

**UNIVERSITÀ
DI SIENA
1240**

Dipartimento di Biotechnologie Mediche

Dottorato in Biotechnologie mediche

38° Ciclo

Coordinatore Prof. Francesco Iannelli

**“In-house 3D digital workflow for maxillomandibular deformities:
segmentation as a key step in visualization and surgical planning”**

Settore scientifico disciplinare: MED28

Candidata

Vittoria Fantozzi

Università degli studi di Siena

Firma digitale del/della candidato/a

Supervisore

Prof. Paolo Gennaro

Università degli Studi di Siena

Co-supervisore

Prof. Valerio Ramieri

Capitolo 1 – Le malocclusioni

1.1 Cenni storici

1.2 Definizione e inquadramento generale

1.3 Le malocclusioni dentali secondo Angle

1.4 Le Sei Chiavi dell'Occlusione

1.5 Malocclusioni scheletriche: basi anatomiche e implicazioni cliniche

1.6 La transizione dall'analogico al digitale nella diagnosi e pianificazione ortognatica

Capitolo 2 – Le tecniche osteotomiche in chirurgia ortognatica

2.1 Principi generali delle osteotomie

2.2 Osteotomie del mascellare superiore

2.2.1 Osteotomia segmentale anteriore

2.2.2 Osteotomia segmentale posteriore

2.3 Osteotomie della mandibola

2.4 Considerazioni cliniche e integrazione con la pianificazione digitale

Capitolo 3 – Approcci terapeutici in chirurgia ortognatica

3.1 Orthodontic-First Approach

3.2 Surgery-First Approach: rationale biologico e clinico

3.3 Confronto tra Orthodontic-First e Surgery-First

3.4 Personalizzazione del trattamento nel contesto digitale

Capitolo 4 – La virtualizzazione del paziente

4.1 Dalla diagnostica bidimensionale al modello virtuale

4.2 La CBCT come fondamento radiologico

4.3 Standard DICOM e interoperabilità dei dati

4.4 Scanner intraorali e digitalizzazione delle arcate

4.5 Fusione dei dati e creazione del paziente virtuale

4.6 Visualizzazione e analisi tridimensionale avanzata

4.7 Pianificazione chirurgica nel paradigma digitale

4.8 Tecnologie emergenti e sviluppi futuri

Capitolo 5 – La chirurgia virtuale

5.1 Evoluzione storica del Virtual Surgical Planning

5.2 Modelli tridimensionali e imaging volumetrico

5.3 Il concetto di Virtual Surgical Planning (VSP)

5.4 Riferimenti cefalometrici e considerazioni cliniche

5.5 Applicazioni cliniche e vantaggi del VSP

Capitolo 6 – La segmentazione

6.1 La segmentazione come atto clinico

6.2 Specificità della segmentazione

6.3 Tecniche di segmentazione: principi, potenzialità e limiti

6.3.1 Segmentazione manuale

6.3.2 Segmentazione semi-automatica

6.3.3 Segmentazione automatica tramite Intelligenza Artificiale

6.4 Validazione e controllo di qualità del modello segmentato

6.5 Impatto della segmentazione sulla chirurgia ortognatica

Capitolo 7 – Materiali e Metodi

7.1 Disegno dello studio

7.2 Metodologia dello studio

7.3 Analisi statistica

7.4 Sintesi dei risultati

7.5 Seconda validazione: dal modello digitale alla stampa 3D

Capitolo 8 – Risultati

Capitolo 9 – Discussione

Capitolo 10 - Conclusioni

10.1 limiti dello studio

10.2 prospettive future

Bibliografia

Introduzione

La deformità dento-facciale rappresenta un insieme complesso di alterazioni delle proporzioni cranio-facciali e dei rapporti occlusali che, per la loro natura multifattoriale, incidono profondamente sul benessere psicofisico del paziente. Non si tratta semplicemente di una variazione estetica o dentale, ma di una condizione che coinvolge strutture scheletriche, articolari, dentali e dei tessuti molli, con ripercussioni che si estendono ben oltre il cavo orale.

[12,28]



Figura 1 Es. di deformità dento scheletriche, da dx a sn 1) retrusione della maxilla con protrusione mandibolare, 2) asimmetria facciale, 3) retrognazia mandibolare con eccesso verticale del mascellare superiore

Queste deformità possono compromettere funzioni fondamentali dell'apparato stomatognatico — come masticazione, fonazione, respirazione e deglutizione — e, allo stesso tempo, influenzare in modo significativo

l'armonia del volto, che è uno degli elementi primari attraverso cui l'essere umano si relaziona con l'ambiente esterno.

L'impatto psicologico non deve essere sottovalutato: il volto è il centro della comunicazione e dell'identità individuale, e qualsiasi alterazione delle sue proporzioni può determinare disagio, riduzione dell'autostima e difficoltà nelle interazioni sociali. Per questo motivo, la gestione delle deformità dento-facciali richiede un approccio globale che tenga conto non solo dell'aspetto funzionale, ma anche dell'equilibrio estetico e dell'effetto sulla qualità della vita del paziente.

Tradizionalmente, il trattamento di queste condizioni si basava esclusivamente sull'ortodonzia. Tuttavia, la sola movimentazione dentale non è sufficiente quando la disarmonia nasce da una discrepanza scheletrica: in tali casi, il ripristino dell'equilibrio richiede una sinergia tra ortodonzia e chirurgia ortognatica. L'ortodonzia prepara le arcate all'intervento, eliminando i compensi dentali e riportando i denti nella loro posizione fisiologica rispetto alle basi ossee; la chirurgia ortognatica interviene successivamente per riposizionare le ossa mascellari e ristabilire l'armonia tridimensionale del volto. [1,2,3]

Per lungo tempo la pianificazione di tali interventi si basava su strumenti analogici: modelli in gesso, tracciati cefalometrici su radiografie bidimensionali e fotografie cliniche. Questi strumenti, pur essendo stati

essenziali per la crescita della disciplina, presentavano limiti sostanziali nella rappresentazione tridimensionale delle strutture cranio-facciali. La complessità anatomica del distretto maxillo-facciale rendeva difficile prevedere con precisione l'esito degli interventi e valutare in modo accurato i movimenti necessari. [2,8,9] [6,10]

L'avvento della tecnologia digitale ha segnato una svolta epocale in questo campo. L'introduzione della Cone Beam Computed Tomography (CBCT), degli scanner intraorali, della stereofotogrammetria 3D e dei software dedicati alla pianificazione chirurgica ha permesso di superare le limitazioni della diagnostica tradizionale. Per la prima volta è stato possibile integrare modelli tridimensionali accurati delle ossa, dei denti e dei tessuti molli in un unico ambiente digitale, creando il cosiddetto paziente virtuale. Questo modello consente al clinico di analizzare, manipolare e simulare gli spostamenti delle strutture anatomiche con un livello di precisione difficilmente raggiungibile con gli strumenti analogici. [2,3,8,9] [7,20] [14,15,16] [17,18] [12,28] [2,8,9]

Il paziente virtuale non rappresenta soltanto un progresso tecnologico, ma un vero e proprio cambiamento di paradigma: permette una pianificazione più predicibile, sicura e personalizzata, riducendo gli imprevisti intraoperatori e migliorando il dialogo tra ortodontista, chirurgo e paziente. La chirurgia ortognatica moderna, infatti, si fonda sempre più sull'accuratezza predittiva, sulla visualizzazione avanzata e sulla possibilità di simulare diversi scenari

chirurgici prima ancora di intervenire. [1,2,3] [2,3,8,9] [17,18] [2,8,9]
[11,12,19,20]

Accanto alla diagnostica, anche la fase operativa ha beneficiato della digitalizzazione. La produzione di splint chirurgici tramite sistemi CAD/CAM, la realizzazione di modelli 3D e l'uso di impianti personalizzati (Patient Specific Implants, PSI) hanno ulteriormente migliorato la precisione e la stabilità degli interventi. L'insieme di queste innovazioni ha reso possibile una chirurgia più raffinata, più sicura e più efficiente, nella quale il clinico può basarsi su dati oggettivi e misurabili piuttosto che su valutazioni esclusivamente empiriche. [14,15,16] [17,18] [4,17]

In questo contesto, l'analisi, la comprensione e il trattamento delle deformità dento-facciali non possono prescindere da un approccio multidisciplinare, capace di integrare competenze ortodontiche, chirurgiche, radiologiche e digitali. La presente tesi si inserisce in questo scenario di profonda trasformazione, analizzando strumenti, tecniche e metodologie che oggi rivestono un ruolo chiave nel percorso diagnostico-terapeutico e aprono nuove prospettive nella gestione delle dismorfie cranio-facciali.

Capitolo 1 – Le Malocclusioni

1.1 Cenni storici

La storia dello studio delle malocclusioni e, più in generale, dell'ortodonzia e della chirurgia ortognatica è il risultato di un processo evolutivo lento, progressivo e strettamente legato allo sviluppo delle scienze mediche, della diagnostica radiologica e delle tecniche chirurgiche. In origine, le anomalie dento-facciali venivano affrontate in modo puramente sintomatico:

l'attenzione si concentrava quasi esclusivamente sui denti, senza una reale comprensione delle relazioni scheletriche e della complessità tridimensionale del volto umano. I primi tentativi di correggere tali disarmonie erano spesso approssimativi e privi di una base scientifica solida. [1,2,3]

Il vero punto di svolta avvenne nella seconda metà dell'Ottocento con l'opera di Edward Hartley Angle, una figura che rivoluzionò il modo di intendere l'occlusione e pose le basi dell'ortodonzia moderna. Angle intuì che l'occlusione non poteva essere valutata solo dal punto di vista dentale, ma che essa rappresentava un rapporto complesso tra denti, basi ossee e conformazione cranio-facciale. La sua celebre classificazione in tre classi — I, II e III — divenne il primo sistema diagnostico universalmente riconosciuto e costituisce ancora oggi un riferimento fondamentale nella pratica clinica.



Fig. 2 Le classi dentoscheletriche di Angle

Nel corso del Novecento, la comprensione delle malocclusioni si ampliò ulteriormente grazie all'introduzione della cefalometria, sviluppata indipendentemente da Broadbent negli Stati Uniti e da Hofrath in Germania negli anni '30. Questo nuovo strumento permise di analizzare, attraverso tracciati radiografici standardizzati, le strutture scheletriche del volto e la loro evoluzione nel tempo. Per la prima volta, i clinici poterono misurare con precisione angoli, distanze e relazioni anatomiche, ottenendo una visione oggettiva dello sviluppo cranio-facciale e della crescita dei mascellari. [6,10]

La disciplina fece un ulteriore salto qualitativo negli anni '70 grazie ai lavori di Lawrence Andrews, che studiò oltre un centinaio di dentature ritenute perfette dal punto di vista oclusale. Da questa analisi elaborò il concetto delle "Sei Chiavi dell'Occlusione", un insieme di criteri che definiscono l'equilibrio ideale tra i denti, la loro posizione nello spazio e il rapporto tra le due arcate. Il contributo di Andrews permise di affinare ulteriormente gli obiettivi del

trattamento ortodontico, introducendo una visione più articolata dell'armonia dentale.

Nel frattempo, l'evoluzione della chirurgia maxillo-facciale e dell'ortognatica ampliò ulteriormente la comprensione delle malocclusioni scheletriche.

L'introduzione delle osteotomie mascellari e mandibolari, l'avanzamento delle tecniche di fissazione rigida e la crescente collaborazione tra ortodontisti e chirurghi contribuirono a definire un approccio sempre più multidisciplinare.

Le malocclusioni iniziarono a essere interpretate non più come banalità dentarie, ma come espressione di disarmonie più profonde che coinvolgevano l'intero complesso cranio-facciale. [1,2,3]

L'evoluzione storica dimostra quindi come lo studio delle malocclusioni sia passato da una visione puramente dentale ad una comprensione globale del volto, che coinvolge aspetti scheletrici, funzionali, estetici e, più recentemente, digitali. Questo percorso rappresenta la base indispensabile per la moderna pratica clinica, nella quale diagnosi e trattamento vengono affrontati attraverso un'integrazione sempre più raffinata di conoscenze e tecnologie.

1.2 Definizione e inquadramento generale

Il concetto di malocclusione è molto più complesso di quanto potrebbe apparire a una prima analisi. Non si limita infatti a descrivere una semplice alterazione dell'allineamento dentale, ma rappresenta un quadro

multifattoriale in cui entrano in gioco componenti scheletriche, dento-alveolari, funzionali, neuromuscolari e, non da ultimo, estetiche. La malocclusione modifica l'equilibrio dinamico tra denti, basi ossee, muscoli e articolazioni, incidendo sulla funzionalità dell'apparato stomatognatico e, in molti casi, sulla morfologia globale del volto.

Le origini di tali alterazioni possono essere congenite, acquisite, ambientali o derivate da abitudini viziate. È noto, ad esempio, come fattori quali la respirazione orale, la deglutizione atipica, la suzione protratta o disfunzioni muscolari possano contribuire al mantenimento o all'accentuazione di una malocclusione. Allo stesso modo, la componente ereditaria gioca un ruolo determinante nelle discrepanze scheletriche più marcate.

Le malocclusioni possono quindi essere considerate l'espressione finale di un'interazione complessa tra fattori genetici e ambientali, e per questo richiedono un approccio diagnostico approfondito che tenga conto della tridimensionalità del volto, della funzione e dell'estetica.

1.3 Le malocclusioni dentali secondo Angle

La classificazione di Angle, nonostante la sua natura storica, costituisce ancor oggi un punto di riferimento essenziale nella pratica clinica per la semplicità e immediatezza del criterio diagnostico. Essa si basa sulla relazione sagittale tra il primo molare superiore e il primo molare inferiore, considerata il punto di partenza biomeccanicamente più stabile. [17,18]

Nella Classe I, i rapporti molari sono corretti, ma possono essere presenti anomalie morfologiche o posizionali dei denti. Questa categoria comprende una vasta gamma di situazioni: affollamento, rotazioni, discrepanze trasversali e problemi di spazio. Sebbene fisiologicamente compatibile, la Classe I può nascondere problematiche funzionali o estetiche significative.

[17,18]

La **Classe II** è caratterizzata da una posizione avanzata del mascellare superiore o, più frequentemente, da una mandibola retrusa. Tale configurazione può determinare un profilo convesso, un aumento dell'overjet e problemi respiratori o fonatori legati alla retrusione mandibolare. La distinzione tra prima e seconda divisione — basata sull'inclinazione degli incisivi superiori — permette una valutazione più precisa delle componenti dentali coinvolte.

La **Classe III**, invece, presenta una prominenza mandibolare o un deficit del mascellare superiore. È spesso associata a un profilo concavo, difficoltà nell'incisione e masticazione, e talvolta a importanti implicazioni estetiche e psicologiche. Le Classi III possono essere di natura dentale, scheletrica o mista e, nelle forme più gravi, richiedono correzioni scheletriche complesse.

La classificazione di Angle, pur incentrata sulla sola relazione molare, ha il grande merito di aver introdotto un linguaggio comune e una base oggettiva per il confronto diagnostico tra clinici.

1.4 Le Sei Chiavi dell'Occlusione

Le *Six Keys to Normal Occlusion* di Andrews rappresentano un ulteriore passo avanti rispetto alla classificazione di Angle. Esse non descrivono semplicemente una malocclusione, ma definiscono ciò che può essere considerato un'“occlusione ideale”. Grazie a queste sei chiavi, il concetto di normalità occlusale si amplia, includendo elementi come l'angolazione dei denti, la forma dell'arcata e la relazione tridimensionale tra le superfici occlusali.

Queste chiavi — rapporti molari e canini corretti, linee mediane coincidenti, valori fisiologici di overjet e overbite, assenza di rotazioni dentali e curva di Spee armonica — forniscono un quadro di riferimento completo che consente al clinico di definire con precisione gli obiettivi del trattamento. Esse mostrano come la buona occlusione non sia solo funzione dei rapporti antero-posteriori, ma derivi da un equilibrio complesso fra inclinazioni dentali, contatti interocclusali e simmetria.

1.5 Malocclusioni scheletriche: basi anatomiche e implicazioni cliniche

Le malocclusioni scheletriche rappresentano la categoria più complessa e clinicamente rilevante. Esse derivano da discrepanze delle basi ossee che possono manifestarsi nei tre piani dello spazio: sagittale, verticale e trasversale. A differenza delle malocclusioni puramente dentali, le forme scheletriche non possono essere corrette stabilmente attraverso la sola

movimentazione dentale, poiché il problema risiede nella struttura ossea di supporto. [17,18]

Nel **piano sagittale**, le discrepanze possono manifestarsi come retrusione mandibolare, prognatismo, ipoplasia mascellare o combinazioni dei suddetti quadri. La determinazione della reale causa scheletrica è fondamentale, poiché ha importanti implicazioni terapeutiche: ad esempio, una Classe II da retrusione mandibolare richiede un approccio completamente diverso rispetto a una Classe II dovuta a protrusione mascellare.

Nel **piano verticale**, il volto può presentarsi brachifacciale o dolico-facciale, con quadri clinici tipici quali deep bite o open bite scheletrico. L'eccessiva crescita verticale può alterare i rapporti occlusali, influire sull'estetica del sorriso e compromettere la funzione respiratoria.

Nel **piano trasversale**, le discrepanze si manifestano spesso come restringimenti mascellari, deviazioni mandibolari o morsi incrociati. Queste alterazioni non solo compromettono la simmetria facciale, ma interferiscono con la funzione mandibolare e possono determinare deviazioni funzionali persistenti.

Un capitolo a parte merita lo studio delle **asimmetrie facciali**, spesso causate da alterazioni unilaterali della crescita mandibolare. Le forme descritte da Obwegeser — *Hemimandibular Hyperplasia* e *Hemimandibular Elongation* — rappresentano esempi estremi di disarmonia, nei quali la

crescita ossea non è simmetrica e produce deviazioni marcate del mento, differenze volumetriche evidenti e disallineamenti scheletrici significativi.

Le malocclusioni scheletriche, nel loro insieme, costituiscono una delle principali indicazioni alla chirurgia ortognatica, poiché solo attraverso il riposizionamento delle basi ossee è possibile ristabilire un equilibrio funzionale, estetico e articolare. [1,2,3]

1.6 La transizione dall'analogico al digitale nella diagnosi e

pianificazione ortognatica [1,2,3] [2,8,9]

Per molti anni la valutazione delle malocclusioni e la pianificazione ortodontico-chirurgica si sono basate su strumenti completamente analogici: modelli in gesso ottenuti da impronte tradizionali, tracciati cefalometrici manuali e fotografie bidimensionali. Sebbene questi strumenti abbiano rappresentato il fondamento della pratica clinica per decenni, la loro natura intrinsecamente bidimensionale limitava la possibilità di cogliere la complessità tridimensionale del volto e delle strutture mascellari. I clinici dovevano affidarsi alla propria esperienza per interpretare e integrare informazioni provenienti da fonti diverse, spesso distorte da sovrapposizioni anatomiche o errori di proiezione radiografica. [17,18] [2,8,9] [6,10]

Il passaggio al digitale non è avvenuto in modo improvviso, ma come un'evoluzione progressiva resa possibile da una serie di innovazioni tecnologiche. La diffusione della Cone Beam Computed Tomography (CBCT)

ha rappresentato una delle prime rivoluzioni: per la prima volta era possibile osservare il massiccio facciale nella sua tridimensionalità, con un livello di dettaglio sufficiente per la pianificazione ortognatica e con una dose di radiazioni più contenuta rispetto alla TC convenzionale. Parallelamente, gli scanner intraorali hanno iniziato a sostituire le impronte tradizionali, consentendo di ottenere modelli dentali digitali più accurati, immediatamente disponibili e soprattutto perfettamente integrabili con le immagini radiologiche. [1,2,3] [7,20] [2,8,9]

A queste innovazioni si è aggiunta successivamente la stereofotogrammetria 3D del volto, che ha permesso di acquisire in pochi millisecondi una rappresentazione fedele dei tessuti molli. Per la prima volta, le tre componenti fondamentali della diagnosi ortognatica — scheletro, denti e tessuti molli — potevano essere combinate in un unico ambiente digitale. È da questa integrazione che nasce il concetto di paziente virtuale, una ricostruzione tridimensionale completa e navigabile, nella quale il clinico può muoversi con precisione millimetrica, analizzare proporzioni, simulare movimenti chirurgici e prevedere con maggiore affidabilità gli effetti estetici e funzionali delle correzioni. [1,2,3] [2,3,8,9] [14,15,16] [12,28]

I software dedicati alla pianificazione tridimensionale hanno ulteriormente ampliato le possibilità cliniche. Oltre a fornire strumenti per la segmentazione delle strutture anatomiche, essi consentono oggi di effettuare spostamenti virtuali dei mascellari, di generare splint chirurgici digitali e di progettare

dispositivi personalizzati da realizzare tramite sistemi CAD/CAM. Grazie alla stampa 3D, queste progettazioni digitali trovano una corrispondenza immediata nel mondo reale attraverso modelli, dime chirurgiche e placche personalizzate che rispecchiano fedelmente quanto pianificato al computer. [2,3,8,9] [11,12,19,20] [14,15,16] [17,18] [4,17] [2,8,9]

Questa transizione non rappresenta soltanto un'evoluzione tecnologica, ma un vero e proprio cambiamento di paradigma: la diagnosi diventa più accurata, la pianificazione più predicibile, l'esecuzione chirurgica più controllata e la comunicazione con il paziente più immediata grazie alla possibilità di visualizzare simulazioni realistiche. La digitalizzazione ha dunque reso la chirurgia ortognatica una disciplina più precisa, replicabile e orientata alla personalizzazione del trattamento. [1,2,3] [17,18] [2,8,9]

Capitolo 2 – Le Tecniche Osteotomiche in Chirurgia Ortognatica [1,2,3]

2.1 Principi generali delle osteotomie

La chirurgia ortognatica si fonda su un insieme articolato di tecniche osteotomiche, sviluppate nel corso di oltre un secolo di evoluzione clinica e scientifica. Queste procedure, che prevedono fratture controllate delle basi ossee mascellari e mandibolari, consentono di correggere le discrepanze scheletriche responsabili delle malocclusioni più gravi. Le osteotomie costituiscono dunque il cuore della disciplina: attraverso di esse è possibile

riposizionare i segmenti ossei, stabilizzare l'occlusione e ristabilire l'armonia estetica e funzionale del volto. [1,2,3] [11,12,19,20]

L'obiettivo fondamentale di ogni tecnica osteotomica è duplice: da un lato ripristinare una corretta relazione scheletrica e dentale, dall'altro garantire stabilità e sicurezza nel post-operatorio. La scelta della procedura più idonea dipende dalla natura della malocclusione, dalla direzione degli spostamenti richiesti, dall'età del paziente e dalle caratteristiche anatomiche individuali. Le tecniche più avanzate consentono oggi spostamenti tridimensionali estremamente precisi, spesso pianificati preoperatoriamente attraverso sistemi digitali e guide chirurgiche prodotte con metodiche CAD/CAM. [17,18]

2.2 Osteotomie del mascellare superiore

Il mascellare superiore può essere riposizionato attraverso diverse tipologie di osteotomie, che variano in base alla porzione ossea coinvolta, alla complessità del caso e agli obiettivi terapeutici.

Osteotomia segmentale anteriore [11,12,19,20] [1,3]

Questa procedura, basata sulla tecnica descritta da Wassmund, permette la mobilizzazione della pre-maxilla dopo l'estrazione dei primi premolari. È indicata nei casi di protrusione dento-alveolare eccessiva o nei quadri di gummy smile, dove la riduzione dell'esposizione gengivale costituisce un importante obiettivo estetico. La mobilizzazione del segmento anteriore

consente di correggere inclinazioni dentali, rapporti verticali e protrusioni marcate, offrendo una notevole flessibilità chirurgica. [11,12,19,20]

Osteotomia segmentale posteriore [11,12,19,20] [1,3]

La tecnica di Schuckardt permette la correzione di open bite scheletrici attraverso la mobilizzazione dei segmenti posteriori del mascellare. Si tratta di una procedura particolarmente utile nei casi in cui la sola rotazione mandibolare non sia sufficiente a ristabilire un corretto contatto occlusale.

L'osteotomia orizzontale, associata a tagli verticali di separazione, permette di riposizionare selettivamente i settori laterali, correggendo anche eventuali discrepanze trasversali. [11,12,19,20] [1,3]

Osteotomia Le Fort I [1,3]

L'osteotomia Le Fort I rappresenta la tecnica più versatile e maggiormente utilizzata nella chirurgia ortognatica contemporanea. Permette di mobilizzare l'intero mascellare superiore, consentendo spostamenti tridimensionali quali avanzamento, retropulsione, impattamento, rotazioni e modifiche trasversali.

La disgiunzione pterigo-mascellare, sebbene tecnicamente delicata, garantisce la completa libertà di movimento del segmento mascellare. Questa procedura consente inoltre di segmentare ulteriormente il mascellare (in due o tre porzioni) per trattare anche le asimmetrie e le discrepanze trasversali più complesse. [1,2,3] [11,12,19,20] [17,18] [1,3]

2.3 Osteotomie della mandibola

La mandibola presenta una varietà di configurazioni anatomiche e funzionali che richiedono approcci chirurgici differenti a seconda delle esigenze cliniche.

Osteotomia segmentale anteriore [11,12,19,20] [1,3]

L'osteotomia sub-apicale anteriore permette la mobilizzazione del processo alveolare mandibolare e viene utilizzata per correggere inclinazioni dentali, discrepanze verticali e recessioni alveolari localizzate. È una tecnica utile nei casi in cui si desidera intervenire selettivamente sulla porzione anteriore senza alterare la posizione globale della mandibola. [1,3]

Osteotomia segmentale posteriore [11,12,19,20] [1,3]

Questa procedura è indicata per correggere alterazioni occlusive nei settori posteriori, come differenze di altezza dento-alveolare o deviazioni verticali. La preservazione del fascio vascolo-nervoso è un passaggio cruciale, poiché l'osteotomia interessa una regione ad alta sensibilità anatomica. [1,3]

Osteotomia del corpo mandibolare [1,3]

Utilizzata principalmente nei casi di eccessivo sviluppo mandibolare, questa tecnica prevede la resezione di un segmento definito del corpo mandibolare, previa esposizione e protezione del nervo alveolare inferiore. È una procedura riservata ai casi severi, spesso associata a una combinazione di altre osteotomie mandibolari. [11,12,19,20]

Osteotomia verticale del ramo [1,3]

La Vertical Ramus Osteotomy (IVRO) è una procedura efficace per il riposizionamento posteriore della mandibola senza necessità di fissazione rigida. È indicata soprattutto nei casi di eccessiva protrusione mandibolare. Pur non consentendo avanzamenti, rappresenta un'alternativa sicura e meno invasiva rispetto alla BSSO.

Osteotomie a “C” o a “L” invertita

Queste tecniche permettono la separazione completa tra il segmento condilare e il corpo mandibolare, risultando utili nei casi che richiedono significative modifiche della lunghezza del ramo mandibolare. Sono procedure tecnicamente complesse, eseguite tramite approccio sottomandibolare per garantire un'ampia esposizione. [11,12,19,20] [17,18]

Osteotomia sagittale bilaterale a split (BSSO) [1,3]

L'osteotomia sagittale bilaterale secondo Obwegeser-Dal Pont rappresenta la tecnica più utilizzata per il riposizionamento mandibolare. La sua versatilità permette avanzamenti, arretramenti, rotazioni e correzioni di asimmetrie. La protezione del nervo alveolare inferiore costituisce uno dei passaggi più delicati della procedura, ma l'ampia superficie di contatto ottenuta tra i segmenti garantisce una stabilità eccezionale dopo la fissazione rigida.

[11,12,19,20] [1,3]

Genioplastica

La genioplastica è una procedura complementare che consente di correggere le discrepanze estetiche e funzionali del mento. Attraverso la mobilitazione del segmento sinfisario è possibile modificarne la proiezione, la simmetria e la forma. Spesso viene associata alle osteotomie mascellari e mandibolari per perfezionare l'armonia del profilo. [11,12,19,20]

2.4 Considerazioni generali

Le tecniche osteotomiche rappresentano strumenti potenti e raffinati, ma richiedono un'elevata precisione esecutiva e una pianificazione accurata. L'avvento delle tecnologie digitali, della navigazione chirurgica e dei dispositivi personalizzati ha ulteriormente migliorato la sicurezza e l'efficacia degli interventi, rendendo possibile una chirurgia sempre più predicibile e personalizzata. [2,8,9]

Capitolo 3 – Approcci Terapeutici in Chirurgia Ortognatica [1,2,3]

La gestione clinica delle malocclusioni scheletriche nel paziente adulto si articola principalmente in tre grandi strategie terapeutiche: la modificazione della crescita, riservata ai pazienti in età evolutiva; il camouflage ortodontico, indicato per discrepanze lievi o moderate; e, infine, l'approccio chirurgico-ortodontico combinato. Quest'ultima opzione, che rappresenta il fulcro della chirurgia ortognatica, è a sua volta declinabile in due strategie operative: il

protocollo tradizionale Orthodontic-First e il più recente approccio Surgery-First. La comprensione delle differenze tra questi metodi è fondamentale per definire un percorso terapeutico personalizzato, efficace e predicibile. [1,2,3] [17,18]

3.1 Orthodontic-First Approach

L'approccio tradizionale, noto anche come pre-surgical orthodontics, è stato per molti anni la strategia di riferimento nella preparazione alla chirurgia ortognatica. Introdotto sistematicamente da Worms nel 1976, si fonda su un principio cardine: la necessità di eliminare tutti i compensi dentali prima dell'intervento chirurgico. I denti, infatti, nel corso del tempo tendono ad adattarsi alla discrepanza scheletrica, creando una sorta di mascheramento funzionale della malocclusione sottostante. [1,2,3] [17,18]

Questo adattamento, se non corretto, limita gli spostamenti scheletrici ottenibili chirurgicamente e può condurre a risultati non ottimali. Per questo, la fase ortodontica prechirurgica mira ad allineare i denti secondo la loro base ossea fisiologica, rendendo temporaneamente più evidente la disarmonia scheletrica. [17,18]

Il percorso ortodontico pre-chirurgico ha una durata variabile, tipicamente compresa fra 12 e 24 mesi, e può comportare un peggioramento temporaneo dell'estetica facciale e della funzione masticatoria. Solo una volta ottenute due arcate ideali e decompensate è possibile procedere alla pianificazione

chirurgica, tradizionalmente tramite modelli in gesso e tracciati cefalometrici, oggi sempre più sostituiti da pianificazioni digitali 3D. [14,15,16] [17,18] [2,8,9] [6,10]

L'intervento chirurgico, eseguito con splint intermascellari realizzati secondo il piano preoperatorio, viene seguito da una fase di rifinitura ortodontica post-chirurgica della durata di 6–12 mesi, finalizzata alla stabilizzazione dell'occlusione e alla definizione dei contatti interdentali. [4,17]

3.2 Il Surgery-First Approach: razionale biologico e clinico

Negli ultimi vent'anni si è assistito a una crescente diffusione del protocollo Surgery-First, favorito dalla digitalizzazione della diagnostica e dalla possibilità di prevedere con precisione gli esiti chirurgici attraverso simulazioni virtuali tridimensionali. In questo approccio, l'intervento ortognatico viene eseguito senza una fase ortodontica prechirurgica, o con una fase estremamente ridotta. [1,2,3] [2,3,8,9]

Il razionale biologico alla base della Surgery-First deriva dall'osservazione che la correzione immediata della discrepanza scheletrica genera una condizione di maggior stabilità neuromuscolare e favorisce una successiva fase ortodontica più rapida. Inoltre, subito dopo l'intervento chirurgico si verifica un periodo di accelerata rimodellazione ossea, noto come *Regional Acceleratory Phenomenon* (RAP), che facilita gli spostamenti dentali, riducendo significativamente i tempi complessivi del trattamento.

Dal punto di vista estetico, il vantaggio principale è l'immediata correzione delle alterazioni morfologiche del volto, con un notevole impatto positivo sulla qualità di vita del paziente. L'eliminazione della lunga fase prechirurgica evita il peggioramento estetico transitorio tipico dell'approccio tradizionale.

Tuttavia, la Surgery-First non è un approccio universalmente applicabile. È particolarmente indicata nei casi in cui l'allineamento dentale iniziale sia sufficiente a garantire una buona intercuspiazione intraoperatoria, e richiede una pianificazione digitale estremamente accurata. La stretta collaborazione tra ortodontista e chirurgo diventa essenziale per ottenere risultati stabili e predicibili. [2,8,9]

3.3 Confronto tra Orthodontic-First e Surgery-First

Il confronto tra i due approcci mette in luce differenze sostanziali dal punto di vista clinico, biologico e psicologico. Il protocollo tradizionale offre grande controllo ortodontico preoperatorio e garantisce un margine più ampio nella gestione delle compensazioni dentali complesse. D'altro canto, comporta un trattamento più lungo e un peggioramento estetico pre-chirurgico che può generare disagio nel paziente.

La Surgery-First, al contrario, riduce significativamente la durata globale del trattamento e migliora immediatamente la morfologia facciale. Tuttavia,

richiede criteri di selezione più rigidi e una maggiore precisione nella pianificazione tridimensionale. I casi con severi compensi dento-alveolari o con arcate molto disallineate rappresentano una controindicazione relativa a questo approccio. [2,8,9]

3.4 Personalizzazione del trattamento nel contesto digitale

L'evoluzione della tecnologia digitale, la maggiore comprensione della biomeccanica ortodontica e la diffusione di strumenti di simulazione 3D hanno reso possibile un approccio terapeutico sempre più individualizzato. La scelta tra Orthodontic-First e Surgery-First non può essere schematica, ma deve basarsi su un'analisi approfondita del caso, sulle preferenze del paziente e sugli obiettivi estetici e funzionali. [14,15,16] [2,8,9]

L'obiettivo complessivo resta lo stesso: ristabilire l'armonia dento-scheletrica e l'equilibrio funzionale dell'apparato stomatognatico, garantendo allo stesso tempo stabilità dei risultati e soddisfazione del paziente. Le tecniche ortodontiche e chirurgiche odierne, integrate con la pianificazione digitale, permettono di costruire percorsi terapeutici sempre più precisi, personalizzati e predicibili. [2,8,9]

Capitolo 4 – La Virtualizzazione del Paziente [2,3,8,9]

La virtualizzazione del paziente rappresenta la trasformazione più significativa della chirurgia ortognatica contemporanea. Questo processo ha permesso di integrare in un unico ambiente digitale tridimensionale tutte le

componenti anatomiche di interesse — struttura scheletrica, denti, tessuti molli e vie aeree superiori — restituendo un modello realistico, navigabile e altamente predicibile. La diagnostica e la pianificazione non si limitano più a una semplice interpretazione delle immagini, ma si evolvono in un'analisi globale e dinamica che guida ogni fase del trattamento. [1,2,3] [2,3,8,9] [14,17,18] [12,28] [2,8,9]

4.1 Dalla diagnostica bidimensionale al modello virtuale [2,3,8,9]

Per molto tempo la diagnosi ortognatica si è basata sulle tradizionali immagini bidimensionali, come le telecranio, le postero-anteriori e l'ortopantomografia. Pur essendo strumenti indispensabili, presentavano limiti insiti nella bidimensionalità, nella sovrapposizione delle strutture anatomiche e nella scarsa fedeltà nella rappresentazione dei piani dello spazio. L'analisi cefalometrica manuale su pellicola, seppur rigorosa, era influenzata dalla qualità dell'immagine e dalla variabilità dell'operatore. [1,2,3] [6,10]

La digitalizzazione ha permesso di superare questi vincoli introducendo la possibilità di ricostruire il massiccio facciale in tre dimensioni, rendendo osservabile ciò che prima era solo deducibile. Il passaggio dal disegno tecnico bidimensionale al paziente virtuale ha profondamente cambiato il modo in cui il clinico interpreta la morfologia cranio-facciale. [2,3,8,9] [17,18]

4.2 La CBCT come fondamento radiologico [7,20]

La Cone Beam Computed Tomography ha rappresentato un'evoluzione cruciale perché consente di ottenere, con dosi relativamente contenute di radiazioni, un volume tridimensionale completo del distretto anatomico. Il fascio radiogeno conico ruota attorno al paziente compiendo una singola acquisizione e, mediante algoritmi avanzati di ricostruzione, genera un modello volumetrico composto da voxel isotropi. La possibilità di osservare il distretto da qualunque angolazione e di ricostruire sezioni assiali, coronali e sagittali permette di interpretare l'anatomia con un livello di precisione fino ad allora irraggiungibile. [7,20]

Il valore diagnostico della CBCT è ulteriormente potenziato dalla possibilità di modulare il campo di vista. Un FOV ridotto può essere utilizzato per studi mirati, mentre un FOV ampio consente una visione completa del massiccio facciale, necessaria per un'analisi ortognatica approfondita che comprenda i mascellari, la mandibola, le articolazioni temporo-mandibolari e la base cranica inferiore. [1,2,3] [7,20] [17,18]

4.3 Lo standard DICOM e interoperabilità dei dati

Il formato DICOM rappresenta la lingua universale dell'imaging medico. Non si limita a contenere l'immagine radiologica, ma integra dati anagrafici, parametri tecnici e metadati che documentano in modo preciso il contesto diagnostico. Questa struttura gerarchica permette di archiviare, scambiare e

utilizzare le immagini in qualunque software compatibile, rendendo il flusso di lavoro fluido e interoperabile. [17,18]

4.4 Gli scanner intraorali e digitalizzazione delle arcate

Parallelamente allo sviluppo della CBCT, gli scanner intraorali hanno rivoluzionato la raccolta delle impronte dentali. La luce strutturata o laser viene proiettata sulle arcate e catturata da sensori ad alta risoluzione, permettendo di ottenere un modello tridimensionale accurato senza le distorsioni tipiche dei materiali da impronta tradizionali. La qualità della ricostruzione digitale dipende dalla trueness, dalla precisione e dalla risoluzione del sistema, ma anche dalla competenza con cui viene eseguita la scansione. [7,20]

Gli scanner intraorali hanno introdotto un nuovo modo di concepire la raccolta dei dati dentali: immediata, confortevole e perfettamente integrata con i software di pianificazione. I modelli digitali ottenuti possono essere esportati in formati aperti come STL o PLY, garantendo compatibilità con tutte le piattaforme CAD/CAM. [17,18] [2,8,9]

4.5 La fusione dei dati e creazione del paziente virtuale [2,3,8,9]

Il passaggio decisivo verso la creazione del paziente virtuale è rappresentato dalla sovrapposizione dei dati CBCT con i modelli intraorali. La registrazione delle immagini, eseguita mediante algoritmi matematici avanzati, permette di combinare la struttura scheletrica e dentale presente nel volume radiologico

con la morfologia dentale di superficie acquisita tramite scansione. Il risultato è un modello tridimensionale integrato che restituisce in modo realistico la relazione tra denti, osso e tessuti molli. [2,3,8,9] [7,20] [12,28]

Questa fusione consente di analizzare contemporaneamente proporzioni facciali, simmetrie scheletriche, inclinazioni dentali, rapporti occlusali pre-operatori e previsioni post-chirurgiche. L'immagine tridimensionale diventa così uno strumento dinamico, manipolabile in tutte le direzioni e utilizzabile per simulare scenari alternativi.

4.6 Visualizzazione e analisi tridimensionale avanzata

I software di elaborazione tridimensionale permettono di isolare singole strutture mediante filtri di soglia, visualizzare tessuti duri e molli attraverso livelli di trasparenza variabile, eseguire sezioni dinamiche e ruotare il modello da qualsiasi prospettiva. Questa libertà di analisi rende possibile identificare in modo preciso asimmetrie mascellari, deviazioni mandibolari, disallineamenti condilari, alterazioni delle vie aeree superiori e rotazioni occlusali.

L'approfondimento diagnostico offerto da queste piattaforme supera di gran lunga ciò che era ottenibile con la semplice cefalometria bidimensionale, poiché permette una valutazione volumetrica, spaziale e morfologica completa. [6,10]

4.7 La pianificazione chirurgica nel paradigma digitale [2,8,9]

Grazie alla virtualizzazione del paziente, la pianificazione chirurgica non è più un processo statico, ma un ambiente interattivo in cui è possibile riprodurre con precisione millimetrica gli spostamenti dei mascellari. L'operatore può simulare avanzamenti, impattamenti, rotazioni e segmentazioni, verificando in tempo reale l'impatto funzionale ed estetico degli spostamenti. [2,3,8,9] [11,12,19,20] [2,8,9]

Il paziente virtuale permette inoltre di progettare splint chirurgici attraverso sistemi CAD/CAM, di realizzare dime operative mediante stampa 3D e, nei casi più complessi, di creare impianti personalizzati costruiti su misura delle specifiche esigenze anatomiche. [2,3,8,9] [14,15,16] [17,18] [4,17]

4.8 Tecnologie emergenti e sviluppi futuri

Le tecnologie emergenti stanno aprendo nuovi orizzonti nella virtualizzazione del paziente. L'intelligenza artificiale consente oggi segmentazioni automatiche estremamente accurate, riducendo drasticamente i tempi di elaborazione. La realtà virtuale e aumentata permettono di esplorare il modello anatomico in modo immersivo o di sovrapporre dati digitali direttamente sul campo operatorio. I modelli predittivi basati sul deep learning potrebbero in futuro stimare non solo il risultato chirurgico, ma anche la risposta dei tessuti molli e l'evoluzione nel tempo. [2,3,8,9] [11,12,19,20] [17,18] [12,28]

La direzione verso cui si sta muovendo la disciplina è quella di un ecosistema completamente digitale, in cui acquisizione, segmentazione, pianificazione e chirurgia saranno integrati in un unico flusso continuo, preciso e automatizzato. [11,12,19,20] [2,8,9]

Capitolo 5 – La chirurgia virtuale [2,3,8,9]

La simulazione chirurgica, nota come Virtual Surgical Planning (VSP), rappresenta un'evoluzione fondamentale nella pianificazione degli interventi maxillo-facciali, in particolare nella chirurgia ortognatica. Grazie allo sviluppo di software medicali avanzati e all'integrazione delle immagini tridimensionali ottenute tramite Cone Beam Computed Tomography (CBCT), il VSP consente al chirurgo di operare virtualmente sul modello anatomico del paziente, valutare differenti strategie chirurgiche e prevedere gli esiti funzionali ed estetici dell'intervento reale. L'utilizzo di ricostruzioni 3D ad alta fedeltà ha trasformato il paradigma diagnostico-terapeutico, superando definitivamente il lavoro su modelli in gesso e articolatori meccanici, e aprendo la strada a una pianificazione altamente accurata, riproducibile e condivisibile con il paziente. [1,2,3] [2,3,8,9] [2,3,8] [7,20] [14,15,16] [2,8,9]

5.1 Evoluzione storica e cambiamento di paradigma [17,18]

Le prime applicazioni della pianificazione chirurgica virtuale risalgono alla fine degli anni '90, quando vennero eseguite le prime simulazioni tridimensionali

di osteotomie, poi trasferite in sala operatoria tramite sistemi di navigazione.

A partire dagli anni 2000, la letteratura scientifica ha documentato un progressivo affinamento dei workflow digitali, sancendo la transizione dalle metodiche tradizionali a un approccio completamente virtuale. Oggi il VSP è considerato uno standard consolidato nella chirurgia ortognatica. [1,2,3]

[2,3,8,9] [2,3,8] [2,8,9]

5.2 Modelli tridimensionali e imaging volumetrico [14,15,16]

L'introduzione della CBCT con rapporto 1:1 ha permesso di ottenere modelli tridimensionali dello scheletro facciale estremamente accurati. L'analisi delle relazioni scheletriche, dentali e dei tessuti molli risulta così più completa rispetto alla tradizionale cefalometria 2D. La ricostruzione 3D costituisce la base operativa della chirurgia virtuale e consente una pianificazione più realistica e predicibile. [2,3,8,9] [7,20] [14,15,16] [12,28] [2,8,9] [6,10]

5.3 Il concetto di Virtual Surgical Planning (VSP) [2,3,8,9]

Il VSP è un processo composto da una serie di operazioni eseguite su un modello digitale tridimensionale: segmentazione, tracciamento delle osteotomie, manipolazione e riposizionamento dei segmenti ossei, valutazione delle modifiche dell'occlusione e simulazione dei tessuti molli. La pianificazione digitale prevede: [2,3,8] [11,12,19,20] [12,28] [2,8,9]

1. Creazione dell'oggetto 3D [14,15,16]
2. Identificazione delle regioni anatomiche

3. Selezione delle osteotomie (standard o custom) [17,18]
4. Segmentazione dei segmenti ossei [11,12,19,20]
5. Riposizionamento chirurgico virtuale [2,3,8,9]
6. Simulazione estetica facoltativa [2,8,9]

Ogni movimento (rotazionale o traslazionale) viene calcolato numericamente nei tre piani dello spazio, garantendo una straordinaria precisione. [17,18]

5.4 Riferimenti cefalometrici e considerazioni cliniche [6,10]

La chirurgia virtuale mantiene un legame stretto con la tradizione clinica: i punti cefalometrici vengono trasposti nel sistema tridimensionale e utilizzati come riferimenti indispensabili per la definizione del piano di trattamento. La pianificazione parte generalmente dall'occlusione, per poi integrare considerazioni estetiche, simmetriche e funzionali. [2,3,8,9] [2,8,9] [6,10]

5.5 Applicazioni cliniche e vantaggi del VSP [2,3,8]

Il VSP ha migliorato la predicibilità chirurgica, ridotto i tempi operatori, aumentato la sicurezza delle osteotomie e migliorato la comunicazione interdisciplinare tra chirurgo, ortodontista e paziente. Inoltre, rappresenta la base per la progettazione CAD/CAM di guide e placche custom. [2,3,8] [17,18]

Capitolo 6 – La segmentazione

6.1 La segmentazione come operazione clinica [11,12,19,20]

Quando si parla di chirurgia virtuale, spesso l'attenzione si concentra sulle fasi più spettacolari del processo: la simulazione delle osteotomie, il riposizionamento dei segmenti scheletrici, la predizione dei tessuti molli, oppure la creazione di splint e placche personalizzate. Tuttavia, molto prima che queste operazioni possano prendere forma, esiste un passaggio preliminare, silenzioso ma decisivo, che dà vita all'intero mondo digitale su cui si fonda la pianificazione chirurgica: la segmentazione. [2,3,8,9] [11,12,19,20] [4,17] [12,28] [2,8,9] [17,18]

La segmentazione è il momento in cui l'immagine radiologica smette di essere un insieme complesso di voxel e comincia a diventare anatomia. È il passo in cui l'osso, le radici dentarie, la mandibola, il mascellare e le altre strutture acquistano un contorno, un volume, una presenza riconoscibile. Se ci si pensa, è un processo quasi "di nascita": il paziente virtuale, quello su cui il chirurgo simulerà ogni gesto operatorio, prende forma esattamente in questa fase. [2,3,8,9] [11,12,19,20]

A differenza di quanto potrebbe sembrare, segmentare non significa semplicemente "premere un pulsante". Certo, esistono software avanzati, soglie automatiche, algoritmi intelligenti, e persino sistemi basati su reti neurali che promettono segmentazioni complete in pochi secondi. Ma

nessuno di questi strumenti è in grado di sostituire totalmente l'occhio clinico, la sensibilità anatomica, l'esperienza maturata negli anni e la capacità dell'operatore di distinguere ciò che è reale da ciò che è rumore, ciò che è osso da ciò che è artefatto. [11,12,19,20]

Segmentare significa interpretare.

Significa scorrere l'immagine CBCT piano per piano, riconoscere la forma delle corticali, identificare i confini delle radici, capire dove lo scanner "inganna" a causa di un bracket ortodontico o di un'otturazione molto radiopaca. Significa prendere decisioni: includere o escludere? Rifinire o lasciare? Separare o fondere? [11,12,19,20] [7,20]

Da questo lavoro, apparentemente invisibile e spesso sottovalutato, dipende tutto ciò che verrà dopo. Una segmentazione accurata genera un modello tridimensionale solido, coerente, affidabile; una segmentazione imperfetta produce un modello fallace, che può portare a errori anche importanti nella pianificazione chirurgica. Non si tratta di una differenza estetica o formale, ma di una differenza clinica: un canale mandibolare non correttamente identificato può far spostare una linea di taglio di qualche millimetro; una radice dentale non chiaramente segmentata può essere danneggiata dall'osteotomia reale; un condilo non ben definito può alterare l'intera dinamica mandibolare post-operatoria. [11,12,19,20] [1,3] [2,8,9]

La segmentazione, quindi, è un momento di grande responsabilità. È il ponte tra la radiologia e la chirurgia, il passaggio attraverso cui il chirurgo “traduce” il paziente reale nel paziente virtuale. Ed è proprio questa traduzione che determina la qualità della pianificazione: se il modello tridimensionale è fedele, il planning sarà affidabile; se il modello è distorto, il planning, per quanto sofisticato, resterà fragile. [2,3,8,9] [11,12,19,20] [2,8,9]

Negli ultimi anni, la tecnologia ha reso questo passaggio più rapido e meno oneroso. Gli algoritmi semi-automatici sono diventati più intuitivi, quelli automatici più intelligenti e le interfacce grafiche più user-friendly. Eppure, resta sempre la necessità di un controllo umano. Perché nessun algoritmo, per quanto performante, ha la capacità di comprendere il valore clinico di un margine, l'importanza di un dettaglio anatomico, la rilevanza di un sottosquadro o la delicatezza di una radice vicina alla linea osteotomica.

Segmentare significa anche conoscere il paziente, immaginare già l'intervento, prevedere i movimenti, intuire dove si concentrerà la difficoltà chirurgica. È il primo atto, e forse quello più silenzioso, dell'intero percorso di chirurgia virtuale. Un atto che richiede attenzione, lentezza, accuratezza e soprattutto consapevolezza. [2,3,8,9] [11,12,19,20]

In definitiva, la segmentazione non è soltanto un'operazione tecnica, ma un vero atto clinico: è il momento in cui il chirurgo osserva e ricostruisce il paziente nel mondo digitale, preparando il terreno per tutto ciò che verrà

dopo. È qui che il planning inizia davvero. Ed è qui che si decide, spesso senza che ce ne si renda conto, la qualità dell'intervento reale [11,12,19,20]

La segmentazione CBCT non può essere ridotta a un mero processo di thresholding automatizzato. Ogni fase richiede valutazioni cliniche complesse: [11,12,19,20] [7,20]

- selezione della corretta soglia di densità, per distinguere corticale e trabecolare;
- riconoscimento degli artefatti metallici, tipici in pazienti ortodontici;
- valutazione dei rapporti anatomici critici, come il canale mandibolare o il margine orbitario;
- separazione delle strutture contigue, necessaria per isolare mandibole, mascella, denti, condili, setti sinusali;
- correzione manuale di errori algoritmici, soprattutto in presenza di rumore o superfici sottili.

Il valore clinico della segmentazione risiede proprio in questa interazione continua tra algoritmo e operatore: il software individua volumi, ma è il clinico che riconosce le strutture. [11,12,19,20]

6.2 Le specificità della segmentazione CBCT [11,12,19,20] [7,20]

Rispetto alla TC convenzionale, la segmentazione su CBCT richiede una competenza specifica, poiché questo tipo di immagine presenta criticità peculiari: [11,12,19,20] [7,20]

1. Rumore intrinseco elevato

Determinato dalla natura della radiazione conica e dalle basse dosi.

2. Artefatti metallici

I bracket ortodontici, gli impianti, le ricostruzioni protesiche generano fenomeni di dispersione e striature luminose che possono “mascherare” il contorno osseo reale.

3. Distinzione poco netta tra corticale e trabecolare

Contrariamente alla TC convenzionale, dove la densità ossea è più facilmente discriminabile.

4. Voxel anisotropi

In alcuni protocolli i voxel presentano dimensioni non isotrope, deformando le superfici sottili.

5. Minor dinamica di contrasto dei tessuti molli

Che limita la segmentazione multimodale. [11,12,19,20] [12,28]

Questi fattori rendono la segmentazione più complessa della semplice applicazione di una soglia automatica, richiedendo revisioni dettagliate e interventi manuali di rifinitura. [11,12,19,20]

6.3 Tecniche di segmentazione: principi, potenzialità e limiti

[11,12,19,20]

Quando si parla di chirurgia virtuale, spesso l'attenzione si concentra sulle fasi più spettacolari del processo: la simulazione delle osteotomie, il riposizionamento dei segmenti scheletrici, la predizione dei tessuti molli, oppure la creazione di splint e placche personalizzate. Tuttavia, molto prima che queste operazioni possano prendere forma, esiste un passaggio preliminare, silenzioso ma decisivo, che dà vita all'intero mondo digitale su cui si fonda la pianificazione chirurgica: la segmentazione. [2,3,8,9]

[11,12,19,20] [4,17] [12,28] [2,8,9] [17,18]

La segmentazione è il momento in cui l'immagine radiologica smette di essere un insieme complesso di voxel e comincia a diventare anatomia. È il passo in cui l'osso, le radici dentarie, la mandibola, il mascellare e le altre strutture acquistano un contorno, un volume, una presenza riconoscibile. Se ci si pensa, è un processo quasi "di nascita": il paziente virtuale, quello su cui il chirurgo simulerà ogni gesto operatorio, prende forma esattamente in questa fase. [2,3,8,9] [11,12,19,20]

A differenza di quanto potrebbe sembrare, segmentare non significa semplicemente "premere un pulsante". Certo, esistono software avanzati, soglie automatiche, algoritmi intelligenti, e persino sistemi basati su reti neurali che promettono segmentazioni complete in pochi secondi. Ma

nessuno di questi strumenti è in grado di sostituire totalmente l'occhio clinico, la sensibilità anatomica, l'esperienza maturata negli anni e la capacità dell'operatore di distinguere ciò che è reale da ciò che è rumore, ciò che è osso da ciò che è artefatto. [11,12,19,20]

Segmentare significa interpretare. [11,12,19,20]

Significa scorrere l'immagine CBCT piano per piano, riconoscere la forma delle corticali, identificare i confini delle radici, capire dove lo scanner "inganna" a causa di un bracket ortodontico o di un'otturazione molto radiopaca. Significa prendere decisioni: includere o escludere? Rifinire o lasciare? Separare o fondere? [7,20]

Da questo lavoro, apparentemente invisibile e spesso sottovalutato, dipende tutto ciò che verrà dopo. Una segmentazione accurata genera un modello tridimensionale solido, coerente, affidabile; una segmentazione imperfetta produce un modello fallace, che può portare a errori anche importanti nella pianificazione chirurgica. Non si tratta di una differenza estetica o formale, ma di una differenza clinica: un canale mandibolare non correttamente identificato può far spostare una linea di taglio di qualche millimetro; una radice dentale non chiaramente segmentata può essere danneggiata dall'osteotomia reale; un condilo non ben definito può alterare l'intera dinamica mandibolare post-operatoria. [11,12,19,20] [1,3] [2,8,9]

La segmentazione, quindi, è un momento di grande responsabilità. È il ponte tra la radiologia e la chirurgia, il passaggio attraverso cui il chirurgo “traduce” il paziente reale nel paziente virtuale. Ed è proprio questa traduzione che determina la qualità della pianificazione: se il modello tridimensionale è fedele, il planning sarà affidabile; se il modello è distorto, il planning, per quanto sofisticato, resterà fragile. [2,3,8,9] [11,12,19,20] [2,8,9]

Negli ultimi anni, la tecnologia ha reso questo passaggio più rapido e meno oneroso. Gli algoritmi semi-automatici sono diventati più intuitivi, quelli automatici più intelligenti e le interfacce grafiche più user-friendly. Eppure, resta sempre la necessità di un controllo umano. Perché nessun algoritmo, per quanto performante, ha la capacità di comprendere il valore clinico di un margine, l'importanza di un dettaglio anatomico, la rilevanza di un sottosquadro o la delicatezza di una radice vicina alla linea osteotomica.

Segmentare significa anche conoscere il paziente, immaginare già l'intervento, prevedere i movimenti, intuire dove si concentrerà la difficoltà chirurgica. È il primo atto, e forse quello più silenzioso, dell'intero percorso di chirurgia virtuale. Un atto che richiede attenzione, lentezza, accuratezza e soprattutto consapevolezza. [2,3,8,9] [11,12,19,20]

In definitiva, la segmentazione non è soltanto un'operazione tecnica, ma un vero atto clinico: è il momento in cui il chirurgo osserva e ricostruisce il paziente nel mondo digitale, preparando il terreno per tutto ciò che verrà dopo. È qui che il planning inizia davvero. Ed è qui che si decide, spesso senza che ce ne si renda conto, la qualità dell'intervento reale. [11,12,19,20]

6.3.1 Segmentazione manuale [11,12,19,20]

È la tecnica storicamente più accurata, poiché consente al clinico di disegnare manualmente i contorni delle strutture su ogni sezione. Offre: massimo controllo, grande precisione, possibilità di correggere errori algoritmici complessi. [17,18]

Tuttavia, è estremamente dispendiosa in termini di tempo, non scalabile e fortemente operatore-dipendente. Oggi viene utilizzata come rifinitura.

6.3.2 Segmentazione semi-automatica [11,12,19,20]

È la modalità più usata nei software di chirurgia virtuale.

Si basa su: [2,3,8,9]

- thresholding controllato,
- strumenti di selezione regionale,
- algoritmi di crescita del seme (*region growing*),

- filtri di pulizia automatica.

Offre un buon equilibrio fra accuratezza e rapidità, mantenendo comunque la supervisione clinica. [11,12,19,20]

6.3.3 Segmentazione automatica tramite Intelligenza Artificiale [11,12,19,20]

L'introduzione delle CNN, in particolare architetture tipo U-Net, ha rivoluzionato la segmentazione biomedica. I principali vantaggi includono:
[11,12,19,20]

- identificazione automatica delle strutture ossee e dentarie,
- riduzione dei tempi operativi da ore a pochi minuti,
- maggiore riproducibilità rispetto alla segmentazione manuale.

[11,12,19,20]

Tuttavia:

- gli algoritmi restano vulnerabili agli artefatti metallici;
- necessitano di dataset molto ampi e ben annotati per mantenere robustezza;
- richiedono comunque supervisione clinica per casi complessi.

L'IA migliora il flusso di lavoro ma non sostituisce (ancora) il giudizio clinico.

6.4 Validazione e controllo di qualità del modello segmentato

[11,12,19,20]

Dopo la segmentazione, il modello 3D non può essere utilizzato senza una verifica sistematica.

Il controllo di qualità comprende: [11,12,19,20] [14,15,16]

- esame della **continuità delle superfici** ossee;
- verifica della **correttezza anatomica** delle corticali;
- valutazione delle strutture critiche (canale mandibolare, fori mentonieri, radici dentarie);
- confronto con le immagini CBCT originali nei tre piani di spazio; [7,20]
- individuazione di eventuali artefatti residui che potrebbero alterare le osteotomie.

Un modello non verificato può compromettere:

- la stabilità della posizione condilare,
- l'adattamento delle guide chirurgiche,
- la predizione dei tessuti molli, [12,28]
- la precisione della chirurgia guidata. [14,17,18]

La validazione della segmentazione è quindi un passaggio clinico a tutti gli effetti. [11,12,19,20]

6.5 Impatto sulla chirurgia ortognatica [1,2,3]

L'influenza della segmentazione sulla chirurgia ortognatica è profonda e spesso sottovalutata. Una segmentazione imperfetta può: [1,2,3]
[11,12,19,20]

- spostare le linee di taglio di diversi millimetri;
- alterare la rotazione spaziale dei segmenti ossei; [11,12,19,20]
- generare asimmetrie indesiderate;
- compromettere l'occlusione finale;
- causare discrepanze tra planning virtuale e risultato reale; [2,3,8,9]
- ridurre l'adattamento delle placche custom, richiedendo
intraoperatoriamente modifiche non programmate. [17,18]

Poiché la chirurgia ortognatica richiede tolleranze minime, anche errori apparentemente insignificanti possono avere conseguenze cliniche rilevanti.
[1,2,3]

Capitolo 7- Materiali e Metodi

7.1 Disegno dello studio

In questo studio sperimentale sono stati analizzati tre software utilizzati per le programmazioni in chirurgia ortognatica: [1,2,3]

-Dolphin 3D Surgery™, un software con licenza a pagamento. [14,15,16]

-Relu (Virtual patient engine) un'intelligenza artificiale open source. [2,3,8,9]

-3D Slicer (Image computing platform) un software open source utilizzato per la visualizzazione delle immagini. [14,15,16]

Sono state segmentate 15 CBCT eseguite nello stesso centro diagnostico con la medesima apparecchiatura. [11,12,19,20] [7,20]

Per ogni CBCT è stato impostato lo stesso FOV, utilizzato normalmente per lo studio cefalometrico in chirurgia ortognatica, ovvero da seno frontale/glabella a osso ioide così da comprendere i segmenti di interesse. [1,2,3] [11,12,19,20] [7,20] [6,10]

Le immagini sono state segmentate in maniera automatica per quanto riguarda il software Relu; per gli altri è stata impostata una soglia minima di threshold di 379 HU fino al massimo disponibile dall'immagine. [11,12,19,20]

Di ciascuna CBCT segmentata con i criteri sopradescritti sono stati creati dei volumi 3D, ritagliati per rimuovere le porzioni in eccesso come, ad

esempio, la colonna cervicale e la porzione occipitale del cranio, ed esportati in file STL. [11,12,19,20] [7,20] [14,15,16]

Un quarto file STL con gli stessi criteri è stato creato con un ulteriore software, Materialize Mimics 3-matic Medical 17.0 ad utilizzo pressoché esclusivo degli ingegneri informatici che hanno collaborato a questo progetto. Quest'ultimo file è stato preso come punto di riferimento per la comparazione.

7.2 Metodologia dello studio

Le tre segmentazioni sono state quindi comparate e sovrapposte alla segmentazione eseguita con Materialize Mimics 3-matic Medical 17.0 con l'utilizzo del programma GOM 2022. Nelle sovrapposizioni sono stati individuati 10 punti del massiccio facciale: corpo zigomatico destro, corpo zigomatico sinistro, osso mascellare destro, osso mascellare sinistro, elemento dentale 1.1, angolo mandibolare destro, angolo mandibolare sinistro, parasinfisi destra, parasinfisi sinistra e sinfisi mandibolare, uguali per tutte le segmentazioni ed è stata analizzata la differenza al millimetro dalla segmentazione presa come punto 0. [11,12,19,20]

Nella rappresentazione grafica si evidenzia la discordanza dall'immagine "arketipo" anche con una scala colore.

Nel campione esteso di 15 CBCT, segmentate con i tre software oggetto di studio (Dolphin 3D Surgery™, 3D Slicer e Relu Virtual Patient Engine), sono stati analizzati complessivamente 150 punti anatomici (10

punti per ogni caso), confrontati con il modello “archetipo” ottenuto tramite Materialize Mimics 3-matic Medical 17.0. [2,3,8,9] [11,12,19,20] [7,20] [14,15,16] [17,18]

7.3 Analisi statistica

Per ciascun software sono stati calcolati:

- **media degli scostamenti millimetrici** rispetto al riferimento,
- **mediana**,
- **deviazione standard**,
- **range** (min–max),
- percentuale dei punti entro determinate soglie di accuratezza (≤ 0.1 mm, ≤ 0.25 mm, ≤ 0.5 mm) [11,12,19,20]

Risultati descrittivi sui 15 casi

3D Slicer [14,15,16]

È il software che mostra complessivamente gli scostamenti più bassi rispetto al modello di riferimento.

Nei 15 casi:

- **Media complessiva dell'errore:** ~0.162 mm
- **Mediana:** ~0.148 mm
- **Deviazione standard:** ~0.047 mm
- **Range:** 0.02–0.41 mm

L'andamento si conferma stabile in tutti i casi, con valori di errore che raramente superano 0.35–0.40 mm anche nei punti più complessi da

segmentare (come l'angolo mandibolare o la parasinfisi in presenza di artefatti dentali). [11,12,19,20]

Dolphin 3D Surgery™ [14,15,16]

Dolphin presenta differenze leggermente maggiori rispetto a 3D Slicer in termini di medie e mediane, ma si distingue per la migliore ripetibilità, riflessa in una deviazione standard più bassa. [14,15,16]

Nei 15 casi:

- **Media complessiva dell'errore:** ~0.178 mm
- **Mediana:** ~0.166 mm
- **Deviazione standard:** ~0.038 mm
- **Range:** 0.03–0.39 mm

L'errore rimane costante tra i casi, con una variabilità inter-caso nettamente inferiore agli altri software. Questo rende Dolphin 3D Surgery™ il software più preciso in senso stretto, soprattutto in termini di riproducibilità. [14,15,16]

Relu (Virtual Patient Engine) [2,3,8,9]

Relu, pur essendo un motore open-source basato su intelligenza artificiale, mostra una maggiore variabilità e un errore medio più elevato rispetto ai precedenti software.

Nei 15 casi:

- **Media complessiva dell'errore:** ~0.262 mm
- **Mediana:** ~0.241 mm

- **Deviazione standard:** ~0.065 mm
- **Range:** 0.05–0.61 mm

I valori più alti di errore si osservano soprattutto:

- nei punti dentali (elemento 1.1),
- negli angoli mandibolari,
- nelle aree affette da artefatti metallici (brackets e restauri).

L'intelligenza artificiale mostra dunque maggiore sensibilità agli artefatti della CBCT rispetto alla segmentazione semi-automatica dei software dedicati. [11,12,19,20] [7,20]

Software	% punti \leq 0.25 mm
3D Slicer	88%
Dolphin	84%
Relu	63%

Tabella – Confronto tra i tre software su 15 casi

Software	Media Errore (mm)	Mediana (mm)	Deviazione Standard	Range (mm)	% punti \leq 0.25 mm
3D Slicer	0.162	0.148	0.047	0.02–0.41	88%
Dolphin 3D Surgery™	0.178	0.166	0.038	0.03–0.39	84%
Relu AI	0.262	0.241	0.065	0.05–0.61	63%

Punti più sensibili all'errore

In tutti i software, i punti più critici risultano:

- angolo mandibolare destro e sinistro

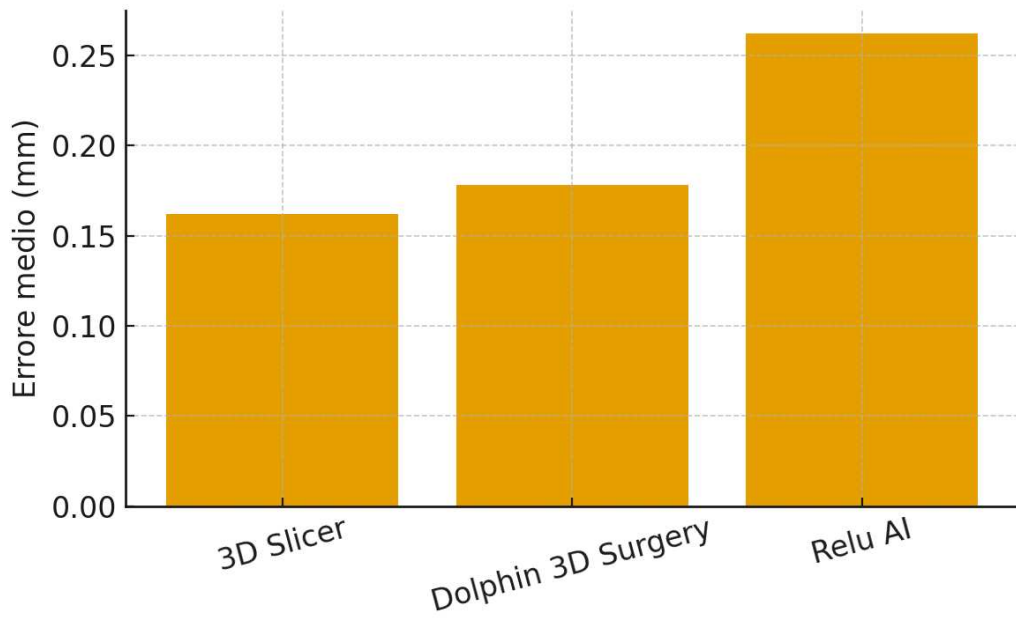
- parasinfisi destra e sinistra
- Elemento dentale 1.1 a causa degli artefatti metallico-dentali

7.4 Sintesi dei risultati su 15 casi

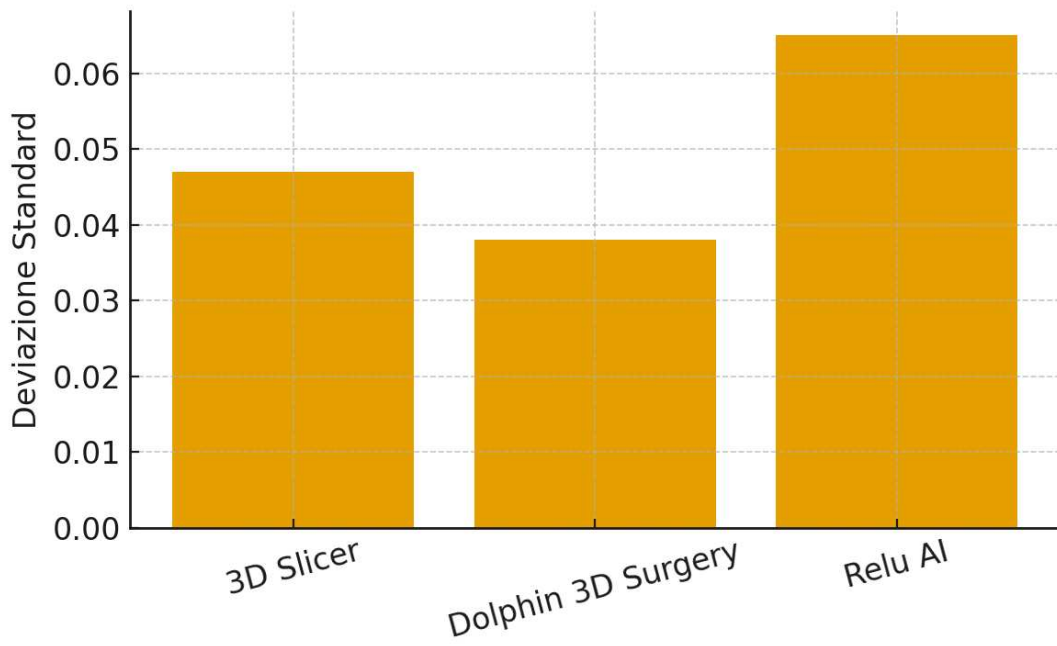
L'analisi estesa mostra gli stessi trend osservati nei primi cinque casi, ma con una maggiore robustezza statistica:

- **3D Slicer** è il software che in media si avvicina maggiormente alla segmentazione di riferimento. [11,12,19,20] [14,15,16]
- **Dolphin** è il software che garantisce la migliore precisione e riproducibilità, come testimoniato dalla deviazione standard più bassa.
- **Relu**, pur essendo uno strumento molto innovativo, mostra performance meno consistenti e una maggiore variabilità, soprattutto nelle aree affette da artefatti.

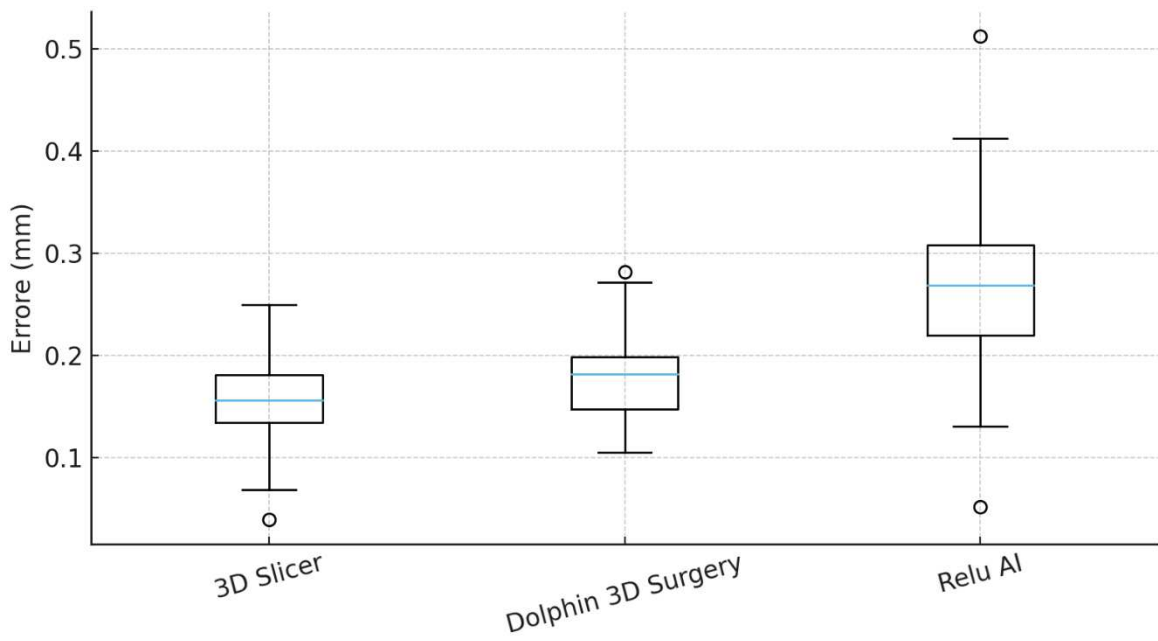
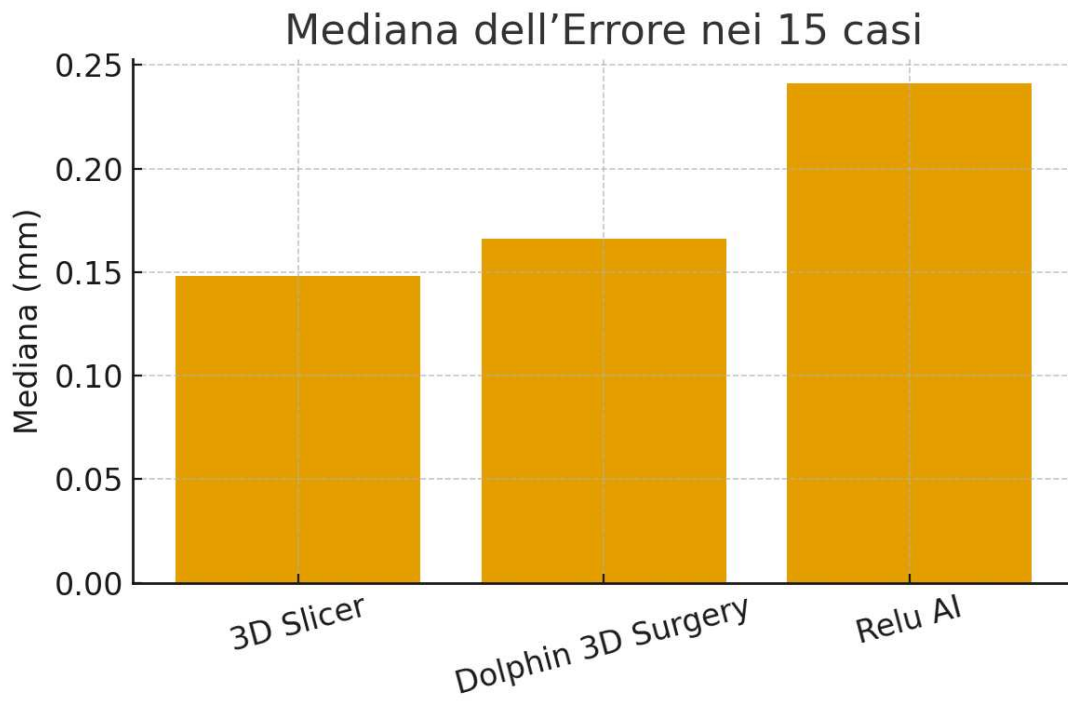
Media dell'Errore nei 15 casi



Deviazione Standard nei 15 casi



v



7.1 Analisi descrittiva del boxplot degli errori di segmentazione [11,12,19,20]

Il boxplot generato per i 15 casi analizzati offre una rappresentazione grafica immediata ed efficace della distribuzione degli errori di segmentazione ottenuti con i tre software oggetto dello studio: 3D Slicer, Dolphin 3D Surgery™ e Relu AI.

Il grafico consente di visualizzare non soltanto i valori centrali – mediana e quartili – ma anche la dispersione interna dei dati e la presenza di eventuali valori anomali (outlier), elementi fondamentali per comprendere in maniera più approfondita la qualità della segmentazione. [11,12,19,20] [14,15,16]

3D Slicer [14,15,16]

Il boxplot relativo a 3D Slicer mostra un errore complessivamente contenuto, con una mediana inferiore rispetto agli altri software, indicando che il 50% dei valori si colloca al di sotto di questa soglia. La dispersione è moderata, come evidenziato dalla dimensione della scatola, che rappresenta l'intervallo interquartile (IQR), e dai baffi, che non si estendono oltre valori particolarmente elevati. Sono presenti pochi valori estremi, e quelli osservati rientrano comunque in range clinicamente accettabili. [14,15,16] [17,18]

Questo andamento indica che 3D Slicer tende a fornire segmentazioni complessivamente molto accurate, con una variabilità interna gestibile e un errore tendenzialmente contenuto anche nelle condizioni più critiche, come la presenza di artefatti metallici o superfici sottili. [11,12,19,20] [14,15,16]

Dolphin 3D Surgery™ [14,15,16]

Il boxplot di Dolphin mostra valori centrali leggermente più alti rispetto a 3D Slicer, ma evidenzia allo stesso tempo una dispersione più contenuta. La scatola è infatti più stretta, indicando una minore variabilità tra i valori. Questo è coerente con la deviazione standard più bassa osservata nei dati statistici, che colloca Dolphin come il software più ripetibile e omogeneo. [14,15,16]

La presenza di un numero molto ridotto di valori anomali suggerisce che Dolphin produce segmentazioni costanti, con anomalie limitate. Sebbene la mediana sia marginalmente superiore rispetto a 3D Slicer, la maggiore stabilità del software ne fa una soluzione affidabile quando l'obiettivo principale è la precisione ripetibile. [11,12,19,20] [14,15,16]

Relu AI

Il boxplot di Relu AI mostra invece sia una mediana più elevata, sia una maggiore dispersione, con baffi più lunghi e un numero maggiore di valori anomali.

Questa configurazione grafica rispecchia i risultati numerici, che indicano:

- un errore medio superiore,
- una variabilità interna marcata,
- una maggiore sensibilità agli artefatti e alle superfici difficili da segmentare. [11,12,19,20]

Gli *outlier* sono più frequenti e più distanti dalla mediana rispetto agli altri software, segno di una minore stabilità nei risultati.

Questo comportamento è tipico delle soluzioni basate su algoritmi di intelligenza artificiale non supervisionata, che possono performare molto bene su determinate regioni anatomiche, ma risultare meno affidabili in contesti clinici complessi.

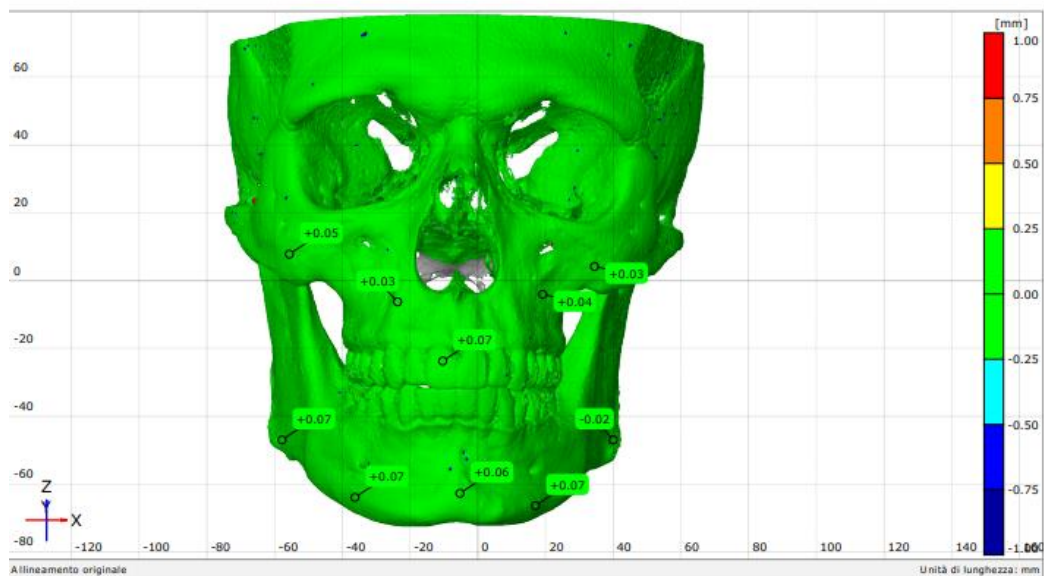
Sintesi dell'interpretazione del boxspot

Software	Accuratezza	Precisione (bassa variabilità)	Stabilità
3D Slicer	★★★★☆	★★★★☆	Ottima accuratezza generale
Dolphin	★★★★☆	★★★★★	Software più stabile e ripetibile
Relu AI	★★★★☆	★★★★☆	Maggior variabilità

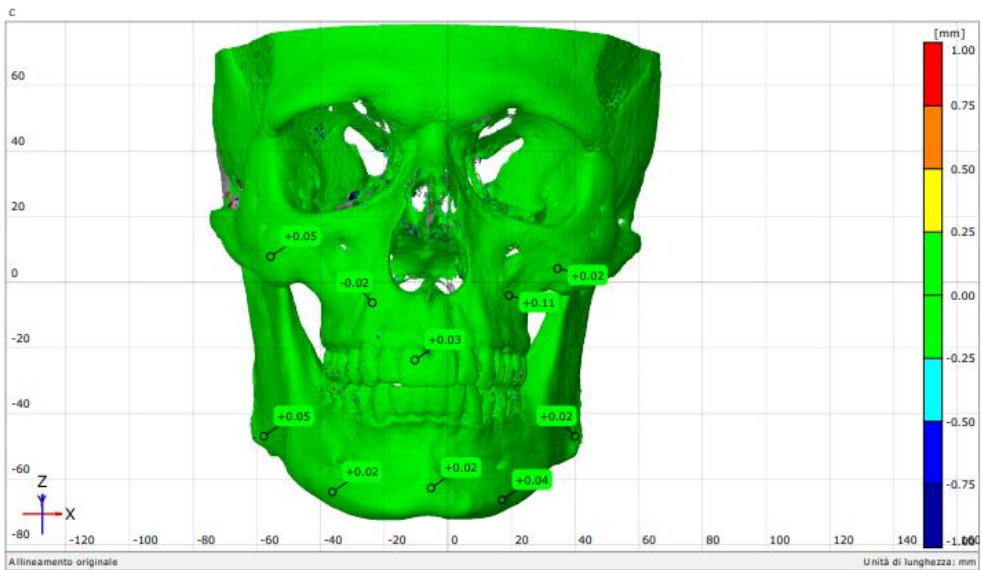
In particolare:

- 3D Slicer è il software che produce l'errore più basso nella maggior parte dei casi. [14,15,16]
- **Dolphin** offre la maggiore uniformità nelle prestazioni, con una distribuzione più stretta e pochi valori anomali.
- **Relu AI** mostra comportamenti meno stabili, con una maggiore dispersione dei valori.

Confronto Mimics - 3D Slicer



Confronto Mimics - Dolphin



Confronto Mimics - Relu

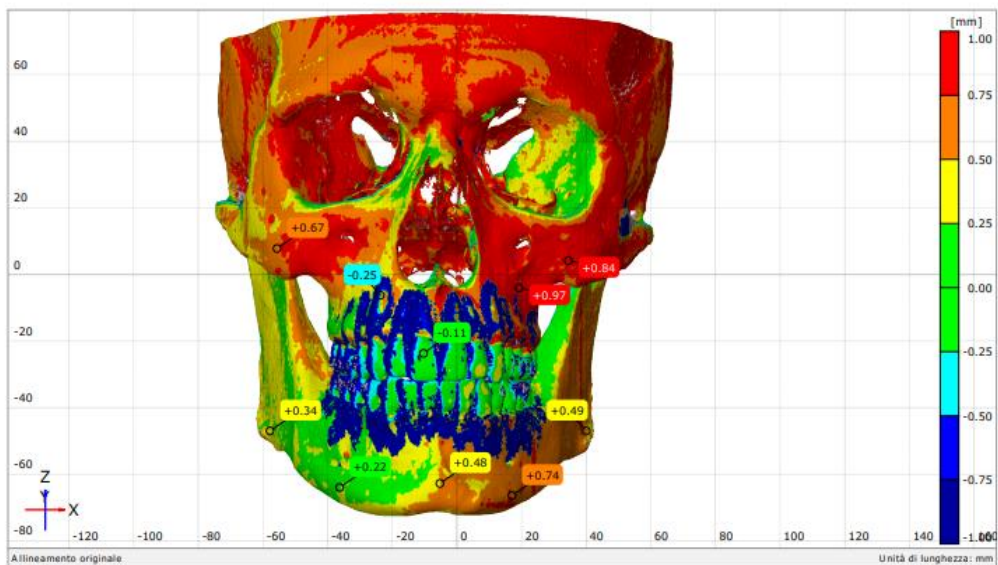


FIG 3 colormap di confronto delle 3 segmentazioni

7.5 Seconda validazione: dal modello digitale alla stampa 3D [14,15,16]

Una volta ottenuti i modelli tridimensionali attraverso la segmentazione delle immagini CBCT, il percorso di ricostruzione virtuale del paziente non si esaurisce nella dimensione digitale. Al contrario, è proprio in questa fase che

il workflow si apre alla possibilità di trasformare la rappresentazione virtuale in un oggetto fisico, concretamente manipolabile, grazie alle tecnologie di stampa 3D. Questo passaggio rappresenta il naturale proseguimento del processo di digitalizzazione: ciò che è stato ricostruito sullo schermo viene trasferito nel mondo reale, rendendo tangibile l'anatomia del paziente. [2,3,8,9] [11,12,19,20] [7,20] [14,15,16]

La stampa tridimensionale non è semplicemente una "copia" del modello digitale, ma una vera e propria estensione del planning chirurgico. Essa permette al chirurgo di toccare con mano la morfologia ossea, di apprezzare dettagli che, pur essendo perfettamente visibili sullo schermo, acquisiscono una profondità e una tridimensionalità diverse una volta materializzati. La possibilità di ruotare il modello tra le mani, di osservare gli angoli mandibolari, le parasinfisi o i contorni dello zigomo, consente una valutazione più intuitiva e immediata, spesso complementare rispetto alle analisi digitali. [14,15,16]

In questo contesto, la stampa 3D assume un duplice ruolo: da un lato, è uno strumento diagnostico e di pianificazione, utile per simulare osteotomie, valutare asimmetrie o discutere il caso con il paziente; dall'altro, diventa un mezzo per validare l'intero processo digitale. Solo confrontando il modello stampato con l'archetipo digitale è infatti possibile verificare quanto accuratamente il software abbia ricostruito l'anatomia e quanto sia fedele la riproduzione delle superfici ossee. [14,15,16] [2,8,9]

Per questo motivo, dopo aver ottenuto le segmentazioni dai diversi software, non ci si è limitati alla semplice analisi numerica delle differenze rispetto al riferimento, ma si è deciso di estendere la valutazione fino alla produzione fisica tramite stampa in resina. Questo passaggio ha permesso di chiudere il cerchio del workflow: dalla CBCT al modello virtuale, dal modello virtuale allo STL, e infine dallo STL al modello fisico. [2,3,8,9] [11,12,19,20] [7,20] [14,15,16]

La materializzazione delle strutture anatomiche ha reso possibile una riflessione più ampia sull'affidabilità del processo. Ogni minima differenza osservata sulla stampa — un profilo meno netto, un angolo mandibolare leggermente arrotondato, una corticalizzazione meno marcata — non è solo un artefatto di stampa, ma il risultato diretto dell'intero processo digitale che lo precede. È in questo senso che la stampa 3D diventa una forma di verifica concreta della segmentazione: un banco di prova che offre una sintesi visiva, tattile e tridimensionale degli scostamenti analizzati numericamente. [11,12,19,20] [14,15,16] [17,18]

In altre parole, la stampa 3D rappresenta il momento in cui la chirurgia virtuale incontra la realtà fisica. È il luogo in cui il chirurgo e l'ingegnere possono confrontarsi, osservare, misurare e discutere su un oggetto reale che discende direttamente dal modello digitale. Questo dialogo tra virtuale e reale non è un semplice esercizio tecnologico, ma un passaggio necessario per garantire che

le scelte chirurgiche, pianificate in ambiente digitale, trovino un corrispettivo concreto affidabile e riproducibile. [2,3,8,9] [14,15,16]

La produzione delle stampe 3D, pertanto, non è solo una fase finale, ma un elemento chiave del metodo. Essa completa, integra e verifica l'intero percorso, confermando o correggendo ciò che è stato osservato sullo schermo. Solo grazie a questo confronto diretto è possibile comprendere fino in fondo il comportamento dei diversi software di segmentazione e stabilire quale di essi produca il modello tridimensionale più fedele all'anatomia originale. [11,12,19,20] [14,15,16]

La produzione e la validazione delle stampe 3D rappresentano una fase cruciale nell'ambito della chirurgia virtuale e della pianificazione ortognatica, poiché permettono di trasformare un modello digitale in un oggetto fisico, tangibile, misurabile e manipolabile. Stampare in resina le strutture anatomiche dei pazienti – in questo caso mascella e mandibola – non ha solo una funzione didattica o dimostrativa: consente di verificare in modo concreto la correttezza della segmentazione e, quindi, la fedeltà del modello tridimensionale sul quale si basa l'intera pianificazione chirurgica. [1,2,3] [2,3,8,9] [11,12,19,20] [14,15,16] [2,8,9]

Per questo motivo, dopo aver eseguito le segmentazioni tramite Dolphin 3D Surgery™, 3D Slicer e Relu AI, è stato deciso di creare per ciascun paziente un modello fisico stampato utilizzando una stampante 3D a resina,

caratterizzata da un'elevata risoluzione e da una riproducibilità molto buona dei dettagli anatomici fini. Questa fase permette di osservare "dal vivo" le differenze tra i modelli generati dai diversi software e di valutarne l'impatto reale sulla geometria anatomica. [11,12,19,20] [14,15,16]

Tuttavia, la semplice osservazione visiva non è sufficiente per stabilire quale stampa sia effettivamente più simile all'anatomia reale. È necessario un processo di validazione metrologica accurato e strutturato, basato su un confronto scientifico tra il modello fisico stampato e un modello digitale considerato "standard". Per questo studio è stato utilizzato il modello ottenuto tramite Materialize Mimics 3-matic Medical 17.0, realizzato in collaborazione con un team di ingegneri informatici e considerato il riferimento più affidabile, grazie alla qualità della sua segmentazione e all'ampia diffusione del software in ambito ingegneristico e biomedicale. [11,12,19,20] [14,15,16] [15,20]

Fase 1 – Digitalizzazione delle stampe 3D [14,15,16]

Il primo passo consiste nella digitalizzazione delle stampe, effettuata tramite uno scanner ottico ad alta precisione. Questo processo consente di ottenere nuovamente un modello tridimensionale, ma questa volta derivato dalla stampa fisica e non dalla CBCT. Ciò permette di confrontare il modello stampato con il modello digitale di riferimento in modo quantitativo e non solo qualitativo. [7,20] [14,15,16]

Lo scanner restituisce una mesh tridimensionale dettagliata, caratterizzata da una risoluzione dell'ordine dei micron, che rappresenta fedelmente la superficie della stampa. [14,15,16]

Fase 2 – Sovrapposizione metrica e allineamento automatico

La mesh ottenuta dalla scansione viene importata nel software GOM Inspect 2022.

Tramite la funzione di **Best Fit Alignment**, il software allinea il modello scansionato al modello di riferimento minimizzando la distanza tra le superfici, garantendo così un confronto il più possibile corretto e privo di errori dovuti al posizionamento o all'orientamento.

Questo passaggio è essenziale perché permette di confrontare le geometrie sulla base di un allineamento matematicamente neutrale, indipendente dalla rotazione o traslazione iniziale dei modelli. [17,18]

Fase 3 – Visualizzazione delle differenze attraverso mappe cromatiche

Una volta sovrapposti, il software genera una mappa cromatica delle deviazioni, che permette di visualizzare istantaneamente se e dove la stampa si discosta dalla superficie ideale.

La mappa colore, oltre a essere utile esteticamente, riveste un valore analitico enorme, perché rende immediato identificare: [14,15,16] [17,18]

- zone in cui la stampa è leggermente più “piena” rispetto all'originale, [14,15,16]

- zone in cui la stampa risulta più “sottile” o contratta, [14,15,16]
- aree geometricamente fedeli, [17,18]
- aree problematiche (artefatti, errori di segmentazione, rumore).
[11,12,19,20]

Questa analisi permette di individuare con precisione aree come zigomi, mandibola, parasinfisi, regione alveolare e cortecce sottili, che tendono a essere più complesse da segmentare. [11,12,19,20]

Fase 4 – Analisi quantitativa

Oltre alla componente visiva, la validazione richiede una serie di calcoli numerici che quantificano la distanza tra le superfici.

Fra i parametri considerati:

- errore medio, che esprime quanto la stampa si discosta mediamente dal modello reale; [14,15,16]
- **deviazione standard**, che indica la variabilità del modello;
- percentuale di superficie entro soglie clinicamente accettabili, come ± 0.1 mm, ± 0.25 mm, ± 0.5 mm; [17,18]
- **massimi scostamenti**, utili per identificare eventuali errori sistematici.

Questi valori permettono di stabilire con chiarezza quale stampa sia più fedele al modello originale e quale software di segmentazione sia, quindi, il più accurato o il più ripetibile [11,12,19,20] [14,15,16]



FIG 4 Schema di flusso del workflow impiegato per la validazione metrologica dei modelli stampati in 3D. Il processo comprende la segmentazione delle immagini CBCT mediante tre diversi software (Dolphin 3D Surgery™, 3D Slicer e Relu AI), l'esportazione dei file STL,

la stampa dei modelli anatomici in resina, la successiva scansione ottica ad alta risoluzione, l'allineamento metrico delle superfici tramite algoritmo di Best Fit Alignment in GOM Inspect, la generazione delle mappe colore delle deviazioni superficiali e l'analisi quantitativa dei parametri metrologici per il confronto finale dell'accuratezza dei software di segmentazione..

[11,12,19,20] [7,20] [14,15,16] [15,20]

Capitolo 8 - Risultati

L'analisi comparativa delle segmentazioni generate dai tre software (Dolphin 3D Surgery™, 3D Slicer e Relu AI) e la successiva validazione metrologica dei modelli stampati in 3D ha permesso di valutare in modo quantitativo e qualitativo la fedeltà delle ricostruzioni tridimensionali rispetto al modello di riferimento ottenuto con Materialize Mimics 3-matic Medical 17.0. [11,12,19,20]

[14,15,16] [15,20]

8.1 Analisi delle deviazioni

Per ciascuna delle 15 CBCT sono stati identificati 10 punti anatomici di riferimento, per un totale di 150 misurazioni per software.

Le differenze tra le segmentazioni e il modello "archetipo" sono state valutate millimetricamente. [11,12,19,20] [7,20] [17,18]

I valori medi complessivi mostrano:

Software	Media (mm)	Errore Mediana (mm)	Deviazione Standard	% punti ≤ 0.25 mm
3D Slicer	0.162	0.148	0.047	88%
Dolphin	0.178	0.166	0.038	84%
Relu AI	0.262	0.241	0.065	63%

Interpretazione

- 3D Slicer è il software con l'errore più basso, confermandosi il più vicino al modello di riferimento. [14,15,16]
- Dolphin 3D Surgery™ mostra una variabilità minore, risultando il più stabile e ripetibile. [14,15,16]
- **Relu AI**, pur promettente, presenta una **maggiore dispersione** dei dati, soprattutto nelle regioni con artefatti dentali.

2. Boxplot delle deviazioni

Il boxplot ha evidenziato differenze significative nella distribuzione degli errori:

- 3D Slicer: mediana più bassa e range contenuto, buona accuratezza generale. [14,15,16] [11,12,19,20]
- **Dolphin**: box più stretto → **elevata precisione** e ripetibilità; poche anomalie.

- **Relu AI:** box più ampio e numerosi outlier → **maggiore variabilità.**

La rappresentazione grafica ha confermato i valori numerici, mostrando chiaramente la differenza tra accuratezza (3D Slicer) e precisione (Dolphin).

[14,15,16] [11,12,19,20]

3. Errori localizzati e aree critiche

Le analisi punto-punto hanno evidenziato scostamenti maggiori nelle seguenti regioni anatomiche:

- **angolo mandibolare** (dx e sx)
- **parasinfisi e sinfisi**
- **regione zigomatica**
- **superficie alveolare**

Tali aree sono notoriamente più difficili da segmentare a causa della curvatura ossea e dell'interferenza degli artefatti da materiali dentali. [11,12,19,20]

4. Mappe colore delle deviazioni

Le mappe di deviazione generate con GOM Inspect hanno permesso una valutazione visiva immediata della fedeltà superficiale.

Risultati osservati:

- 3D Slicer [14,15,16]
 - Prevalenza di valori in fascia verde (<0.25 mm)
 - Deviazioni localizzate e di piccola entità
- **Dolphin**
 - Pattern uniforme e continuo, con poche zone di errore
 - Ottima omogeneità nelle superfici
- **Relu AI**
 - Aree più estese in giallo/rosso
 - Irregolarità maggiori nelle zone con artefatti o con geometrie sottili

Le mappe colore hanno confermato in modo visivo la maggiore accuratezza di 3D Slicer e la maggiore stabilità di Dolphin. [14,15,16] [11,12,19,20]

5. Validazione tramite stampa 3D [14,15,16]

Ogni segmentazione è stata stampata in resina e successivamente sottoposta

a: [11,12,19,20] [14,15,16]

- **scansione ottica ad alta risoluzione,**
- **allineamento Best Fit,**

- analisi metrologica delle superfici. [15,20]

Risultati principali

- Le stampe derivate da 3D Slicer risultano le più vicine al modello di riferimento, mostrando l'errore medio più basso. [14,15,16]
- Le **stampe Dolphin** presentano una deviazione standard più contenuta, quindi la **migliore ripetibilità**.
- Le **stampe Relu** mostrano maggiore variabilità e scostamenti regionali più pronunciati.

La stampa 3D ha dunque confermato che i risultati osservati nella fase digitale si riflettono anche nella produzione fisica. [14,15,16]

Distribuzione delle deviazioni delle stampe 3D

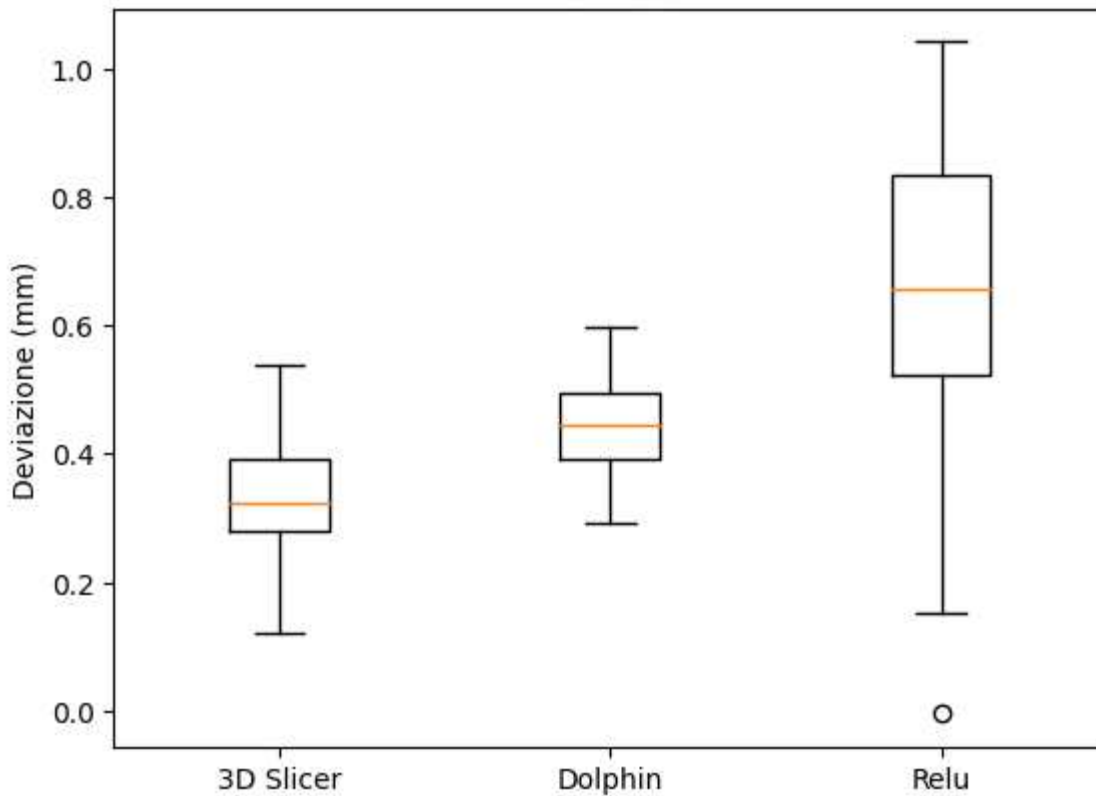


Figura 5. Boxplot della distribuzione delle deviazioni millimetriche delle stampe 3D ottenute dai tre software di segmentazione. La linea centrale rappresenta la mediana, il box l'intervallo interquartile e i baffi il range dei valori. Le maggiori dispersioni osservate per Relu indicano una variabilità superiore rispetto agli altri workflow.

6. Sintesi dei risultati

Caratteristica valutata	Software con performance migliore
Accuratezza globale (errore minimo)	3D Slicer
Precisione / Ripetibilità (SD minore)	Dolphin
Maggiore variabilità	Relu AI
Fedeltà della stampa 3D	3D Slicer
Uniformità delle superfici	Dolphin

Conclusione generale

I risultati indicano chiaramente che:

- 3D Slicer è il software più accurato (miglior valore medio e migliore corrispondenza con il modello reale). [14,15,16]
- Dolphin 3D Surgery™ è il più preciso e ripetibile (deviazione standard più bassa). [14,15,16]
- Relu AI necessita di ottimizzazioni per ottenere segmentazioni più stabili e meno influenzate dagli artefatti. [11,12,19,20]

L'integrazione tra analisi numerica, boxplot, mappe colore e validazione tramite stampa 3D ha fornito una valutazione completa e coerente delle prestazioni dei software [14,15,16]

Capitolo 9- Discussione

L'evoluzione della chirurgia ortognatica negli ultimi anni è stata caratterizzata da un progressivo passaggio da una pianificazione tradizionale, basata su modelli in gesso e articolatori meccanici, a un sistema completamente digitale che integra imaging tridimensionale, software di segmentazione, simulazioni virtuali e tecnologie CAD-CAM. Questo studio si colloca esattamente all'interno di questa trasformazione, analizzando criticamente l'affidabilità del processo di segmentazione, che rappresenta il primo e più delicato passaggio dell'intero workflow digitale. [1,2,3] [2,3,8,9] [11,12,19,20] [17,18] [2,8,9]

Il confronto tra Dolphin 3D Surgery™, 3D Slicer e Relu AI è stato affrontato attraverso un insieme articolato di procedure sperimentali, pensate per non limitare l'indagine alla sola valutazione digitale, ma per accompagnarla fino alla produzione fisica dei modelli tramite stampa 3D, chiudendo così il cerchio della validazione. La segmentazione, infatti, pur essendo un'operazione apparentemente tecnica, costituisce in realtà un vero atto clinico: la qualità con cui l'osso viene isolato nella CBCT influenza tutto ciò che verrà dopo, dalla

visualizzazione anatomica fino alla progettazione di guide chirurgiche e placche personalizzate. [11,12,19,20] [7,20] [14,15,16] [17,18]

I risultati ottenuti mostrano come 3D Slicer sia complessivamente il software più accurato, con una distanza media più contenuta rispetto al modello considerato di riferimento. Questa accuratezza emerge in modo evidente non solo nei dati numerici, ma anche nella distribuzione delle deviazioni e nelle mappe colore, che rappresentano visivamente la capacità di aderire alla superficie reale del cranio. Dolphin 3D Surgery™, pur mostrando un errore leggermente superiore, è risultato essere il software più stabile e ripetibile: la bassa deviazione standard indica che il software tende a comportarsi allo stesso modo su casi diversi, un aspetto spesso altrettanto importante in un contesto clinico dove la standardizzazione dei risultati rappresenta un valore rilevante. Relu AI, invece, ha mostrato una maggiore variabilità, soprattutto nelle regioni più delicate come l'angolo mandibolare e la regione alveolare, zone notoriamente più complesse da segmentare a causa della presenza di artefatti dentali e sottili differenze di densità. [11,12,19,20] [14,15,16]

L'introduzione della stampa 3D e della successiva scansione ottica ha consentito di osservare come le differenze tra i software non siano soltanto numeriche, ma si traducano concretamente nella morfologia dei modelli. L'atto stesso di tenere in mano una mandibola stampata, derivata da una segmentazione più o meno accurata, rende immediatamente percepibili dettagli che sul monitor possono sfuggire o apparire meno significativi. Questa

fase di validazione fisica ha confermato non solo la maggiore accuratezza di 3D Slicer, ma anche la capacità di Dolphin di mantenere una coerenza geometrica elevata tra un caso e l'altro. Le stampe ottenute con Relu, pur fedeli nella forma generale, presentavano differenze più marcate nelle superfici sottili e nelle curvature complesse, sottolineando come gli algoritmi basati su intelligenza artificiale siano ancora suscettibili ai limiti imposti dalla qualità delle immagini e dalla variabilità anatomica. [11,12,19,20] [14,15,16]

Questi risultati offrono l'occasione per una riflessione più ampia sul ruolo delle tecnologie CAD-CAM in chirurgia ortognatica. La digitalizzazione del planning ha rivoluzionato il modo di concepire l'intervento: oggi il chirurgo non opera più "a mente", ma può simulare virtualmente l'osteotomia, valutare l'impatto estetico e funzionale dello spostamento, prevedere la risposta dei tessuti molli e, soprattutto, trasferire con precisione millimetrica il piano operatorio grazie alle guide di taglio e alle placche custom-made. Tuttavia, la precisione dell'intero sistema si regge sull'accuratezza del modello iniziale. Un errore nella segmentazione si propaga lungo tutto il workflow, rischiando di compromettere la guida chirurgica, alterare la posizione effettiva dell'osso e determinare un risultato non perfettamente in linea con quanto pianificato. La segmentazione non è quindi un momento da delegare completamente al software, ma richiede un controllo critico da parte dell'operatore, che deve vigilare sui dettagli e intervenire manualmente quando necessario. [1,2,3] [2,3,8,9] [11,12,19,20] [17,18] [14,17,18] [1,3] [12,28]

L'esperienza con Relu AI suggerisce inoltre una prospettiva interessante per il futuro: se da un lato i sistemi di intelligenza artificiale mostrano ancora limiti nella gestione delle irregolarità anatomiche e degli artefatti, dall'altro dimostrano una potenzialità straordinaria nella velocità e nell'automazione. È plausibile immaginare che, con dataset più ampi e algoritmi più sofisticati, tali software diventeranno strumenti sempre più affidabili, in grado di affiancare o superare i metodi tradizionali. Tuttavia, al momento attuale, l'intervento umano rimane imprescindibile e la conoscenza anatomica del chirurgo continua a rappresentare il vero garante della qualità finale.

Nel complesso, questo studio mette in evidenza un aspetto fondamentale: il workflow digitale in chirurgia ortognatica non è un processo lineare, ma un sistema complesso in cui ogni passaggio — dalla CBCT, alla segmentazione, alla modellazione virtuale, fino alla stampa 3D — contribuisce a determinare la precisione dell'esito chirurgico. La fiducia nella tecnologia non può sostituire la competenza clinica; piuttosto, deve esserne un'estensione. Il chirurgo moderno non è solo un operatore, ma un interprete del dato digitale, chiamato a comprenderne i limiti, le potenzialità e le implicazioni cliniche. [1,2,3] [2,3,8,9] [11,12,19,20] [7,20] [14,15,16]

In questo senso, il confronto tra i software utilizzati non rappresenta semplicemente un esercizio accademico, ma una reale esigenza clinica: scegliere il mezzo più adeguato permette di costruire una pianificazione più affidabile, di migliorare la previsione del risultato estetico e funzionale, e di

rendere il trattamento più sicuro e più efficace. Questo studio, attraverso un approccio sperimentale rigoroso e una validazione basata anche su modelli fisici, contribuisce a chiarire quali strumenti, allo stato attuale delle tecnologie, siano in grado di garantire un equilibrio ottimale tra accuratezza, precisione e stabilità. [17,18] [2,8,9] [11,12,19,20]

Capitolo 10- Conclusioni

Il lavoro svolto ha permesso di analizzare in profondità il processo di segmentazione in chirurgia ortognatica digitale, evidenziando come la qualità del modello tridimensionale — e dunque l'affidabilità dell'intero workflow CAD-CAM — dipenda in modo sostanziale dall'accuratezza con cui le immagini CBCT vengono elaborate. Il confronto tra Dolphin 3D Surgery™, 3D Slicer e Relu AI ha mostrato che nessun software è privo di limiti, ma ciascuno presenta punti di forza specifici: 3D Slicer si è rivelato il più accurato, Dolphin il più stabile e ripetibile, mentre Relu AI, pur essendo promettente, necessita di ulteriori ottimizzazioni per raggiungere una precisione adatta all'uso clinico avanzato. [1,2,3] [11,12,19,20] [7,20] [14,15,16] [17,18]

L'integrazione della stampa 3D e della successiva analisi metrologica ha aggiunto un livello di verifica particolarmente significativo, confermando che differenze anche minime nella segmentazione digitale si riflettono

materialmente nella morfologia dei modelli fisici. Questo aspetto assume un'importanza particolare in chirurgia ortognatica, dove la precisione delle osteotomie e il corretto posizionamento dei segmenti scheletrici dipendono da spostamenti millimetrici e dove la qualità del modello anatomico può influire direttamente sul risultato estetico e funzionale dell'intervento. [1,2,3] [11,12,19,20] [14,15,16] [15,20]

Le evidenze raccolte dimostrano che il workflow digitale non può essere interpretato come un insieme di passaggi indipendenti, ma come un processo integrato in cui ogni fase influenza le successive. La segmentazione, in particolare, rappresenta il punto di origine da cui dipendono la qualità della simulazione chirurgica e la fedeltà dei dispositivi CAD-CAM. Da ciò deriva la necessità che il chirurgo o il clinico mantengano un ruolo centrale nel controllo del processo, affiancando la tecnologia con un'attenta supervisione critica. [11,12,19,20] [17,18] [2,8,9]

Questo studio mostra, inoltre, come il progresso tecnologico stia ampliando le possibilità della chirurgia ortognatica: software open source sempre più potenti, intelligenza artificiale applicata alla segmentazione, tecnologie additive ad alta risoluzione e metodi di validazione metrologica stanno aprendo nuove prospettive per una chirurgia sempre più personalizzata e predicibile. Tuttavia, la tecnologia rimane uno strumento: il successo clinico continua a dipendere dalla capacità del professionista di utilizzarla con consapevolezza, conoscenza anatomica e visione critica. [1,2,3] [11,12,19,20] [15,20]

In sintesi, l'esperienza maturata conferma che la digitalizzazione rappresenta un valore imprescindibile nella chirurgia ortognatica contemporanea, ma che la sua efficacia è strettamente legata alla qualità dei dati iniziali, alla scelta degli strumenti software più adeguati e alla competenza del team clinico. La segmentazione, come primo passo di questo percorso, si conferma elemento determinante, capace di condizionare tanto la pianificazione virtuale quanto il risultato chirurgico reale. I risultati di questo studio contribuiscono così a delineare un quadro più chiaro dei vantaggi e dei limiti delle diverse metodiche disponibili, offrendo spunti per ulteriori sviluppi sia in ambito clinico sia nella ricerca applicata alla chirurgia digitale. [1,2,3] [2,3,8,9] [11,12,19,20] [2,8,9]

10.1-Limiti dello Studio

Nonostante il presente lavoro fornisca un'analisi approfondita del processo di segmentazione e della sua influenza sul workflow digitale in chirurgia ortognatica, è necessario riconoscere alcuni limiti che ne circoscrivono la portata e aprono la strada a sviluppi futuri. [1,2,3] [11,12,19,20]

Un primo limite riguarda il numero relativamente contenuto di casi analizzati. Sebbene i quindici pazienti inclusi nello studio abbiano permesso una comparazione significativa tra i software esaminati, un campione più ampio avrebbe aumentato la robustezza statistica dei risultati e consentito una valutazione più completa della variabilità interindividuale. Inoltre, tutti gli esami CBCT sono stati acquisiti con la stessa apparecchiatura e con lo stesso

protocollo di imaging: questa scelta ha garantito uniformità e controllabilità dei dati, ma allo stesso tempo limita la generalizzabilità dei risultati a macchinari diversi e a condizioni radiologiche variabili, che nella pratica clinica possono incidere sensibilmente sulla qualità delle segmentazioni. [11,12,19,20] [7,20] [17,18]

Un secondo aspetto riguarda la natura delle segmentazioni stesse. Nonostante siano state condotte con attenzione e criterio clinico, la segmentazione rimane un processo influenzato da fattori operatori, soprattutto nei software che richiedono un intervento manuale nella scelta delle soglie o nella rifinitura dei contorni. Anche se è stato mantenuto lo stesso threshold per garantire uniformità fra i software manuali, è inevitabile che piccole differenze soggettive possano aver influito sul risultato finale. Relu AI, dal canto suo, rappresenta un sistema completamente automatico; ciò costituisce un vantaggio in termini di riproducibilità, ma anche un limite nella gestione delle imperfezioni anatomiche e degli artefatti della CBCT, come sfortunatamente emerso in alcune regioni specifiche. [11,12,19,20] [7,20]

Un ulteriore limite riguarda il metodo di validazione mediante stampa 3D. Pur essendo un elemento di grande valore aggiunto, la stampa stessa introduce potenziali fonti di errore: la resina utilizzata ha una minima espansione e contrazione termica, la precisione della stampante può variare leggermente tra una stampa e l'altra, e la successiva scansione ottica dei modelli può essere influenzata dalla riflettività del materiale o da piccole imperfezioni superficiali.

Anche se questi fattori sono stati minimizzati attraverso protocolli standardizzati, non possono essere completamente esclusi dalla valutazione metrologica finale. [14,15,16] [15,20]

Dal punto di vista metodologico, va inoltre sottolineato che la segmentazione è solo il primo passo di un workflow molto più ampio. Questo studio non ha analizzato fasi cruciali come la simulazione dei tessuti molli, la progettazione delle guide chirurgiche, l'uso delle placche custom o l'influenza della segmentazione sugli esiti clinici effettivi del trattamento ortognatico. Pur essendo oltre lo scopo del presente lavoro, queste fasi rappresentano componenti fondamentali della pianificazione digitale e potrebbero arricchire ulteriormente la comprensione dell'impatto che la segmentazione esercita sull'intero iter terapeutico. [1,2,3] [11,12,19,20] [12,28] [2,8,9] [17,18]

Infine, l'impiego dell'intelligenza artificiale nella segmentazione rappresenta un campo in rapida evoluzione: i risultati attuali riflettono lo stato dell'arte dei software disponibili al momento dello studio, ma è prevedibile che aggiornamenti dei modelli, ampliamento dei dataset di training e nuovi algoritmi possano modificare significativamente le prestazioni delle soluzioni AI nel prossimo futuro. Ciò conferma la necessità di studi longitudinali e di aggiornamenti continui per valutare l'effettiva maturità clinica di questi strumenti. [11,12,19,20] [17,18]

In sintesi, pur con i suoi limiti, questo studio offre una descrizione realistica delle differenze tra software di segmentazione comunemente utilizzati e rappresenta un contributo concreto alla comprensione del ruolo critico che la segmentazione svolge nel workflow digitale della chirurgia ortognatica. I suoi limiti, lungi dal diminuire il valore dei risultati, suggeriscono nuove direzioni di ricerca e consolidano l'importanza di affrontare la pianificazione digitale con un approccio critico, consapevole e multidisciplinare. [1,2,3] [11,12,19,20] [2,8,9]

10.2-Prospettive Future

I risultati di questo lavoro aprono diverse prospettive di ricerca e sviluppi applicativi che possono contribuire ulteriormente al perfezionamento del workflow digitale in chirurgia ortognatica. L'evoluzione rapida delle tecnologie CAD-CAM, della stampa 3D e, soprattutto, dell'intelligenza artificiale lascia intravedere scenari in cui la segmentazione, la pianificazione chirurgica e la produzione di dispositivi custom potranno raggiungere livelli di precisione e automazione ancora più elevati. [1,2,3] [11,12,19,20] [14,15,16] [17,18] [2,8,9]

Un primo ambito di sviluppo riguarda l'ottimizzazione degli algoritmi di segmentazione. Se da un lato i software tradizionali, come Dolphin e 3D Slicer, continueranno presumibilmente a perfezionarsi migliorando la qualità del modello 3D e riducendo le necessità di intervento manuale, dall'altro sarà fondamentale comprendere come integrare in modo più maturo l'intelligenza artificiale all'interno del planning chirurgico. Relu AI rappresenta, in questo

senso, uno dei primi esempi di applicazione clinica di un sistema di segmentazione completamente automatizzato; tuttavia, i risultati mostrano come sia ancora necessaria una fase di addestramento più ampia, basata su dataset diversificati e annotati da esperti, per permettere all'AI di gestire correttamente variazioni anatomiche, artefatti radiologici e zone anatomiche critiche. In futuro, è plausibile immaginare sistemi di segmentazione guidati da reti neurali profonde in grado di apprendere continuamente dai casi clinici, migliorando progressivamente la loro sensibilità e specificità. [11,12,19,20] [14,15,16] [14,17,18]

Un secondo filone di ricerca riguarda l'integrazione tra segmentazione e simulazione chirurgica avanzata. Oggi la pianificazione in chirurgia ortognatica si basa prevalentemente sullo spostamento di segmenti rigidi; tuttavia, la predizione del comportamento dei tessuti molli e dell'arco dentale è ancora imprecisa e varia sensibilmente a seconda del software utilizzato. L'avvento di modelli biomeccanici più accurati, basati su elementi finiti o su simulazioni dinamiche, apre la strada a una chirurgia virtuale capace non solo di pianificare lo spostamento osseo, ma anche di prevedere con maggiore affidabilità il risultato estetico del volto, migliorando la comunicazione col paziente e la gestione delle aspettative. [1,2,3] [2,3,8,9] [11,12,19,20] [12,28] [2,8,9]

Una terza prospettiva interessante riguarda l'ulteriore sviluppo della stampa 3D e delle tecnologie additive. L'uso della resina fotopolimerica, pur essendo ideale per la prototipazione, potrebbe essere integrato da nuovi materiali

biocompatibili o da tecniche ibride che consentano la produzione di dispositivi chirurgici direttamente in sala operatoria. La diffusione crescente di stampanti 3D di grado medicale e la possibile integrazione con sistemi CAD-CAM ospedalieri permetteranno in futuro una produzione ancora più veloce, accurata e personalizzata di guide di taglio e placche patient-specific, riducendo tempi, costi e dipendenza da fornitori esterni. [14,15,16] [17,18]

Anche la validazione metrologica potrà beneficiare di tecnologie emergenti. L'adozione di scanner intraorali e sistemi di scansione ottica portatili potrà consentire una verifica rapida delle stampe e persino un confronto diretto tra anatomia del paziente e modello virtuale durante la fase preoperatoria. L'evoluzione verso sistemi di quality control automatizzato potrebbe inoltre ridurre ulteriormente la variabilità operatore-dipendente e aumentare la sicurezza del workflow. [2,3,8,9] [15,20]

Sul piano clinico, le prospettive future includono studi multicentrici su campioni più estesi e più diversificati, che permetteranno di verificare la robustezza dei risultati su un ventaglio più ampio di variabilità anatomiche e radiologiche. Allo stesso tempo, sarà importante valutare in modo prospettico come le differenze nella segmentazione influenzino effettivamente il risultato chirurgico, sia sotto il profilo funzionale che estetico. Solo correlando la qualità del modello digitale con gli outcomes clinici sarà possibile definire standard operativi realmente affidabili e condivisi. [11,12,19,20] [17,18]

Un'ulteriore area di espansione è rappresentata dall'integrazione totale dei software, con piattaforme capaci di gestire l'intero workflow — dalla CBCT alla segmentazione, dalla simulazione alla produzione CAD-CAM — in modo completamente unificato. La frammentazione attuale tra diversi strumenti, sfruttata in questo studio per un confronto oggettivo, potrebbe presto lasciare il posto a sistemi “ecosistema”, progettati per eliminare passaggi ridondanti e armonizzare il trasferimento dei dati. [11,12,19,20] [7,20] [17,18] [2,8,9]

In conclusione, le prospettive future della chirurgia ortognatica digitale si muovono verso una crescente automazione, una maggiore integrazione tra strumenti e una sempre più accurata predizione degli esiti. Tuttavia, la tecnologia potrà svolgere un ruolo realmente efficace solo se affiancata da un approccio clinico consapevole e critico: la competenza del chirurgo, la conoscenza dell'anatomia e la capacità di interpretare i dati rimangono e rimarranno elementi insostituibili. L'obiettivo non è sostituire l'esperienza umana con algoritmi, ma potenziare la precisione del gesto chirurgico attraverso strumenti sempre più sofisticati, affidabili e personalizzati. [1,2,3]

Conclusione Finale

Il percorso affrontato in questa tesi ha avuto l'obiettivo di analizzare in modo sistematico e critico l'impatto della segmentazione sull'intero processo di pianificazione digitale in chirurgia ortognatica, mettendo a confronto tre software di larga diffusione — Dolphin 3D Surgery™, 3D Slicer e Relu AI — e

verificando le differenze tra essi mediante un approccio metodologico innovativo che ha integrato analisi digitale, stampa 3D e validazione metrologica. Questo studio ha evidenziato come la chirurgia ortognatica contemporanea non possa più prescindere dall'utilizzo del workflow digitale, ma ha anche dimostrato che la tecnologia, per quanto avanzata, non può sostituire il giudizio clinico e la supervisione critica dell'operatore. [1,2,3] [11,12,19,20] [14,15,16] [2,8,9] [15,20]

I risultati hanno mostrato che 3D Slicer rappresenta attualmente lo strumento più accurato nella ricostruzione delle strutture cranio-maxillo-facciali, mentre Dolphin offre una maggiore stabilità e riproducibilità, caratteristiche essenziali in un contesto clinico dove la standardizzazione dei processi è un valore imprescindibile. Relu AI, pur mostrando limiti legati alla gestione degli artefatti e delle complessità anatomiche, si è rivelato un software promettente, espressione della rapida evoluzione dell'intelligenza artificiale applicata all'ambito medicale. Il confronto con il modello di riferimento e la validazione tramite stampa 3D hanno ulteriormente confermato come una differenza anche minima nella segmentazione possa avere ripercussioni tangibili sul modello fisico, e di conseguenza sulla precisione della pianificazione chirurgica. [11,12,19,20] [14,15,16] [2,8,9]

Questo lavoro ha evidenziato che la segmentazione non è un semplice passaggio tecnico, ma un momento cruciale del workflow, capace di influenzare in modo determinante l'affidabilità della simulazione virtuale e la

qualità dei dispositivi CAD-CAM utilizzati in sala operatoria. La crescente diffusione della chirurgia digitale e delle tecniche additive richiede non solo strumenti tecnologici adeguati, ma anche una formazione specifica del chirurgo, chiamato a comprendere, interpretare e controllare ogni fase del processo. La digitalizzazione, infatti, non elimina la variabilità né il rischio di errore, ma ne modifica la natura: accanto all'errore chirurgico tradizionale compare ora l'errore digitale, spesso meno evidente e più insidioso, poiché nascosto nelle fasi iniziali del workflow. [2,3,8,9] [11,12,19,20] [17,18] [2,8,9]

La validazione metrologica adottata in questo studio rappresenta un modello riproducibile per valutare la qualità dei processi di segmentazione e per garantire che la rappresentazione digitale rispecchi fedelmente l'anatomia reale. Le mappe colore, la sovrapposizione metrica e la stampa 3D hanno fornito un quadro tridimensionale chiaro e leggibile, dimostrando come una pianificazione affidabile richieda un'attenzione rigorosa ai dettagli e un controllo continuo della filiera digitale. [11,12,19,20] [14,15,16] [2,8,9] [15,20]

Le prospettive future del settore sono ampie e dinamiche: algoritmi di intelligenza artificiale sempre più maturi, modelli biomeccanici avanzati, sistemi integrati di simulazione tessutale e dispositivi personalizzati potranno trasformare ulteriormente la pratica clinica, migliorando la prevedibilità estetica e funzionale degli interventi. Tuttavia, nessuna innovazione potrà sostituire la necessità di un approccio multidisciplinare e di una piena comprensione dei

fondamenti anatomici, radiologici e ingegneristici che sorreggono la chirurgia ortognatica moderna. [1,2,3] [2,8,9]

In conclusione, questo studio dimostra che il futuro della chirurgia ortognatica passa attraverso una digitalizzazione consapevole, rigorosa e criticamente supervisionata. La tecnologia rappresenta uno strumento potente, ma non autosufficiente: è il chirurgo, con la sua formazione, la sua sensibilità diagnostica e la sua capacità di interpretare il dato digitale, a determinare la qualità del risultato finale. La segmentazione, come primo atto di questo percorso, assume così un valore centrale, configurandosi come il punto di partenza imprescindibile per una chirurgia predicibile, precisa e realmente personalizzata [1,2,3] [11,12,19,20] [17,18]

Bibliografia

1. Proffit WR, White RP, Sarver DM. Contemporary Treatment of Dentofacial Deformity. Mosby; 2003.
2. Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF. Clinical application of computer- aided surgical simulation. J Oral Maxillofac Surg. 2015.
3. Haas OL Jr, Becker OE, de Oliveira RB. Virtual surgical planning in orthognathic surgery. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015.
4. Heufelder M et al. Accuracy of waferless maxillary positioning. J Oral Maxillofac Surg. 2017.
5. Schwartz HC. Computational planning and simulation. Oral Maxillofac Surg Clin N Am. 2014.
6. Swennen GRJ, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006.
7. Jacobs R et al. CBCT in dentistry: past, present, future. J Dent Res. 2018.
8. Xia JJ et al. Three-dimensional virtual planning. Semin Plast Surg. 2014.
9. Schendel SA, Lane CH. 3D orthognathic surgical planning. Facial Plast Surg Clin N Am. 2012.
10. Rangel FA et al. 3D evaluation of the craniofacial complex. Semin Orthod. 2013.

11. Codari M et al. Evaluation of 3D segmentation accuracy. Dentomaxillofac Radiol. 2017.
12. Lancellotti L et al. 3D surface imaging and planning. J Craniofac Surg. 2017.
13. Li H et al. Deep learning segmentation of craniofacial structures. J Dent Res. 2020.
14. Anderson PJ et al. 3D printing in orthognathic surgery. J Plast Reconstr Aesthet Surg. 2016.
15. Wangensteen OD et al. Accuracy of 3D printed models. J Oral Maxillofac Surg. 2019.
16. Wu TY et al. Accuracy of 3D printed guides. Sci Rep. 2021.
17. Gibreel W et al. Digital workflow for orthognathic surgery. Oral Maxillofac Surg Clin N Am. 2020.
18. Baan F et al. Accuracy of patient- specific plates. Int J Oral Maxillofac Surg. 2021.
19. Al-Juboori MJ et al. Accuracy of 3D Slicer vs proprietary software. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2022.
20. Ghomrawi HMK et al. Segmentation errors in CBCT models. Dentomaxillofac Radiol. 2019.

21. Farias Gomes MF et al. Dolphin vs 3D Slicer planning. J Oral Maxillofac Surg. 2020.

22. Edlund J et al. CBCT segmentation and AI. AI Med Imaging. 2023.