ortognatica



## 5.1 LO SCAN TC

La Tc Cone Beam è una tecnologia di imaging radiologico che impiega una sorgente a raggi-X, di forma conica o piramidale (da qui il nome “cone beam”), che compie un unico giro completo di 360° intorno all'oggetto da esaminare.

I raggi che lo hanno quindi attraversato vengono poi acquisiti da un detettore (solitamente realizzato con tecnologia allo stato solido) posto dietro l'oggetto.

La sorgente può emettere una radiazione continua durante la scansione, oppure pulsata, come avviene nella maggior parte dei casi al fine di limitare la dose somministrata al paziente.

La particolarità di avere un fascio conico, invece che a “ventaglio” come nel caso della Tc spirale, permette, ad ogni esposizione, di coprire l'intero campo di vista (Field of View o FOV) e quindi in un unico giro acquisire una serie di immagini bidimensionali complete della parte anatomica in esame, nelle diverse proiezioni (*basis projection*).

Il numero di immagini, o frame rate, è variabile e dipende dalle scelte dell'operatore e dalle caratteristiche del sistema: più immagini vengono acquisite, più si avrà una miglior qualità del risultato finale a scapito però di una maggior esposizione del paziente alle radiazioni ionizzanti.

La serie di proiezioni acquisite verranno poi elaborate da un software



che produrrà un set tridimensionale che servirà da base per successive rielaborazioni che porteranno alle ricostruzioni nei tre piani ortogonali (assiale, sagittale, coronale).<sup>Fig.14</sup>

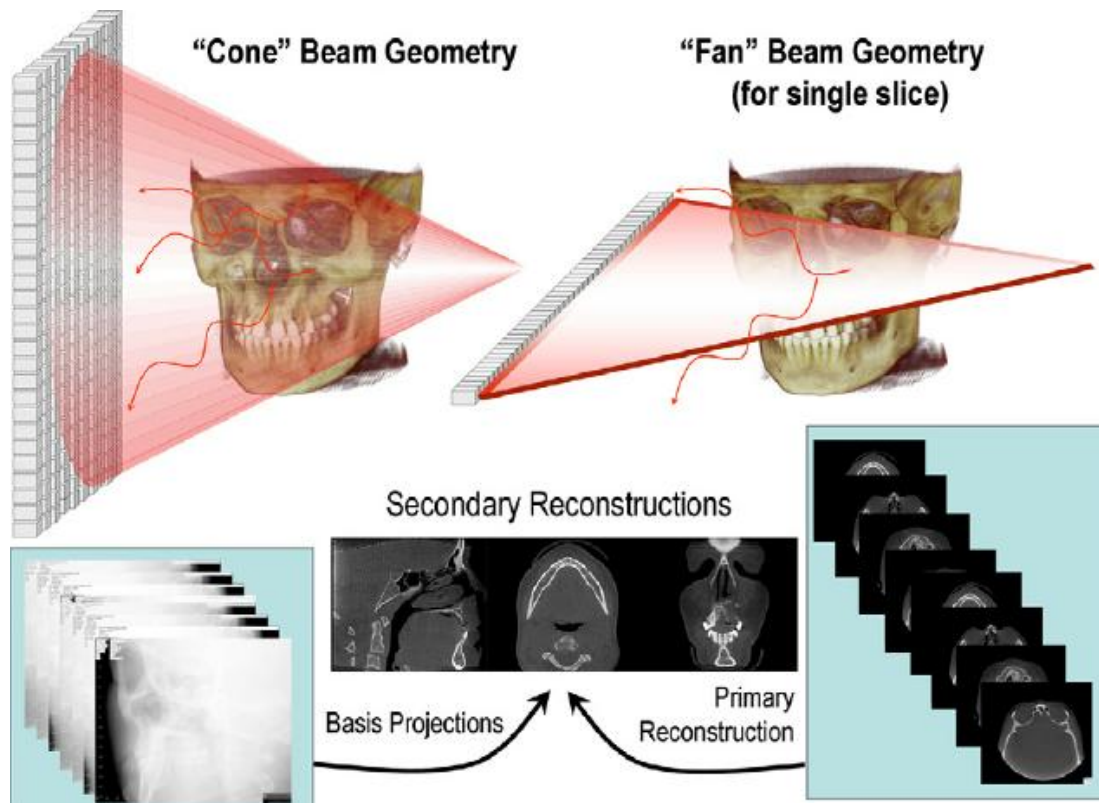


Figura 14. Principi fisici in Tc Cone Beam (a sin) e Tc Spirale Fan Beam (a dx)

Il risultato finale è un'immagine tridimensionale, composta da una serie di voxel la cui dimensione è corrispondente alla risoluzione spaziale ed è intrinsecamente correlata con la dimensione dei pixel del detettore.

Solitamente la risoluzione è nell'ordine dei 0,09-0,4 mm e questo determina la dimensione del *voxel* che generalmente assume la <sup>Fig.15,16</sup> caratteristica di essere *isotropico* e questo permette di poter ricostruire l'immagine su ulteriori piani o realizzare modelli grafici tridimensionali.

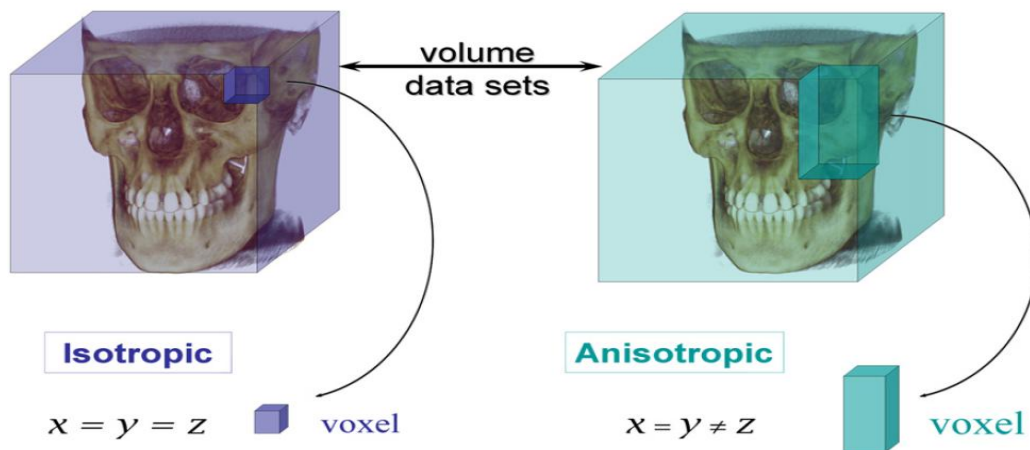
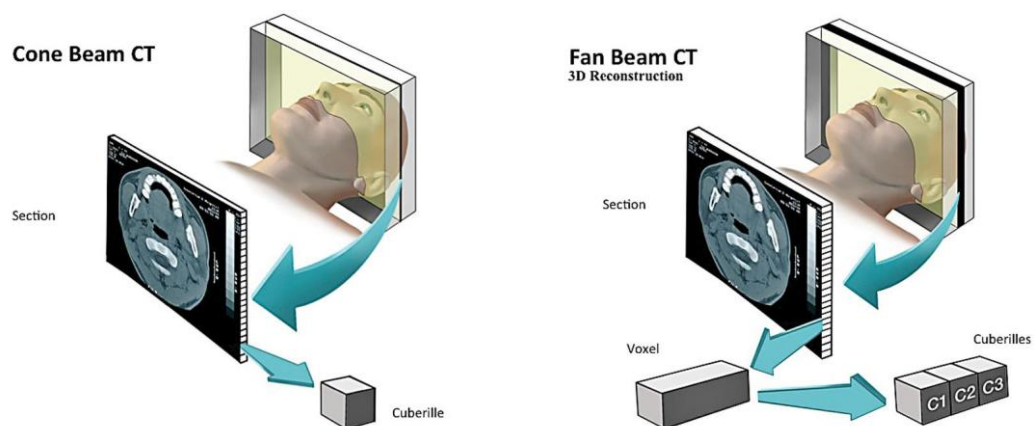


Figura 15 (superiore) 16 (inferiore). Confronto di insiemi di volumi di dati ottenuti isotropicamente (a sinistra) e anisotropicamente (a destra). Poiché l'acquisizione dati Tc Cone Beam dipende dalla dimensione dei pixel del rivelatore zona e non sulla acquisizione di gruppi di righe con traslazione sequenziale, i voxel compositivi sono uguali in tutte e tre le dimensioni, piuttosto che colonnari (altezza essendo diversa da larghezza e profondità)

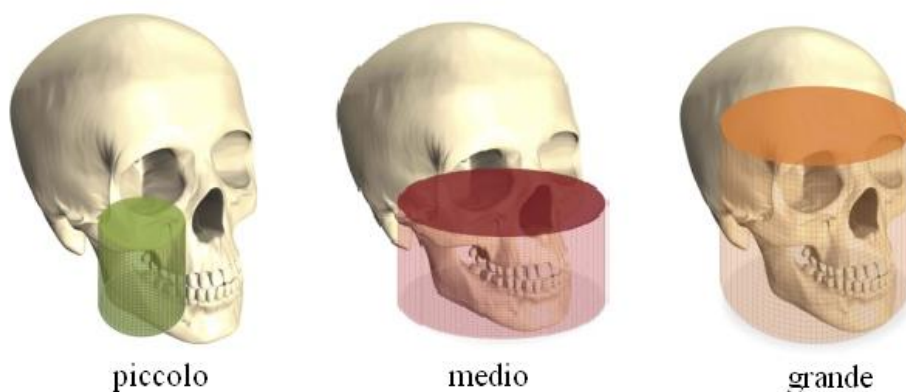


Come già detto, il fascio conico tipico della Tc Cone Beam è in grado di coprire tutto il Field of View (FOV), ovvero l'intera parte anatomica di interesse.

Tuttavia è necessario che quest'ultimo, per ragioni legate alla minor dose di radiazioni da somministrare al paziente, sia perfettamente collimato in base alle reali necessità cliniche del paziente in esame.

Per questo motivo, la maggior parte delle apparecchiature Tc Cone Beam sono in grado di operare con FOV di dimensioni diverse, impostati dall'operatore; per esempio per un esame che necessiti solo di un'indagine di una singola regione dento-alveolare o dell'articolazione temporo-mandibolare sarà sufficiente un campo di vista inferiore ai 5 cm, per una mascella o mandibola tra i 5 cm e i 7 cm, mentre per l'intera regione cranio-facciale si dovrà avere un FOV superiore ai 15 cm.<sup>Fig.17</sup>

Figura 17. FOVs di diversa grandezza



Per via dell'alto costo rappresentato dai detettori flat panel di grandi dimensioni, è difficile poter disporre di FOV maggiori con la tecnologia cone beam.

Per ovviare a questo limite, alcune apparecchiature, dispongono di un sistema software in grado di ricostruire l'immagine congiungendo (stitching) quelle ottenute con due giri del tubo radiogeno e quindi circa raddoppiando il FOV massimo disponibile.<sup>Fig.18</sup>

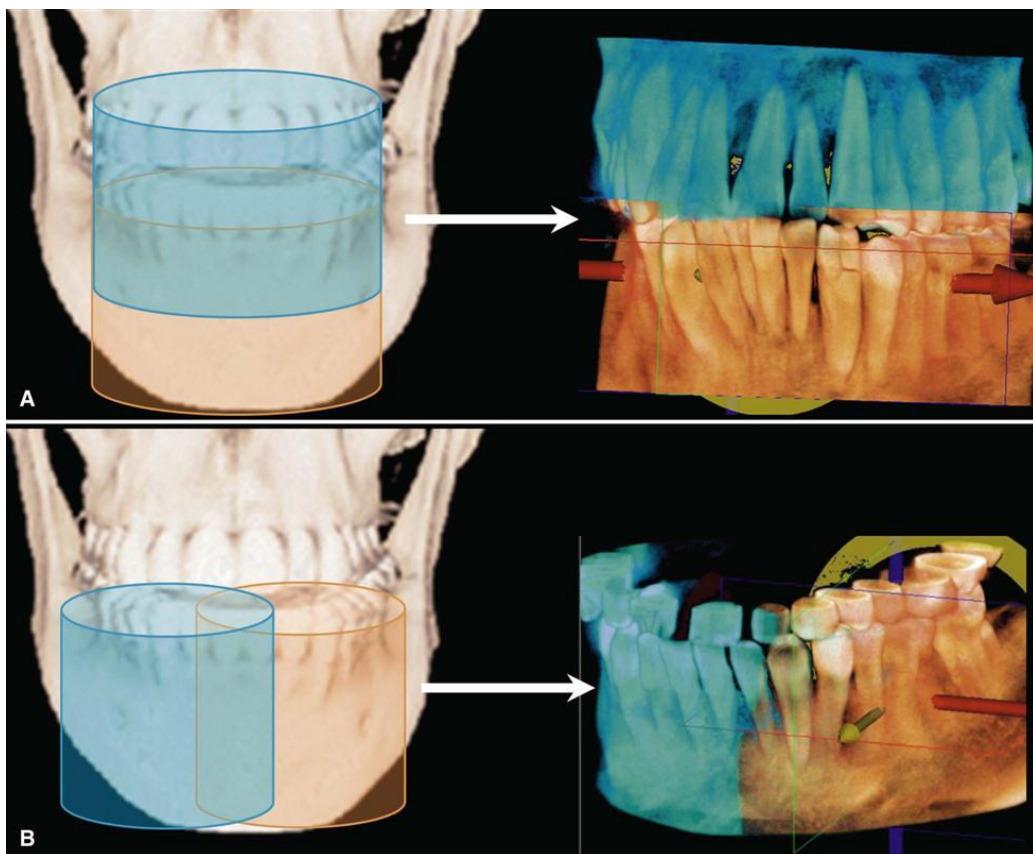


Figura 18. Stitching

## 5.2 LA ELABORAZIONE DEI DATI

Una volta che la scansione Tc è stata acquisita, alcuni trattamenti di base e le misure sui dati impostati possono essere effettuati con il software fornito dai produttori.

I produttori di apparecchiature Tc Cone Beam offrono la possibilità attraverso il loro software di convertire i loro formati proprietari in un esportabile file DICOM e questo è già un primo passo nella gestione delle informazioni 3D.

Quando ci affidiamo ad uno studio di imaging per la Tc Cone Beam, questa viene normalmente ivi eseguita, e viene fornito il paziente o il medico di un compact disc contenente il file DICOM.

Se il clinico possiede un apparecchio Tc Cone Beam, il suo software permette di esportare le immagini in formato DICOM.

Di solito il software fornito dal produttore possiede anche gli strumenti per la visualizzazione, il *landmarking* (determinare punti di riferimento), la *misurazione*, *registrazione*, *sovrapposizione*, e la *riformattazione* dei dati grezzi in immagini 3D rese (Volume Rendering).

Non devono essere sottostimate le implicazioni giuridiche di una acquisizione Tc Cone Beam del massiccio facciale totale, portando essa a temi di responsabilità per quanto riguarda la diagnosi della patologia al di fuori della regione di interesse.

In tali casi sembrerebbe dovuto il link fra chirurgo e radiologo proprio per evitare di sottostimare o misconoscere la patologia presente ma al di fuori del campo di interesse.

Tra il crescente numero di pacchetti software dedicato alla gestione e l'analisi delle immagini DICOM, i più conosciuti ed usati in ambito ortodontico sono:

- *3DMDvultus* (3DMD, Atlanta, GA)
- *Maxilim* (Medicim, Mechelen, Belgium)
- *Dolphin Imaging* (Dolphin Imaging & Management Solutions, Chatsworth, CA)
- *InVivoDental* (Anatome, San Jose, CA)
- *SimPlant OMS* (Materialise, Leuven, Belgium)
- *CMFApp* [Maurice Müller Institute (MEM), Bern, Switzerland]

Ci sono altri software ed applicazioni (anche freeware) disponibili per gestire i file DICOM.

Un'immagine 3D è composta da una pila di immagini 2D o fette.

Così come un'immagine 2D è composta di pixel, un'immagine

3D è composta di voxel.

Ogni voxel ha un valore a livello di grigio basato sul calcolo indiretto della quantità di radiazione assorbita, attraverso un algoritmo di retroproiezione-filtrata.

La visualizzazione è basata su un filtro di soglia.

Questo filtro assegna un valore binario, trasparente o visibile, per ciascun voxel in base al valore di livello grigio.

L'utente definisce il valore critico che divide i voxel in visibile e invisibile.

Il risultato è un'immagine resa sullo schermo composto da tutti i voxel visibili.

L'operatore può visualizzare i dati impostati guardando la pila di fette o le immagini rese in 3D.

I computer possono riformattare l'immagine 3D, consentendo all'operatore di scorrere queste immagini 2D in qualsiasi direzione.

Le più comuni sono sagittale, coronale e assiale.

Tutti i sovra-nominati programmi permettono di scorrere attraverso la pila di immagini.

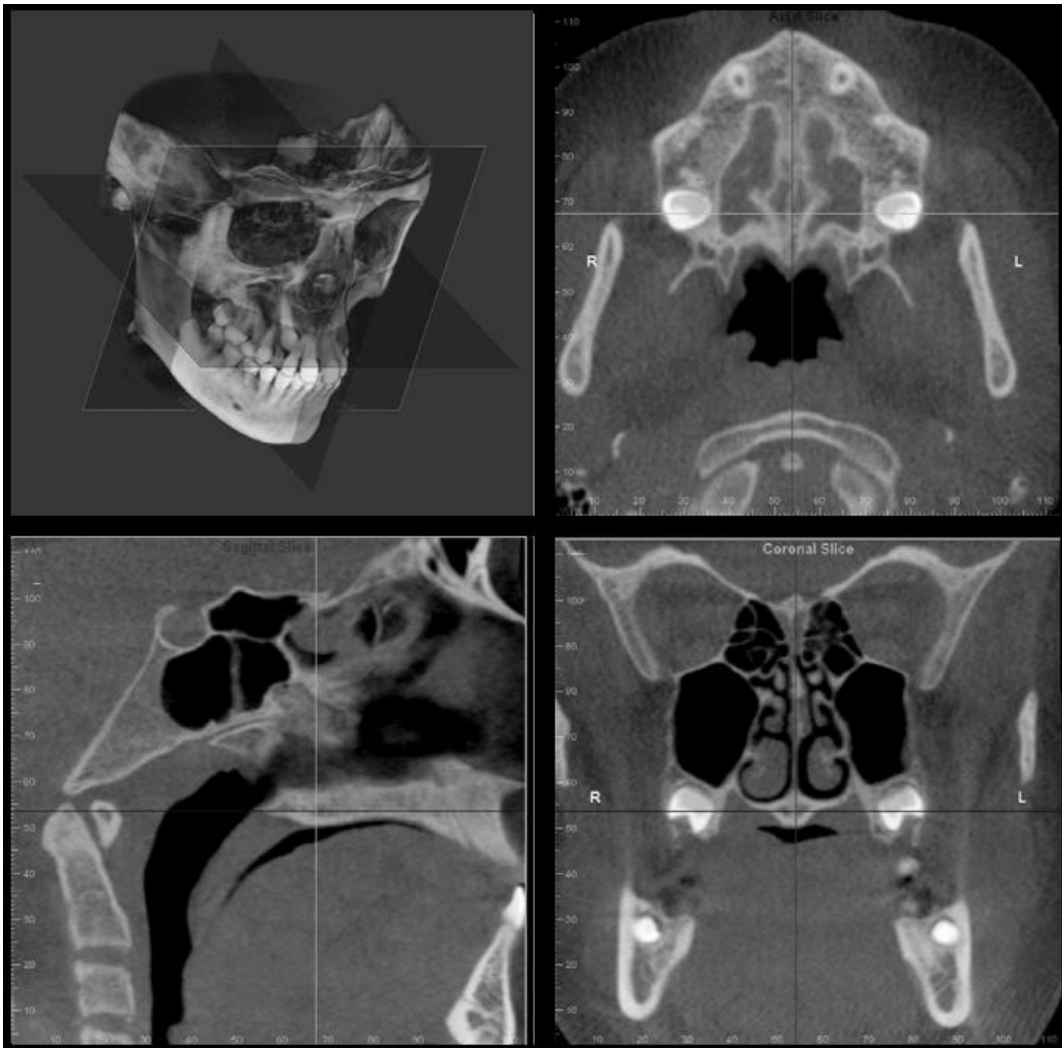
Un cursore rappresentato da 2 linee incrociate indica la precisa localizzazione nello spazio virtuale.

Il set di dati può anche essere ruotato, panoramizzato o zoomato per permettere la visualizzazione della regione di interesse.

Ad ogni angolazione, scala, o posizione, è possibile creare un immagine resa 3D.<sup>Fig.19</sup>

Molti filtri soglia possono essere applicati alla stessa immagine per distinguere tra tessuti diversi, ad esempio duri e molli.

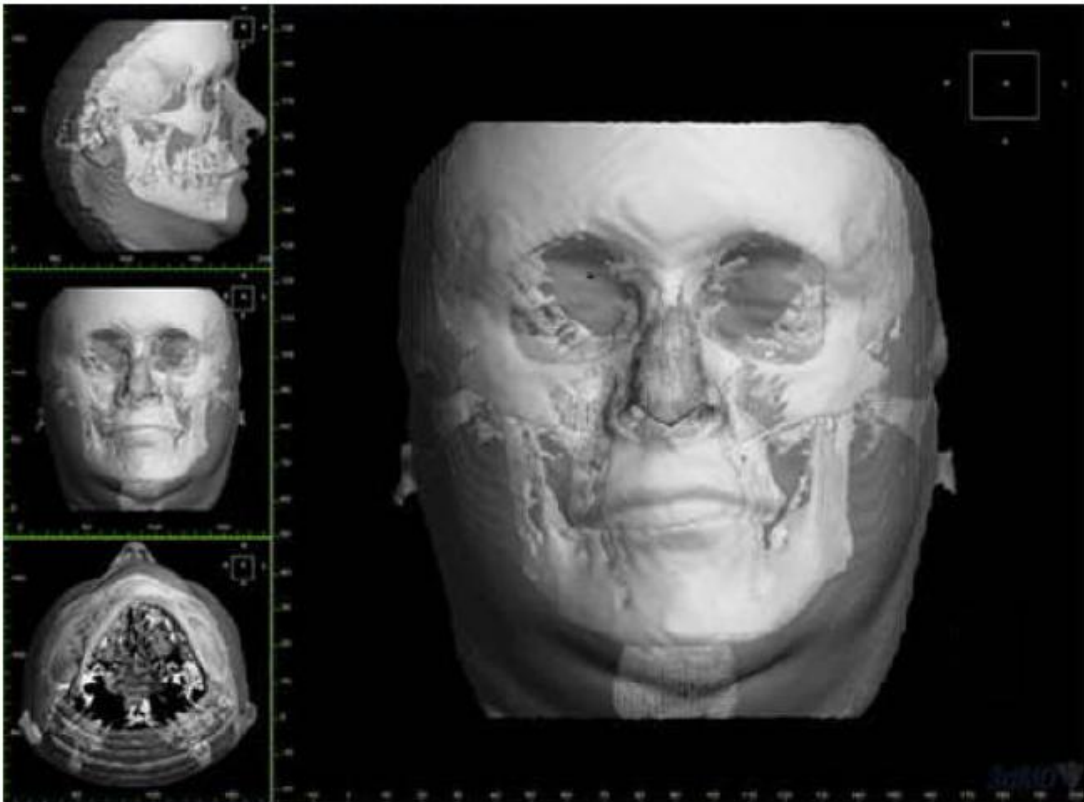
Figura 19. Fette in 2d nei tre piani dello spazio e immagine 3D resa (sopra a sinistra)



La *trasparenza* (metodo di svanimento dell'immagine a vari scopi - per mostrare meglio qualsiasi testo che viene stratificato su di essa - per stratificare immagini una sopra l'altra - per cancellare o nascondere parte di una immagine per dare enfasi) può essere applicata anche per permettere la visione dei tessuti duri attraverso i tessuti molli. <sup>Fig.20</sup>



Figura 20. La Trasparenza



Strumenti di *ritaglio* sono inoltre disponibili: questi permettono l'isolamento e la visualizzazione di specifiche regioni di interesse.

Ad esempio Dolphin Imaging permette un accurato studio della articolazione temporo-mandibolare poichè ha 2 filtri di soglia, uno per il menisco articolare e uno per le strutture.

È fondamentale anche comprendere che l'immagine 3D resa in *Volume Rendering* è il risultato di un valore di soglia immesso dall'utente.

La percezione visiva dell'operatore definisce ciò che è osso e ciò che è

tessuto molle, e molti fattori possono influenzare questo: contrasto dell'immagine, rumore nell'immagine, individuale percezione visiva e la conoscenza preventiva di anatomia, tra gli altri.

Per una valutazione qualitativa, le immagini rese 3D sono adatte, ma, per una valutazione quantitativa, presentano molte sfide che devono essere ancora affrontate.

### 5.2.1 MISURAZIONI

Nelle radiografie convenzionali 2D le misurazioni vengono fatte tra punti di riferimento; essi possono derivare da:

- un punto di flesso in una linea curva
- il centro geometrico di una struttura
- la sovrapposizione di proiezione di strutture diverse
- la punta di una struttura
- il punto di attraversamento di 2 piani.

Nelle immagini 3D rese, le stesse misurazioni sono piuttosto difficili per vari motivi fra i quali la difficoltà nel localizzare punti di riferimento su una superficie curva in un'immagine 3D, in secondo luogo in quanto l'immagine 3D resa dipende da molti fattori, tra cui il contrasto dell'immagine, il movimento durante l'acquisizione, la presenza di metallo che crea rumore, il rapporto segnale/rumore ed i filtri soglia applicati dall'operatore.

A causa di tutti questi fattori, ha senso che i punti di riferimento devono trovarsi nella pila di fette 2D piuttosto che nella 3D.

I molti studi scientifici che hanno affrontato l'argomento hanno ampiamente confermato la generale tendenza a considerare una buona precisione quando le misurazioni vengono eseguite nelle immagini 2D (pila di fette - immagini segmentate) ed una scarsa considerazione se eseguite sulle immagini 3D rese.

### 5.2.2 CREAZIONE DI IMMAGINI 2D DAI FILES DICOM

In ortognatodonzia le misurazioni cefalometriche sono alla base della diagnosi, del follow-up e dell'ending del trattamento, queste ultime mediante la sovrapposizione dei cefalogrammi.

Dal pacchetto dicom, i software di riferimento, sono tutti capaci di ricostruire:

- Proiezione laterale
- Proiezione postero-anteriore
- Proiezione panoramica
- Tomogrammi ATM

Il procedimento inizia dall'immagine 3D resa dal pacchetto DICOM e prosegue mediante la corretta orientazione della testa del paziente nello spazio virtuale, esattamente come si comporta il tecnico di radiologia nella effettuazione della simile Rx.

Una volta ottenuta la corretta orientazione, applicando il filtro trasparenza viene ottenuta l'immagine 2D di riferimento.<sup>Fig.21</sup>

Il software di proprietà Dolphin Imaging permette anche di orientare automaticamente il cefalogramma lungo l'asse trans-porionico diminuendo le possibilità di errore di orientazione manuale intrinseche alle capacità dell'operatore.

La creazione di immagini panoramiche passa per il delineare lo strato focale, i limiti superiore ed inferiore e lo spessore di ricostruzione.<sup>Fig.22</sup>

Figura 21. Cefalogramma LL e PA

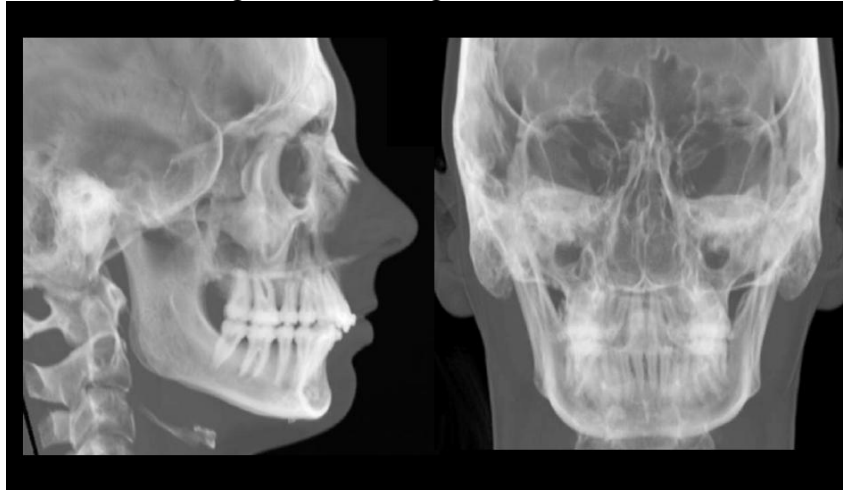
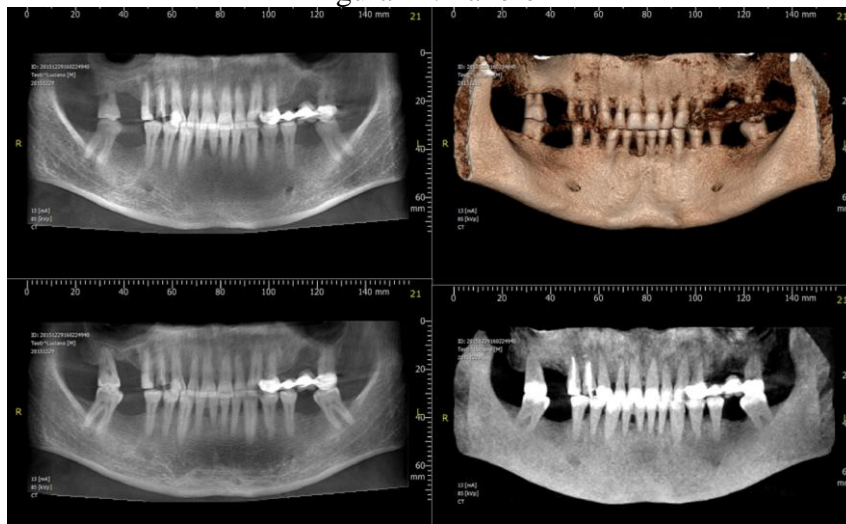


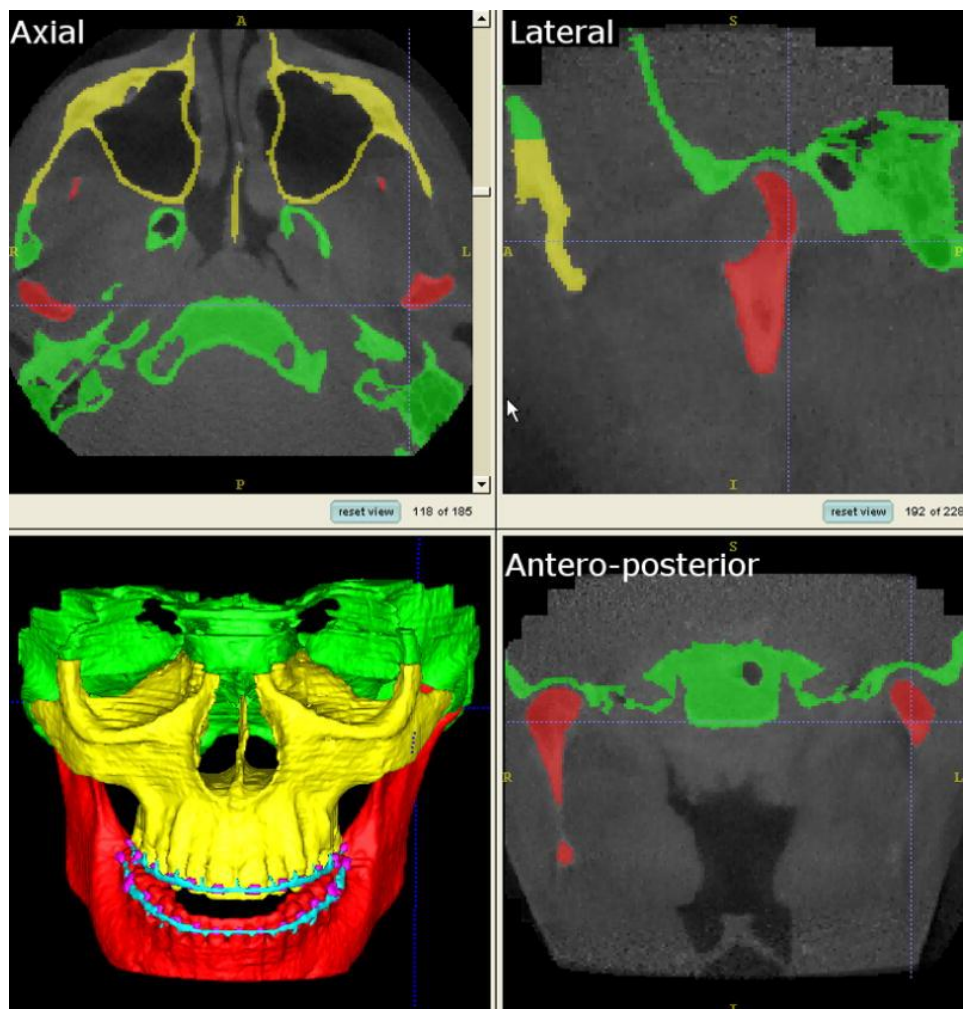
Figura 22. Panorex



### 5.3 SEGMENTAZIONE

Il processo di segmentazione delle immagini di Tc Cone Beam rappresenta uno stadio essenziale nella generazione di modelli 3D nella diagnosi e nel piano di trattamento dei pazienti: esso richiede la separazione di strutture ossee e/o molli e ad esempio la separazione di mascella e mandibola. <sup>Fig.23</sup>

Figura 23. Segmentazione



La segmentazione permette all'operatore di esportare ed importare modelli 3D da/e nell'interfaccia del software; ad esempio consente di combinare modelli digitali ottenuti tramite laser o scanner ottici con i dati Tc e retina dei tessuti molli ottenuti attraverso le telecamere 3D.

Queste immagini multimodali sono il fondamento dell'odontoiatria digitale, della prototipazione rapida, del design computer assistito e di applicazioni di produzione computer-assistita.

Una volta importato il pacchetto DICOM derivante dallo scan Tc nella interfaccia del software ci approntiamo ad identificare e delineare le strutture anatomiche di interesse.

In ortodonzia e chirurgia ortognatica, l'obiettivo della segmentazione è quello di ottenere una rappresentazione 3D dei tessuti duri e molli, di interesse per la pianificazione virtuale.

Nei vari software esistono metodi di segmentazione manuale, parzialmente automatizzata e totalmente automatizzata.

Per l'uso clinico di routine, la segmentazione completamente automatizzata è preferibile perché richiede solo limitata interazione con l'utente e molto veloce come tempistica di effettuazione.

Un modo semplice per segmentare le strutture ossee è il *thresholding* (confinamento delle soglie): esso classifica un voxel (elemento di volume di immagini 3D) in funzione solo sulla sua intensità.

Un certo intervallo di intensità è specificato da un valore di soglia

inferiore ed uno superiore.

Ogni voxel appartiene alla classe selezionata (osso per esempio), se e solo se, il livello di intensità è entro l'intervallo specificato.

Il campo di valore appropriato deve essere selezionato per ogni paziente perché la densità ossea varia fra i pazienti ed i valori di intensità di osso possono variare tra apparecchiature diverse.

Il thresholding e quindi la segmentazione risentono degli artefatti di densità (valori vicinissimi alla soglia provocano "buchi" nei condili e aree di sottigliezza dell'osso corticale ad esempio a livello del ramo interno della mandibola e di gran parte del mascellare superiore) e artefatti metallici (apparecchi ortodontici, otturazioni, impianti, protesi con valori rientranti nell'intervallo soglia dei voxels provocando immagini "a stella").

La presenza di artefatti comporta un lungo ed estenuante lavoro di post-processing manuale per la loro eliminazione e quindi grandi tempi di effettuazione.



## 5.4 VISUALIZZAZIONE

Una volta eseguita la segmentazione esistono due metodi di visualizzazione nei software di planning cranio-maxillo-facciali (CMF planning software):

- metodi superficie-basati
- metodi volume basati

I primi hanno il pregio di una grande nitidezza nella ombreggiatura delle superfici facciali e la possibilità di importare nella vista anatomica elementi 3D (ad esempio impianti) se provenienti da elaborazione a maglia triangolare: infatti i metodi di visualizzazione superficie-basati prevedono obbligatoriamente la generazione di una immagine intermedia di superficie con caratteristica a maglia triangolare.

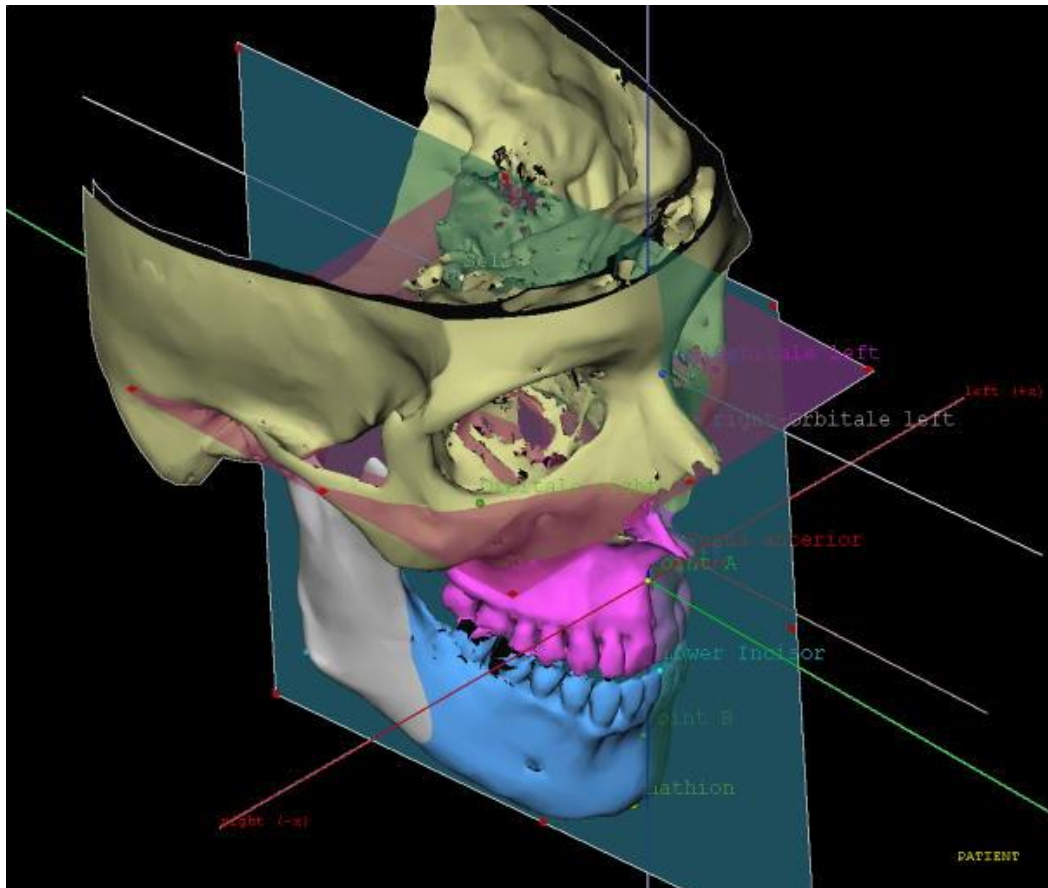
I metodi di visualizzazione volume-basati sono meno usati nei comuni CMF planning software perchè hanno come limitazione la difficoltà di stabilire i confini tra tessuti e assegnare i valori di colore/trasparenza adeguati ad ottenere la visualizzazione desiderata.<sup>Fig.24</sup>

Inoltre, la densità dell'immagine per un dato tessuto può variare tra pazienti e tra apparecchi diversi.

Il pregio di questi sta in un buon dettaglio e una diretta visualizzazione delle operazioni volumetriche in 3D ed anche direttamente sulle ricostruzioni cross sectional.

Per esempio le osteotomie virtuali possono essere eseguite sul set di dati immagine originale.

Figura 24. Visualizzazione dopo segmentazione e inizio diagnosi cefalometrica



## 5.5 *LA DIAGNOSI* <sup>(40)(41)(42)(43)(44)</sup>

### 5.5.1 *ANALISI CEFALOMETRICA 3D (SU IMMAGINI 3D RESE)*

La correzione delle deformità dentofacciali spesso richiede rotazione di movimenti, che sono impossibili da rappresentare correttamente nei soli piani laterali o frontali.

Alcuni software hanno la possibilità di eseguire in ogni piano dello spazio l'analisi cefalometrica sulle immagini 3D rese o segmentate mediante la definizione e la rappresentazione di punti di riferimento, linee e piani che poi vengono utilizzati per esprimere tutti i valori di spostamento durante la pianificazione dell'intervento e la navigazione intraoperatoria.

L'analisi cefalometrica 3D permette di analizzare direttamente e visivamente anomalie maxillo-facciali che si manifestano nei tre piani dello spazio (sagittale, assiale, frontale), senza dover interpolare diverse misurazioni ricavate singolarmente sui tre piani dello spazio.

L'analisi si basa principalmente sull'analisi del volume e del centroide del mascellare superiore e della mandibola e si avvale della ricostruzione 3D del cranio del paziente, partendo dal pacchetto DICOM.

La ricostruzione 3D del cranio del paziente, l'orientamento del cranio mediante tre piani perpendicolari ben definiti e l'individuazione del punto  $x, y, z$  (0,0,0), che permette la mappatura con coordinate  $x, y, z$  di

tutto il cranio del paziente, viene eseguita dai sopra-menzionati software.

L'analisi cefalometrica 3D risulta essere di più semplice interpretazione rispetto all'analisi cefalometrica 2D (interpolazione dei valori cefalometrici) poiché permette di passare da una interpretazione puramente matematica (valutazione di angoli, misure lineari proiettive) a una interpretazione grafica (visiva) con verifica dei risultati mediante l'ausilio di valori matematici (volumetrici).<sup>Fig.25</sup>

Inoltre, con l'introduzione in cefalometria delle immagini 3D rese (di superficie, di forma), sono stati introdotti nuovi schemi interpretativi e nuovi concetti di misurazioni cefalometriche per l'analisi cefalometrica automatizzata, quali le *linee di cresta* di una superficie: esse rappresentano le zone di maggior curvatura in una struttura di superficie (linee di alta curvatura sono caratteristiche tipiche di riferimento nello scheletro cranio-facciale).

Le linee di cresta danno informazioni molto importanti tendendo a corrispondere fedelmente alle caratteristiche anatomiche naturali.

Studi futuri potranno stabilire nuovi standard per le misure tridimensionali nello scheletro cranio-facciale .

Nuovi sviluppi in questo settore potrebbero portare a sistemi morfometrici 3D completi, comprendenti anche sistemi di misurazione basati in volume.

Essi potrebbero anche portare a informazioni di forma 4D che integra l'evoluzione nel tempo dell'analisi .

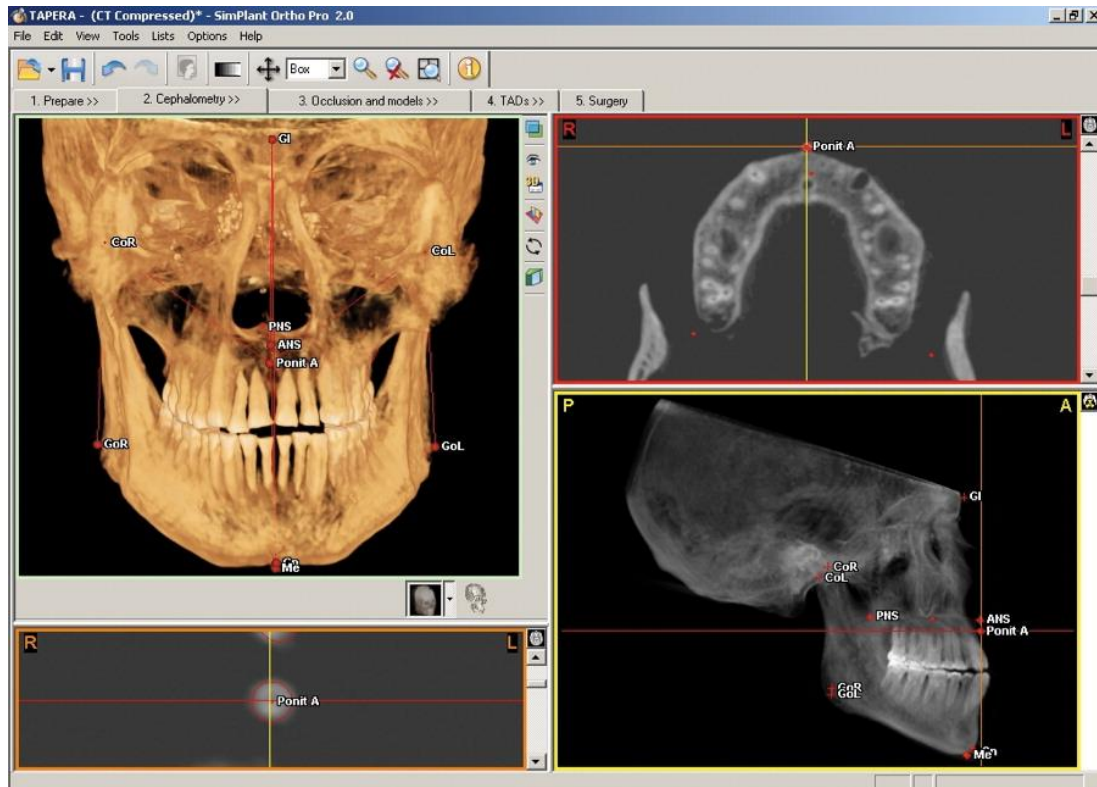


Figura 25. Cefalometria 3D

### *5.5.2 REGISTRAZIONE E SOVRAPPOSIZIONE DELLE IMMAGINI 3D RESE*

Il migliore modo per valutare quantitativamente e qualitativamente i cambiamenti dovuti al trattamento sta nel registrare e sovrapporre cefalogrammi ottenuti sulle immagini 3D rese a tempi diversi, ad esempio pre- e post-trattamento.

La registrazione può essere definita come il processo di combinazione di 2 o più immagini da diversi punti temporali, ciascuna con un proprio sistema di coordinate, in un comune sistema di coordinate.

I software menzionati possono eseguire queste importantissime operazioni.

La sovrapposizione, nei diversi software, può essere basata sui punti di riferimento mentre in altri è superficie-basata.

I ricercatori dell'Università del Nord Carolina hanno sviluppato un processo di registrazione che non dipende da punti di riferimento o dalla precisione dei modelli di superficie 3D.

Questo processo confronta voxel per voxel tra livello di grigio nelle varie immagini 3D rese in ogni possibile regione di interesse che può essere definita dall'utente.

La procedura varia leggermente tra Dolphin Imaging e InVivoDental e software 3dMD Vultus.

Nei primi 2 programmi, il processo comprende 5 passi; l'utente carica

le 2 immagini Tc Cone Beam in diversi tempi, in seguito immette punti di riferimento omologhi presenti in entrambe le immagini.

Questi punti di riferimento saranno i riferimenti di registrazione e devono essere anatomicamente stabili nel tempo.

Una volta che i punti di riferimento sono stati immessi, il software calcola la misura migliore tra i 2 set di punti di riferimento in ogni immagine, in seguito si ottiene una matrice di trasformazione (rotazione e traslazione).

Il software trasferisce poi un'immagine rispetto all'altra sulla base di questa matrice di trasformazione, e il risultato è che entrambe le immagini condividono lo stesso sistema di coordinate.

A causa della difficoltà di localizzare punti di riferimento stabili a superfici curve, in particolare lungo la base cranica, entrambi i programmi consentono di perfezionare manualmente il processo di registrazione fino a far incontrare la maggior parte delle strutture della base cranica.

Una volta che le immagini sono registrate, l'utente può valutare i cambiamenti sia nelle immagini 3D rese con le trasparenze sia nella pila di immagini 2D.

Le modifiche possono essere descritte relativamente ai punti di riferimento di registrazione. Fig 26, A, B, C, G e H

Il software 3dMD Vultus opera in modo leggermente diverso.

Le immagini vengono caricate nell'interfaccia software e vengono create segmentazioni.

L'utente sblocca i parametri di rotazione/traslazione di una segmentazione, in seguito esegue una registrazione manuale iniziale per approssimare le superfici anatomicamente stabili.

In questo caso, la registrazione è basata di superficie, piuttosto che sul punto di riferimento.

Il software esegue una registrazione superficie-superficie per perfezionare la registrazione manuale iniziale.

Una volta che le segmentazioni sono registrate, l'utente può visualizzare mediante trasparenze sia nelle immagini 3D rese sia nella pila di immagini 2D.

Il cambiamento può essere descritto relativamente alle superfici di registrazione.<sup>Fig 4, D,E,F</sup>

Questo processo verosimilmente offre una registrazione più precisa, perché si basa su superfici composte da migliaia di punti di riferimento invece di alcuni punti di riferimento selezionati dall'utente; tuttavia, ancora dipende molto dalla precisione dei modelli di superficie 3D.



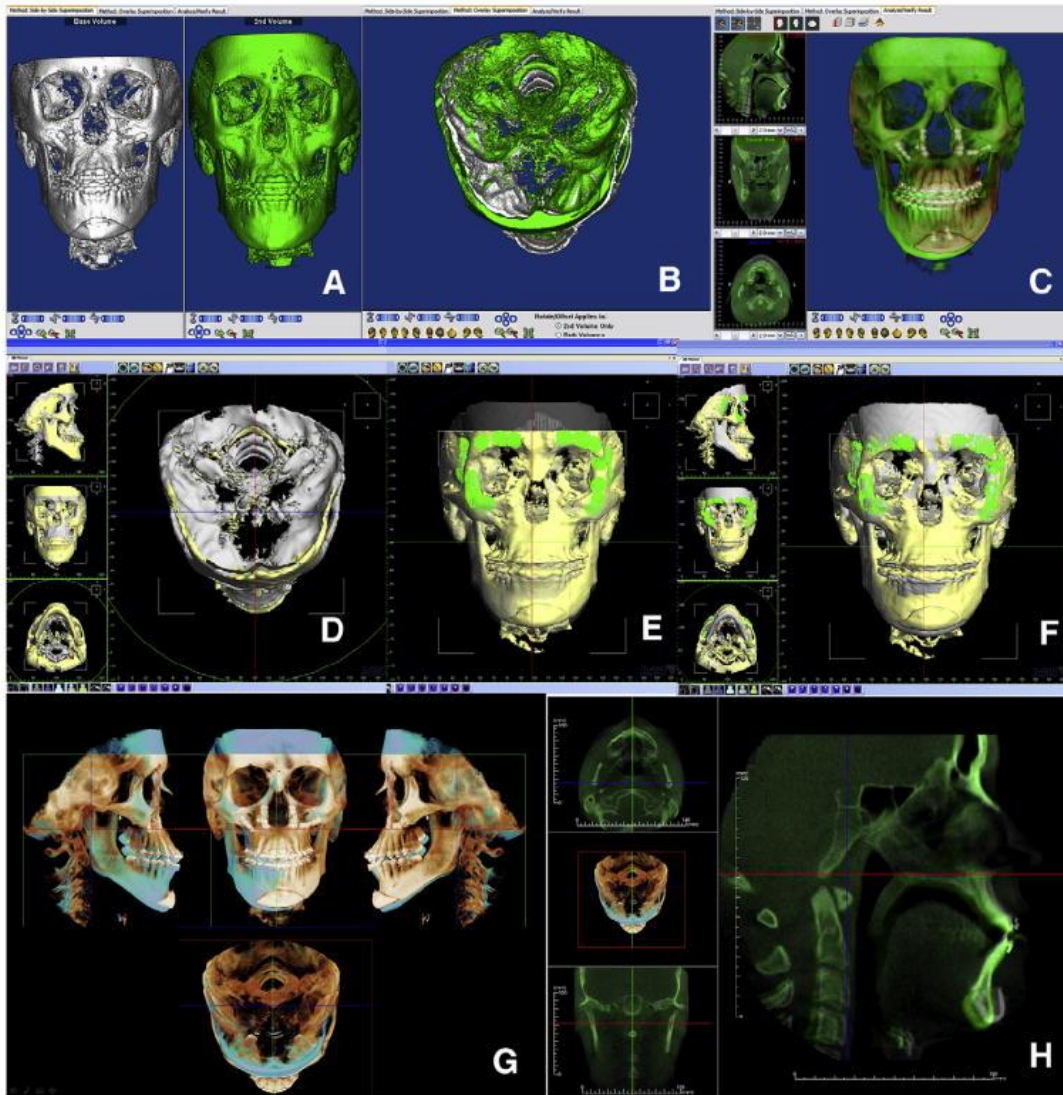


Figura 26. Registrazione e sovrapposizione di immagini Tc Cone Beam sequenziali

**A**, Dolphin Imaging utilizza un processo di registrazione basato su punti di riferimento, che consente all'utente di affinare manualmente la posizione relativa delle immagini CBCT finchè, **B**, sono corrispondenti strutture stabili. **C**, Una volta registrati, la visualizzazione della semi trasparenza permette all'utente di misurare e valutare i cambiamenti. **D**, il software 3dMD vultus utilizza un processo di registrazione basato di superficie in cui le due prime immagini sono posizionate manualmente; **E**, sono selezionate superfici anatomicamente stabili, e il programma affina la registrazione abbinando quelle superfici; una volta registrato, le modifiche possono essere determinate. **F**, la valutazione di esiti chirurgici, in questo caso l'avanzamento del mascellare, autorotazione della mandibola e genio plastica, può essere misurata e visualizzata nell'immagine 3D resa e nella pila di immagini 2D. **G e H**, diverse visualizzazioni InVivoDental dei volumi registrati.

### 5.5.3 SPECCHIAMENTO (*MIRRORING*)

Lo specchiamento (mirroring) risulta essere una tecnica utile nel trattamento delle asimmetrie, permettendo esso di utilizzare come riferimento il lato controlaterale normale.

Il più tradizionale piano di simmetria è il piano sagittale.

In cefalometria 2D, la linea mediana è definita con un numero di punti di riferimento anatomici sul cefalogramma frontale, e utilizzata come riferimento per misurare la distanza da punti di riferimento posizionati lateralmente.

La presenza e la quantificazione di un'eventuale asimmetria facciale viene valutata e determinata dalle differenze tra le misure su entrambi i lati.

Anche in 3D il rilevamento tradizionale del piano sagittale aiuta nella valutazione di asimmetrie facciali ma in realtà spesso si vengono ad avere asimmetrie distrettuali (anche gravi) a discapito di altre regioni dello stesso paziente il cui grado asimmetrico è nullo o poco rilevante rispetto all'altro (esempio severe asimmetrie mandibolari con mascellare superiore piuttosto regolare) per cui nei software è possibile applicare la tecnica di mirroring anche distrettualmente esulando dal piano sagittale tradizionale facciale.

Si può segmentare e specchiare oppure ancor meglio segmentare immagini 3D rese superficie-basate equivalenti su entrambi i lati su cui

poi il software automaticamente calcola il piano di simmetria che è più in grado di riflettere la corrispondenza di queste regioni.<sup>Fig.27</sup>

Il piano di simmetria deve essere regolato alla struttura simmetrica selezionata in modo da ottenere una corrispondenza il più vicino possibile tra struttura sana rispecchiata e sito colpito.

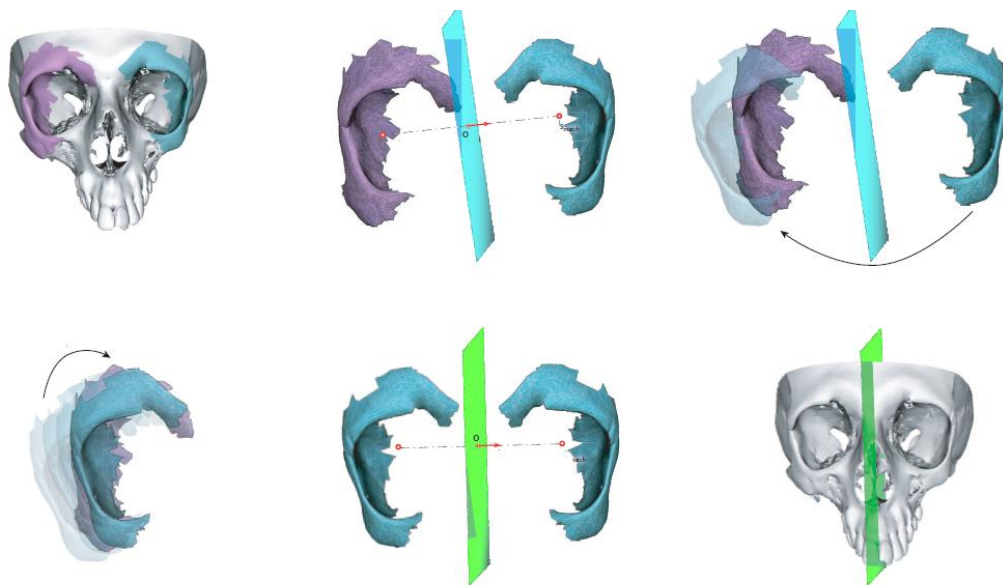


Figura 27. Mirroring (specchiamento) - Fasi di lavoro nella simmetrizzazione semi-automatica delle strutture ossee asimmetriche.

#### 5.5.4 LA VALUTAZIONE DENTALE

Purtroppo, la pianificazione virtuale 3D in chirurgia ortognatica risente ancora degli svantaggi dell'imaging di Tc Cone Beam.

In questo specifico campo, una buona rappresentazione delle superfici dentali e della occlusione sono necessari per posizionare correttamente le arcate dentali.

In ciò la Tc Cone Beam fornisce insufficienti ragguagli dal momento che i denti non sono accuratamente 3D resi, e le scansioni sono soggette a vari artefatti a livello occlusale.

*Le impronte digitalizzate delle arcate dentarie* forniscono una rappresentazione accurata e affidabile della dentatura.

I vari metodi proposti in letteratura prevedono o la creazione di modelli dentali da set di dati fotografici o la presa di impronte dentali associata alla presenza di markers radiopachi, vuoi inclusi nei porta-impronte, vuoi addirittura sui tessuti molli orali.

In seguito, il pacchetto di dati ottenuto va incorporato nel set di dati Tc Cone Beam.

I software analizzati sono tutti in grado di accoppiare dataset derivanti da impronte digitalizzate.

### 5.5.5 SPECIALI APPLICAZIONI A FINI DIAGNOSTICI

I software menzionati sono perlopiù tutti capaci di visualizzare, segmentare e misurare il volume delle vie aeree.<sup>Fig.28</sup>

Questo aspetto risulta molto importante in chirurgia ortognatica in quanto apre nuove frontiere sullo studio ed il follow-up delle variazioni del volume delle vie aeree in seguito al trattamento chirurgico.

Lo stesso dicasi per quanto riguarda l'utilizzo e l'accoppiamento di fotografie 2D o 3D nei software.<sup>Fig.29</sup>

Di solito la metodica prevede la presa della fotografia e l'accoppiamento mediante la segnatura di specifici punti di riferimento uguali sia nella immagine Tc 3D resa sia nella fotografia, in modo che poi le due immagini possono essere sovrapposte.

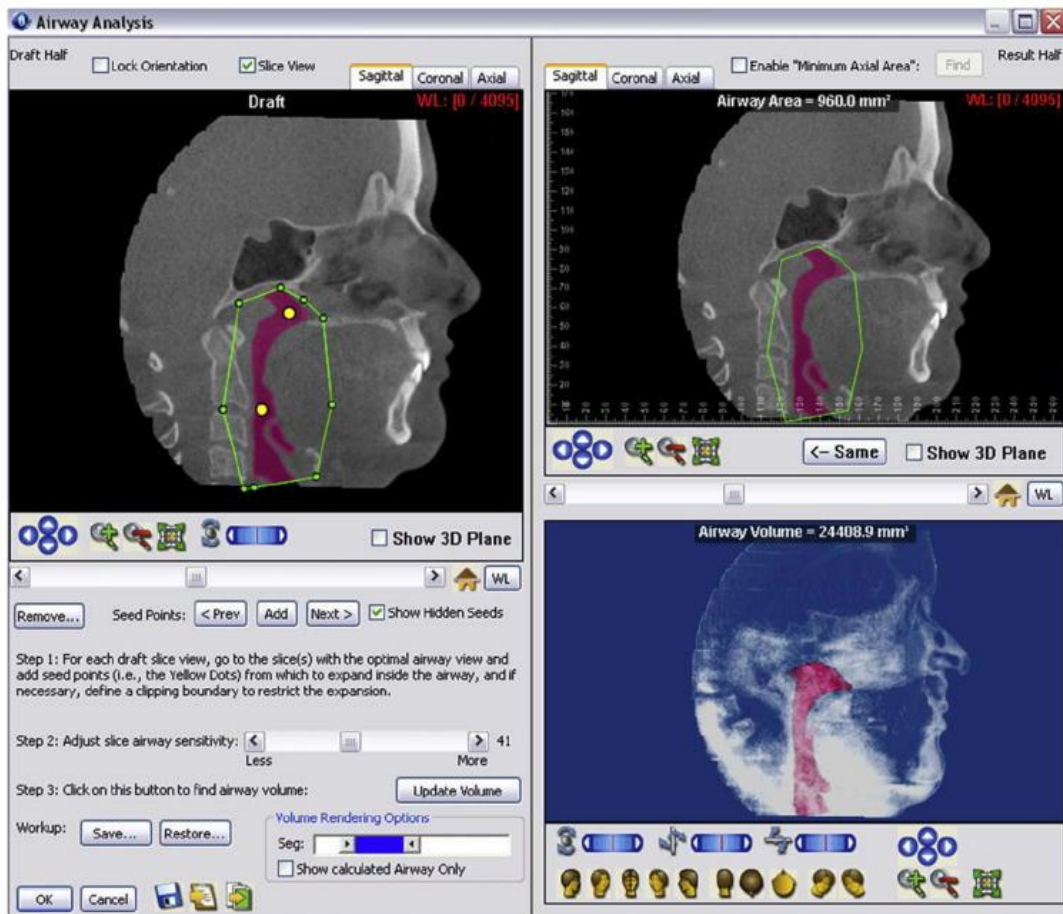


Figura 28. Analisi delle vie aeree in Dolphin Imaging



Figura 29. Accoppiamento di fotografia 2D con immagine 3D resa di superficie dei tessuti molli da Dolphin Imaging

## 5.6 *PIANIFICAZIONE DELL'INTERVENTO*<sup>(45)(46)(47)(48)</sup>

Dopo la elaborazione dei dati a disposizione e dopo aver stilato la diagnosi i software permettono tutti di pianificare l'intervento chirurgico.

Una volta segmentato i tessuti duri e quelli molli dal pacchetto dati Tc, una volta accoppiata una fotografia ai dati (procedimento opzionale, non necessario), si passa alla simulazione dei tagli chirurgici (osteotomia virtuale) che poi rappresenteranno i reali passi operativi dell'intervento.

Una volta tagliato l'osso, esso viene riposizionato.

Il software calcola automaticamente il cambiamento nei tessuti molli e lo rende visibile nell'immagine risultato.

### 5.6.1 *OSTEOTOMIA VIRTUALE E PIANO CHIRURGICO*<sub>Fig.30, 31</sub>

Lo scopo della osteotomia virtuale è la creazione di un insieme di segmenti ossei realisticamente separati per la pianificazione dei loro spostamenti.

Questo passo serve come pianificazione basata individualmente per i tagli anatomici prima della procedura chirurgica ed automaticamente per la pianificazione della posizione e delle dimensioni delle viti e delle piastre di fissaggio.

I piani di taglio sono definiti da tre o più punti di riferimento selezionati sulla superficie.

Il passo successivo risulta essere la creazione di uno o più segmenti di strutture ossee ed il/i loro spostamento/i nello spazio virtuale al fine di correggere la discrepanza scheletrica.

Questo procedimento visivo può essere di grande aiuto al chirurgo ma esso, inoltre, può e deve essere quantificato segmento per segmento da apposite applicazioni del software.

Il chirurgo, alla workstation, si immerge in una realtà virtuale: munito occhiali 3D, visualizza tridimensionalmente il massiccio facciale del suo “paziente virtuale” ed in possesso di un “bisturi virtuale” (il mouse 3D) determina il taglio osseo più conforme, riposiziona segmenti ossei al fine di ottenere la corretta intercuspidação delle arcate.



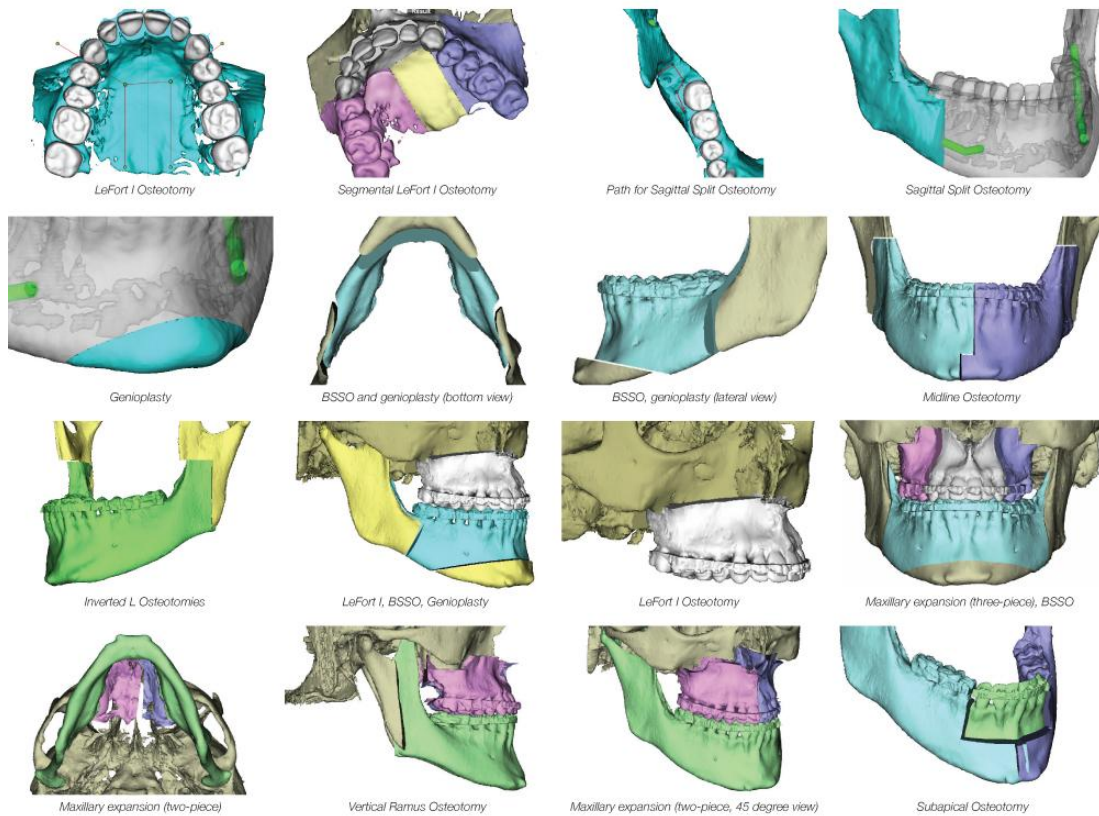


Figura 30. Osteotomie virtuale

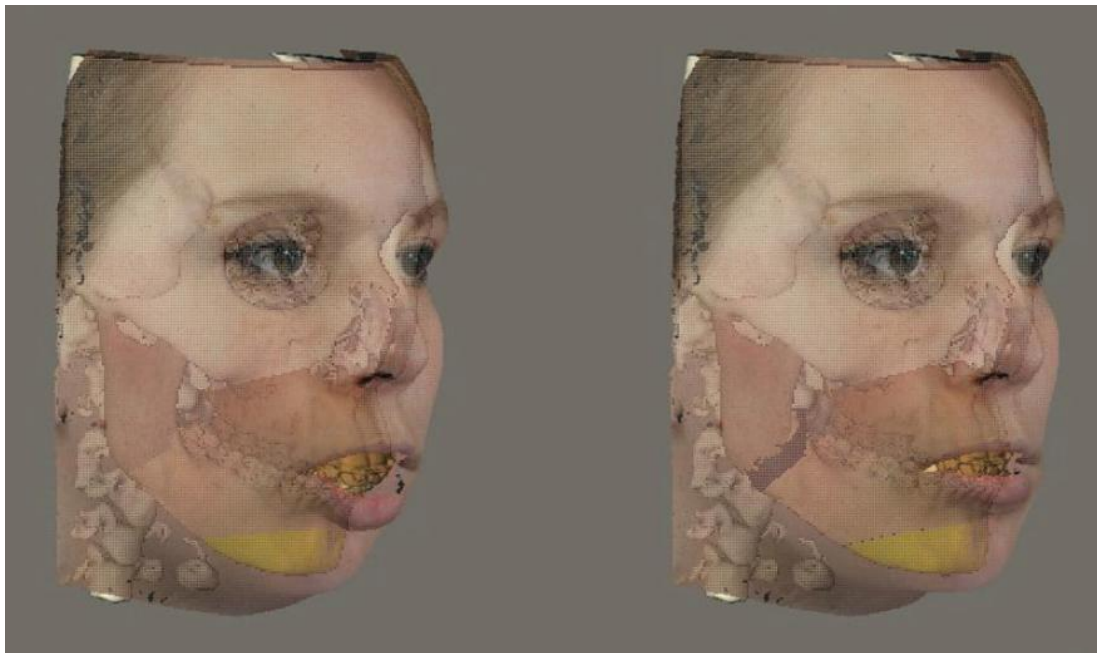


Figura 31. Piano chirurgico e simulazione variazione tessuti molli

### 5.6.2 SIMULAZIONE DELLE VARIAZIONI DEI TESSUTI MOLLI<sup>Fig.31</sup>

I metodi che tentano di prevedere le modifiche derivanti dal rimodellamento scheletrico dei tessuti molli del viso e che utilizzano modelli di approssimazione, in quanto diretta formulazione e risoluzione analitica delle equazioni della meccanica dei continui, non sono possibili con tale complessità geometrica.

Sono stati proposti vari altri metodi:

- *Modelli geometrici puri*: in questi modelli gli spostamenti dei voxels dei tessuti molli sono stimati con i movimenti dei voxel dei tessuti duri vicini, oppure i vettori di spostamento osseo sono semplicemente applicati sui vertici della retina dei tessuti molli.

- *Modelli massa-molla multistrato (MSM)*: questi modelli si basano sul presupposto che il materiale costituente una struttura anatomica può essere rappresentato da un insieme di elementi discreti, ciascuno con proprietà individuali.

Ogni elemento ha una discreta massa, e le relazioni tra queste masse sono caratterizzati da valori di rigidità.

Questi modelli soffrono di problemi di stabilità, di mancanza di conservazione del volume, e un certo squilibrio tra i parametri del modello e le reali proprietà fisiche.

- *Modelli ad elementi finiti (FEM)*: sono intensamente utilizzati per l'analisi di sistemi biomeccanici perché in grado di offrire con buona

approssimazione numerica le caratteristiche di deformazione viscoelastica.

In sostanza vengono creati una serie di sottodomini discreti, cioè elementi più piccoli e con proprietà individuali tali che per ognuno possono essere formulate equazioni della meccanica ed elaborate dal software.

In tale modo il problema della previsione dello spostamento del tessuto molle in seguito a quello dei tessuti duri viene suddiviso in più semplici elementi di valutazione.

Però, il numero di elementi necessari per ottenere risultati di accuratezza soddisfacente può essere elevato, il che comporta di solito tempi di calcolo sostanziali e richiesta di grandi risorse al PC.

- *Modelli Tensor di massa (MTM)*: derivano da un incontro fra le caratteristiche distintive dei MSM (la facile architettura) e dei FEM (la rilevanza biomeccanica).

I modelli FEM e MTM, i più solidi, forniscono i migliori risultati di simulazione, ma non hanno ancora ricevuto validazione completa per mancanza di studi di comparazione fra risultati reali e simulazioni.

### 5.6.3 *CHIRURGIA GUIDATA*

Nelle procedure correttive, il riallineamento dei segmenti ossei si effettua a mano libera, con grandi difficoltà (ad esempio sotto il gonfiore della pelle), ed è basato principalmente sulla esperienza e l'intuizione del chirurgo.

Nel riposizionamento mascellare, per esempio, una combinazione di stecche dentali, compasso, righello, e l'intuizione sono utilizzati per determinare la posizione finale.

In procedure ricostruttive, si pongono anche problemi di modellatura e posizionamento di innesti o impianti nel percorso previsto.

Per tale motivo sistemi di navigazione chirurgici sono stati sviluppati per aiutare con precisione a trasferire piani di trattamento dal computer alla sala chirurgica.

Essi utilizzano la tecnologia di tracciamento per seguire corpi anatomici, strumenti o dispositivi nello scenario operativo.

Essi forniscono una vista aumentata della corrente situazione operativa.

Ciò può includere in fase preoperatoria, o intraoperatoria, immagini acquisite, piani operativi e misurazioni in tempo reale, in modo da guidare il chirurgo nella realizzazione del piano chirurgico.

Per questa ragione, una componente essenziale di qualsiasi sistema in questo settore è una guida per posizionare oggetti chirurgici come segmenti ossei, innesti, o impianti.

Per fornire tale guida, il sistema deve supportare il monitoraggio delle posizioni degli oggetti reali in relazione alla base del cranio e al piano preoperatorio, e assistenza per manipolare l'oggetto nella configurazione desiderata.

La tecnologia di tracciamento si avvale di diversi modi per rilevare e spostare fino al traguardo il segmento osseo:

- *Bracci multi-collegamento*
- *Ultrasuoni*
- *Elettromagnetismo (i più conosciuti)*
- *Infrarossi*

#### 5.6.4 REGISTRAZIONE

La registrazione è l'operazione che stabilisce una correlazione tra la chirurgia simulata al computer e il sistema di tracciamento e la guida durante l'intervento.

L'anatomia della immagine virtuale è sovrapposta alla anatomia reale.

Dal momento in cui il piano preoperatorio appartiene al sistema di coordinate virtuali, esso è anche implicitamente registrato da questa operazione.

Le relazioni tra questi sistemi di coordinate sono le cosiddette *trasformazioni rigide* (le strutture ossee possono essere considerate indeformabili quindi rigide), che corrispondono a una rotazione e ad una traslazione.

I software CAS (computed assisted surgery) utilizzano *punti di registrazione appaiati* (fra immagine virtuale e paziente) al fine di trovare la trasformazione rigida che rappresenta meglio la corrispondenza tra coppie di punti identificati nei due sistemi di coordinate.

Sono necessarie almeno tre coppie di punti non co-lineari per definire interamente la trasformazione.

Generalmente, i punti nel sistema di coordinate dell'immagine sono identificati manualmente sullo schermo e i punti corrispondenti sono digitalizzati durante la procedura di registrazione utilizzando un

puntatore di trascinamento.

Due categorie di punti sono comunemente utilizzati:

- *Fiducials*: sono indicatori fisici esterni, che prevedono punti chiaramente identificabili nei due sistemi coordinati.

Essi sono attaccati od inseriti nella struttura da registrare e quindi applicati al paziente prima della acquisizione dell'immagine (ad esempio un morso di registrazione dotato di markers metallici).

- *Punti di riferimento anatomici*, che siano facilmente identificabili sia nella immagine che sul paziente, con il puntatore.

La localizzazione dei punti di riferimento anatomici è generalmente meno accurata rispetto alla localizzazione di fiducials.

La schermata di navigazione è l'interfaccia con cui il sistema comunica con il chirurgo.

Il layout di visualizzazione standard per la app di localizzazione di un puntatore tipico è un insieme di porzioni di immagine, con la rappresentazione del sovrapposto puntatore di posizione.

Nel software CMFApp, per l'assistenza al posizionamento di un segmento, appaiono sul display rappresentazioni 3D di superficie dei segmenti in movimento e guide grafiche schematiche di movimento, con dati cefalometrici di movimento e punti di riferimento aggiornati in tempo reale.

L'obiettivo in questa procedura è guidare la mano del chirurgo.

L'esperienza di applicazione dei sistemi CAS indica che essi riducono i tempi ed aumentano la precisione delle procedure chirurgiche.

E' facile individuare che nei prossimi anni tali sistemi diventeranno strumenti insostituibili in questo campo per l'elaborazione dei dati clinici, per la pianificazione, la guida e la documentazione delle procedure chirurgiche.

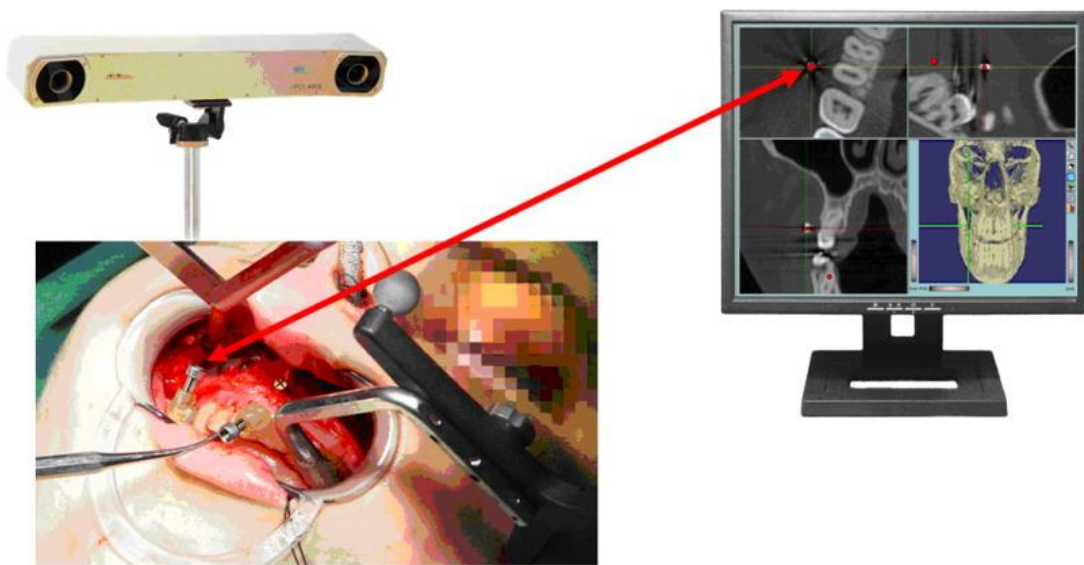


Figura 32. Punti accoppiati di registrazione stabiliscono una correlazione tra le immagini virtuali e l'anatomia reale.



## 6. CONCLUSIONI

La chirurgia ortognatica prevede segmentazione e riposizionamento dei mascellari.

Ogni caso in chirurgia ortognatica ha proprietà uniche e richiede un'attenta preparazione.

I metodi convenzionali per preparare un intervento di chirurgia ortognatica si basano su immagini radiografiche laterali e frontali.

Queste sono solo di aiuto limitato per la comprensione dei complessi difetti tridimensionali e per la pianificazione di un adeguato intervento.

L'avvento della Tc Cone Beam ha introdotto l'acquisizione di immagini 3D ed è ora utilizzata di routine per la diagnosi di gravi anomalie dello scheletro cranico.

A tutt'oggi, comunque, in molti casi, la preparazione del piano chirurgico è ancora normalmente effettuata utilizzando immagini radiografiche 2D.

Negli ultimi anni, un certo numero di centri di ricerca e imprese commerciali hanno cercato di fornire ambienti software che consentono la preparazione del piano operativo su modelli 3D derivanti dal pacchetto di dati Tc.

Poiché questi sistemi di pianificazione cominciano ad essere usati nella pratica clinica, è importante convalidare l'applicazione clinica

di questi metodi e valutare criticamente la difficoltà di trasferire piani virtuali in sala operatoria.

In questa tesi ho cercato di rendere una globale conoscenza sullo stato dell'arte attuale della Tc Cone Beam e delle enormi innovazioni già avutesi, ma anche delle enormi potenzialità in ogni campo ed in particolare nella chirurgia ortognatica.

## BIBLIOGRAFIA

- (1) Proffit WR. **Malocclusion and dentofacial deformity in contemporary society.** *Contemporary Orthodontics*, ed 4, St Louis, MO, (2007), Mosby.
- (2) Mozzo P et al. **A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results.** *European Radiology* (1998); 8: 1558-64.
- (3) Baumrind, Sheldon. **Integrated three-dimensional craniofacial mapping: Background, principles, and perspectives.** *Seminars in Orthodontics*. Vol. 7. No. 4. WB Saunders, (2001).
- (4) Miracle AC, Mukerji SK. **Conebeam CT of the head and neck, Part 1: Physical principles.** *AJNR American Journal of Neuroradiology* (June 2009); 30:1088-95.
- (5) Danforth, Robert A., Ivan Dus, and James Mah. **3-D volume imaging for dentistry: a new dimension.** *Journal of the California Dental Association* 31.11 (2003): 817-823.
- (6) Scarfe WC, Farman AG. **What is cone beam CT and how does it work?** *Dental Clinics of North America* (2008); 52(4): 707-30.
- (7) White, Stuart C. **Cone-beam imaging in dentistry.** *Health Physics* 95.5 (2008): 628-637.
- (8) Kau, Chung H., Qingyi Li, and Nadia Abou Kheir. **Update on cone beam technology and orthodontic analysis.** *Dental Clinics of North America* 58.3 (2014): 653-669.
- (9) **Cone Beam CT:Aspetti di Radioprotezione e Controlli di Qualità. Report interassociativo.** SIRM AIFM. *Free online pdf file link:*  
[http://www.fisicamedica.it/aifm/documenti/data/pubblici/doc/2015/2015\\_02\\_11\\_Report\\_interassociativo.pdf](http://www.fisicamedica.it/aifm/documenti/data/pubblici/doc/2015/2015_02_11_Report_interassociativo.pdf)
- (10) Loubele, Miet, et al. **Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications.** *European Journal of Radiology* 71.3 (2009): 461-468.
- (11) Miracle AC, Mukerji SK. **Conebeam CT of the head and neck, Part 2: Clinical applications.** *AJNR American Journal of Neuroradiology* (August 2009); 30:1285-92.

- (12) Dawood, A., S. Patel, and J. Brown. **Cone beam CT in dental practice.** *British Dental Journal* 207.1 (2009): 23-28.
- (13) Nobel Guide – **Manuale per la chirurgia guidata.** Free online pdf file link: [https://www.nobelbiocare.com/content/dam/GMT/Produced%20Material/Manual/159/PRODMTRL\\_0006467\\_1\\_19240.pdf.download/74966\\_NobelGuide%20Concept%20Manual\\_2012.2\\_IT.pdf](https://www.nobelbiocare.com/content/dam/GMT/Produced%20Material/Manual/159/PRODMTRL_0006467_1_19240.pdf.download/74966_NobelGuide%20Concept%20Manual_2012.2_IT.pdf)
- (14) Reineke JP. **Essentials of orthognathic surgery.** Quintessence Publishing (2010).
- (15) **Criteria for Orthognathic Surgery.** © The American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons (2015). Free online pdf link: [http://www.aaoms.org/images/uploads/pdfs/ortho\\_criteria.pdf](http://www.aaoms.org/images/uploads/pdfs/ortho_criteria.pdf)
- (16) Thiele, Oliver C., et al. **Moving the mandible in orthognathic surgery—A multicenter analysis.** *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* (2016).
- (17) Popat H, Richmond S. **New developments in three-dimensional planning for orthognathic surgery.** *Journal of Orthodontics* (2010); 37:62–71.
- (18) Borba, Alexandre Meireles, et al. **How Many Oral and Maxillofacial Surgeons Does It Take to Perform Virtual Orthognathic Surgical Planning?** *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* (2016).
- (19) Jacobs JD, Sinclair PM. **Principles of orthodontic mechanics in orthognathic surgery cases.** *American Journal of Orthodontics* (1983); 84:399-407.
- (20) Sabri R. **Orthodontic objectives in orthognathic surgery: state of the art today.** *World Journal of Orthodontics* (2006); 7(2):177-91.
- (21) Wolford, Larry M., et al. **Orthodontics for orthognathic surgery.** *Petersons principles of oral and maxillofacial surgery.* 2nd ed. Hamilton 1 (2004).
- (22) AO Surgery Reference in AO foundation. Free online pdf file link: <https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery>
- (23) Grauer D et al. **Working with DICOM craniofacial images.** *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* (2009 Sep); 136(3): 460–70.
- (24) **Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM).** NEMA Publications PS 3.1-PS 3.12. The National Electrical Manufacturers Association. Rosslyn, VA, (1992), (1993), (1994), (1995).

- (25) **Dicom** (n.d.). In *Wikipedia*. Retrieved (March 20, 2015). *Free online pdf file link:*  
<http://en.wikipedia.org/wiki/DICOM>
- (26) Dean Bidgood jr W et al. **Understanding and using DICOM, the data interchange standard for biomedical imaging.** *Journal of the American Medical Informatics Association* (1997 May-Jun); 4(3): 199–212.
- (27) Benn DK, Bidgood WD, Jr, Pettigrew JC, Jr. **An imaging standard for dentistry: extension of the radiology DICOM standard.** *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology* (1993);76: 262-5.
- (28) Spin-Neto, Rubens, et al. **Exploring CBCT-based DICOM files. A systematic review on the properties of images used to evaluate maxillofacial bone grafts.** *Journal of Digital Imaging* 24.6 (2011): 959-966.
- (29) Lascala CA et al. **Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography.** *Dentomaxillofacial Radiology* (2004); 33:291–4.
- (30) Danielle R. Periago, William C. Scarfe, Mazyar Moshiri, James P. Scheetz, Anibal M. Silveira, and Allan G. Farman. **Linear Accuracy and Reliability of Cone Beam CT Derived 3-Dimensional Images Constructed Using an Orthodontic Volumetric Rendering Program.** *The Angle Orthodontist:* (May 2008), Vol. 78, No. 3, pp. 387-395.
- (31) Bruno Frazão Gribel, Marcos Nadler Gribel, Diogo Campos Frazão, James A. McNamara Jr, and Flavio Ricardo Manzi. **Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans.** *The Angle Orthodontist:* (January 2011), Vol. 81, No. 1, pp. 26-35.
- (32) April A. Brown, William C. Scarfe, James P. Scheetz, Anibal M. Silveira, and Allan G. Farman. **Linear Accuracy of Cone Beam CT Derived 3D Images.** *The Angle Orthodontist:* (January 2009), Vol. 79, No. 1, pp. 150-157.
- (33) Valutazione dei software demo:
- [www.anatamage.com](http://www.anatamage.com)
- [www.dentsplyimplants.com](http://www.dentsplyimplants.com) [www.medicim.com](http://www.medicim.com)
- [www.dolphinimaging.com](http://www.dolphinimaging.com) [www.aocmf.aofoundation.org](http://www.aocmf.aofoundation.org)

- (34) Fredieu, John R., et al. **Anatomical Models: a Digital Revolution.** *Medical Science Educator* 25.2 (2015):183-194.
- (35) Shafi, M. I., et al. **The accuracy of three-dimensional prediction planning for the surgical correction of facial deformities using Maxilim.** *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 42.7 (2013): 801-806.
- (36) Becker OE, Scolari N, Melo MFS, Haas Junior OL, Avelar RL, et al. **Three-dimensional Planning in Orthognathic Surgery using Cone-beam Computed Tomography and Computer Software.** *Journal of Computer Science & Systems Biology* (2013); 6: 311- 316
- (37) Cevidanes Lucia HC, et al. **Cranial base superimposition for 3-dimensional evaluation of soft-tissue changes.** *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 137.4 (2010): S120-S129.
- (38) Ullah R. **The validity of 3dMD Vultus in predicting soft tissue morphology following orthognathic surgery** *Master Philosophy thesis, University of Birmingham* (2014).
- (39) Chang, Jessica B., et al. **Three-dimensional surface imaging in plastic surgery: Foundation, practical applications, and beyond.** *Plastic and Reconstructive Surgery* 135.5 (2015): 1295-1304.
- (40) Ploij JM et al. **Digital three-dimensional image fusion processes for planning and evaluating orthodontics and orthognathic surgery. A systematic review.** *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* (2011); 40: 341–352.
- (41) Schendel, Stephen A., and Chris Lane. **3D orthognathic surgery simulation using image fusion.** *Seminars in Orthodontics*. Vol. 15. No. 1. WB Saunders, (2009).
- (42) Nakasima A et al. **Three-dimensional computer-generated head model reconstructed from cephalograms, facial photographs, and dental cast models.** *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* (2005 Mar);127(3):282-92.
- (43) Uechi Jun, et al. **A novel method for the 3-dimensional simulation of orthognathic surgery by using a multimodal image-fusion technique.** *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 130.6 (2006): 786-798.

- (44) Chapuis J et al. **A new system for computer-aided preoperative planning and intraoperative navigation during corrective jaw surgery.** *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* (2007 May); 11(3):274-87.
- (45) Cevidane L et al. **3D surgical simulation.** *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* (2010 Sep); 138(3):361-71.
- (46) Politi Massimo, et al. **Intraoperative awakening of the patient during orthognathic surgery: a method to prevent the condylar sag.** *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 65.1 (2007): 109-114.
- (47) Kim Hyungmin et al. **Soft-tissue simulation for cranio-maxillofacial surgery: clinical needs and technical aspects.** *Studies in Mechanobiology, Tissue Engineering and Biomaterials* (2012); 9: 413–440.
- (48) Kim Hyungmin, et al. **A new soft-tissue simulation strategy for cranio-maxillofacial surgery using facial muscle template model.** *Progress in Biophysics and Molecular Biology* 103.2 (2010): 284-291.

## RINGRAZIAMENTI

Giunta ormai in prossimità dell'esame di Laurea, mi sembra doveroso ringraziare il Professor Mario Gabriele per avermi concesso l'opportunità di svolgere questa tesi, sempre sotto il suo occhio attento e vigile, consigliandomi nel modo più opportuno, potendo così raccogliere insegnamenti che mi serviranno per il resto della vita.

Ringrazio tutti i miei compagni di corso Francesca, Letizia, Chiara, Saverio, Min, Tommaso, Paolo, Duccio, Marco e Gianluca con i quali ho condiviso i momenti che la vita universitaria mi ha dato in tutti questi anni.

Ringrazio tutte le mie Amiche e Amici, Alessandra, Erika, Anna, Ilaria, Lara e Andrea per i consigli, le gioie, la comprensione e il supporto in tutti i momenti belli e brutti che ho avuto.

Ringrazio Margherita, Roberto e Delfo per avermi accolta come una figlia e aiutata e sostenuta come tale.

Ringrazio tutta la mia famiglia, le mie nonne, tutti gli zii e i cugini per avermi appoggiato durante la vita universitaria.

Ringrazio i miei genitori, che mi hanno sostenuta in ogni momento, in particolare mio padre che ha sempre creduto in me, ha saputo darmi fiducia, forza e coraggio.



Un ringraziamento particolare va a mia sorella, la mia vera Amica, consigliera, punto di riferimento durante un periodo per me critico culminato col raggiungimento del traguardo da me desiderato e tanto amato.

Il ringraziamento più grande va a Simone, mio compagno di vita, la mia famiglia ormai, che in tutti questi anni di studio mi ha sempre sostenuta, sempre appoggiata, sempre aiutata all'inverosimile; nei momenti belli e in quelli brutti, non avrei potuto desiderare di meglio.

Giulia