

VALIDAZIONE DI TECNICHE DI IMAGE PROCESSING PER L'ANALISI VOLUMETRICA DELL'ALVEOLO POST-ESTRATTIVO IN PAZIENTI AFFETTI DA PARODONTITE SEVERA

Valeria Manavella*, Federica Garrone°, Federica Romano*, Cristina Bignardi°, Mario Aimetti*

* Dipartimento di Scienze Chirurgiche, C.I.R. Dental School, Sezione di Parodontologia, Università di Torino (Italia)

° Dipartimento di Ingegneria Meccanica ed Aerospaziale, Politecnico di Torino (Italia)

Riassunto

Introduzione: Obiettivo dello studio è validare una nuova tecnica di indagine volumetrica che combini l'analisi CBCT (Cone Beam Computed Tomography) con metodiche d'immagine-processing per ottenere la ricostruzione tridimensionale di immagini dalla geometria complessa, quali le cavità alveolari con riassorbimento delle pareti, ed il loro calcolo volumetrico. Attualmente, sono presenti in letteratura solo lavori che valutano la precisione di misure lineari ottenute da CBCT.

Materiali e metodi: E' stata eseguita l'elaborazione digitale con tecniche di segmentazione manuale e automatica di 9 alveoli di denti estratti per motivi parodontali mediante due software per elaborazione di immagini, Mimics e ImageJ che, preso come riferimento, è ampiamente utilizzato in letteratura. Le procedure d'immagine-processing sono state validate eseguendo segmentazione e rendering di marker sferici a volume noto. L'applicabilità del metodo su geometrie complesse è stata testata su un modello a volume noto, ottenuto dal fresaggio delle immagini CBCT di un alveolo con la parete vestibolare riassorbita e scansionato con MicroCT.

Risultati: Mediante implementazione delle funzioni del software Mimics è possibile ricostruire immagini complesse non finite e, grazie ad un errore pari all'1.5% e alla ripetibilità delle misurazioni anche da parte di operatori con differenti livelli di esperienza, acquisire dati volumetrici affidabili. **Conclusioni:** Queste informazioni potrebbero trovare applicazione nella progettazione di scaffold self-made.

Introduzione

La tomografia computerizzata a fascio conico (CBCT) è diventata, negli ultimi anni, uno strumento diagnostico molto diffuso con svariate applicazioni in ambito odontoiatrico. Grazie alla rapidità dell'acquisizione dell'immagine volumetrica, ottenuta da un'unica scansione a basso voltaggio e bassa dose irradiante, la dose efficace necessaria si è drasticamente ridotta rispetto ad altri metodi di imaging CT (computer tomography) e rientra nel range di dosaggio delle altre analisi radiografiche tradizionalmente utilizzate in odontoiatria¹. Tuttavia, la precisione delle misurazioni tridimensionali eseguite su immagini CBCT non è ancora stata determinata²⁻³.

Questa tipologia di immagine contiene numerose distorsioni e svariati gradi di errore dovuti alla acquisizione dell'immagine mediante tecnologia CBCT, alla sua elaborazione, al tipo di software e, quindi, all'algoritmo utilizzato per estrapolare i dati dalle immagini.

Solo pochi lavori in letteratura si sono incentrati sulla verifica della correttezza delle misurazioni ottenute dalle immagini CBCT. La maggior parte dei dati deriva dalla validazione di nuovi metodi di analisi cefalometrica utili nel campo dell'ortodonzia⁴. Altri lavori hanno testato la precisione delle ricostruzioni tridimensionali per la prototipazione di manufatti in chirurgia maxillo-facciale⁵⁻⁷. Questi studi riportano dati sulla precisione di misure lineari, mentre nessun lavoro ha valutato la possibilità di estrapolare dati volumetrici da ricostruzioni 3D e sulla loro precisione. Per quanto riguarda l'applicazione in ambito parodontale non esiste nessuna metodica validata utile a determinare il grado di riassorbimento alveolare.

Pertanto, l'obiettivo di questo studio è stato validare una metodica di calcolo volumetrico e di ricostruzione tridimensionale di anatomie complesse su immagini CBCT e di valutarne la precisione.

Materiali e metodi

Sono stati selezionati in modo consecutivo 9 pazienti affetti da parodontite cronica generalizzata che necessitavano dell'estrazione di almeno un elemento dentale per motivi parodontali. Tutti i pazienti sono stati sottoposti a terapia parodontale non chirurgica raggiungendo livelli adeguati d'igiene orale domiciliare e controllo dei parametri infiammatori. Dopo approvazione del protocollo di ricerca da parte del Comitato Etico ed acquisizione del consenso informato, i pazienti sono stati sottoposti alle estrazioni ed immediatamente ad analisi CBCT eseguita mediante l'ausilio di una brega munita di marker radiopachi in alluminio (sfere ad alta precisione, diametro 5 mm, volume 65.5 mm³, Martin & C. S.r.l., Italia) (Figura.1).

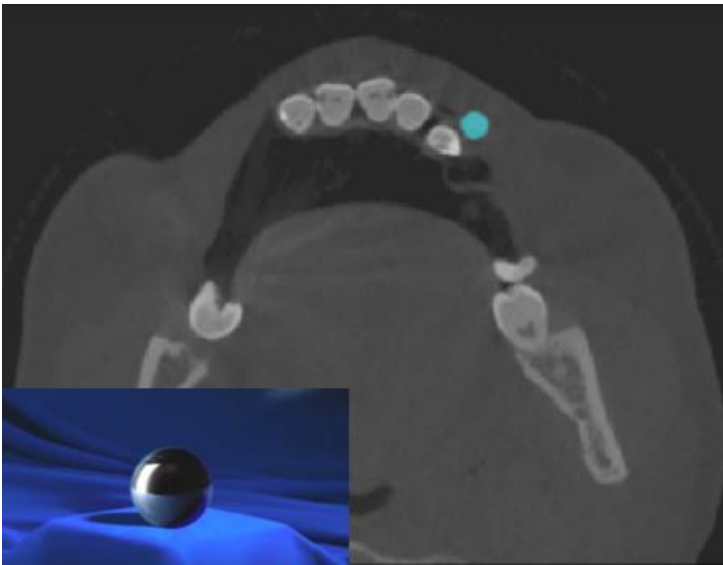


Figura 1: Sfera ad alta precisione in alluminio (5 mm di diametro, volume 65.5 mm³) usata come marker radiopaco e sua segmentazione con tecnica automatica su software Mimics

Le immagini acquisite con CBCT (New Tom/ NTVG; field of view = 153.60 mm; slice thickness = 0.4 mm; pixel size = 0.3mm; tube voltage = 110kV; maximum current = 2mA; scan time = 10s) sono state convertite in formato DICOM e importate all'interno dei software Mimics 17.0 (Mimics® Innovation Suite, Materialise NV, Belgium) e ImageJ (National Institute of Health, USA) per essere elaborate con procedure d'immagine processing. Il software ImageJ è ampiamente utilizzato nella letteratura odontoiatrica e, come tale, considerato in questo studio come riferimento.

Elaborazione delle immagini con Mimics 17.0

Marker

La validazione delle procedure d'immagine processing e l'implementazione dei volumi sono state testate sulla segmentazione dei marker radiopachi in alluminio a volume noto. Dai data-set acquisiti sono state isolate le immagini di CBCT raffiguranti i singoli marker in alluminio, queste ultime sono state elaborate mediante procedure di segmentazione, manuale e automatica, implementabili con il software Mimics 17.0. L'indagine si è limitata alle immagini d'interesse riducendo le dimensioni del file da gestire. Lo stack di immagini selezionate sono state settate per l'analisi con le funzioni di: aumento del contrasto e di filtraggio passa-basso così da accedere alle operazioni di Thresholding e di segmentazione.

La tecnica di Thresholding, alla base di entrambe le metodiche di segmentazione utilizzate (manuale e automatica), consente di classificare tutti i pixel, compresi in un range in unità hounsfield (HU), come appartenenti a una determinata maschera da cui sarà possibile individuare ed estrarre l'oggetto d'interesse. Infatti, nelle immagini in esame è possibile notare come, per valori soglia maggiori o uguali a 360 HU, si possano etichettare in una singola maschera tutti i pixel appartenenti a tessuto osseo alveolare, denti e marker, mentre per valori inferiori, quelli relativi a tessuti molli e sfondo dell'immagine tomografica.

Segmentazione manuale: la maschera ottenuta dalla sogliaatura è stata limitata per ciascuna slice esclusivamente alla regione di interesse (ROI), avendo cura di ricostruire manualmente l'intero profilo del marker (Figura 1).

Segmentazione automatica: Sfruttando il tool di Thresholding sono state selezionate ed evidenziate le 2 maschere di interesse così da separare i tessuti duri e i marker dai tessuti molli e dallo sfondo. Con l'operazione Booleana Sottrattiva si è ridotto il campo di lavoro alle porzioni di slice raffiguranti i marker sulle quali è stato possibile svolgere l'implementazione dell'algoritmo di Region Growing Segmentation identificando, in modo rapido e iterativo, tutti i pixel omogenei per intensità e connessi tra loro all'interno del marker. A differenza della sola operazione di Thresholding, la tecnica di Region Growing consente di individuare la ROI attraverso un concetto di accrescimento, capace di ricercare tutti i pixel che rispondono non solo a un criterio di omogeneità, ma anche di connessione spaziale.

Rendering delle immagini: a seguito della segmentazione delle immagini di interesse per ogni singola slice, è possibile procedere al Rendering, necessario per la ricostruzione 3D dell'immagine e per la valutazione del

suo volume. E' possibile usufruire della funzione Calculate 3D che permette la realizzazione di un modello tridimensionale uniforme e accurato partendo dai dati 2D precedentemente elaborati.

Tutte le procedure sono state implementate per la segmentazione di 8 marker, tutti sufficientemente distanti dai tessuti duri (osseo alveolare e dentale) e le misure ottenute sono state raccolte in un foglio di calcolo Excel.

Cavità alveolari

A seguito della validazione delle procedure sopra descritte su immagini finite e semplici come quelle raffiguranti i marker è stato possibile utilizzare lo stesso protocollo per implementare la valutazione del volume delle cavità alveolari post-estrattive. Sono state selezionate manualmente le immagini di ciascuno stack raffiguranti l'intera cavità alveolare. Per far fronte all'incertezza dell'immagine dovuta alla distruzione del tessuto duro e alla demineralizzazione del sito si è fatto riferimento ai picchi ossei residui ed agli apici radicolari adiacenti per identificare le aree di interesse.

Tutte le serie di slice sono state trattate con le operazioni di pre-processing. Ogni singolo stack di immagini ottenuto è stato segmentato mediante le due tecniche previste (manuale e automatica) e sviluppato con il Rendering. I volumi ottenuti (Figura 2) sono stati raccolti in un database. Nella segmentazione automatica è necessario intervenire su ogni slice dello stack per determinare manualmente la chiusura dell'immagine seguendo l'andamento della parete mucosa residua grazie alla differente visualizzazione dei tessuti, resa possibile dal Thresholding dell'immagine svolto nelle prime fasi del procedimento.

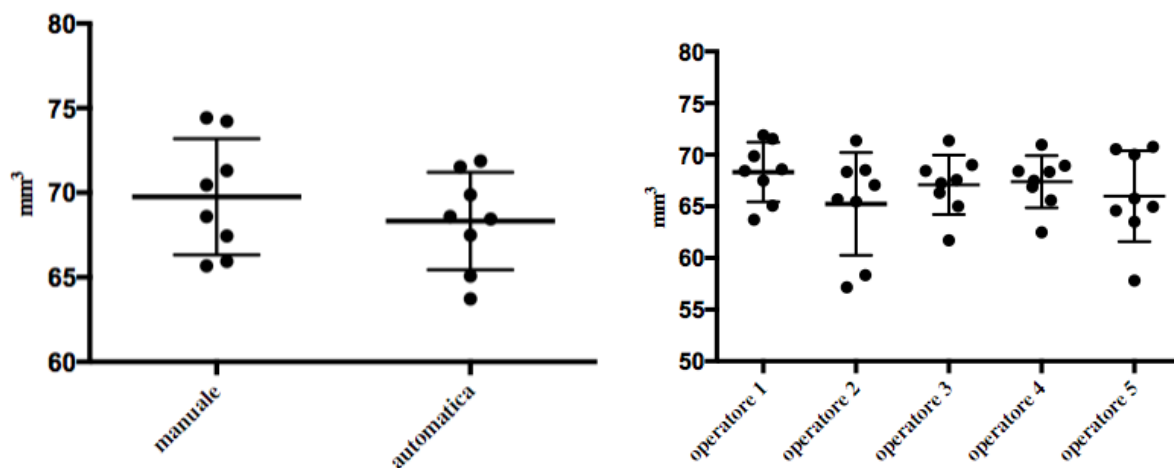


Figura 2: Analisi grafica delle differenze tra le tecniche di segmentazione manuale e automatica degli 8 markers (sinistra) e confronto inter-operatore della tecnica di segmentazione automatica (destra). Il grafico evidenzia la dispersione delle singole misure intorno alla media. Le due linee più esterne rappresentano il primo ed il terzo quartile

Al fine di valutare la variabilità inter e intra-operatore di ciascuna tecnica, tali procedure sono state ripetute 5 volte per ogni alveolo da 5 operatori differenti (di cui 2 non esperti).

Elaborazione delle immagini con ImageJ

Per validare l'attendibilità della metodica ottenuta con il software Mimics e testare la variabilità introdotta dagli algoritmi di segmentazione sulle tecniche automatiche, gli stack di immagini sono stati elaborati con un secondo software open-source, molto utilizzato nella letteratura scientifica, basato su Sun-Java e sviluppato dal National Institute of Health degli USA (ImageJ), che ha permesso di calcolare il volume alveolare sulla base delle dimensioni dei pixel contenuti nella ROI. Dopo un trattamento di pre-processing tramite operazioni di Enhance contrast e di Smoothing, le immagini sono state opportunamente sogliate per individuare la ROI rispetto allo sfondo. Risultato di tale procedura è uno stack di immagini binarie in cui i tessuti duri sono rappresentati da pixel bianchi, mentre i tessuti molli e lo sfondo da pixel neri.

Le pareti alveolari mancanti sono state riprodotte con un Tool di disegno a mano libera. È stato possibile procedere con la segmentazione e con la valutazione dell'area sottesa dai pixel neri che rappresentano la

cavità alveolare. Per ottenere l'informazione volumetrica, questi valori sono stati sommati e moltiplicati per lo spessore delle slice.

Verifica sperimentale

Poiché il volume degli alveoli non era noto a priori, per validare il metodo, le stesse procedure d'immagine processing sono state ripetute per l'elaborazione di immagini di MicroCT (Sky scan 1174v2, risoluzione: 11.4 μm , tempo di esposizione per ogni angolazione: 2400 ms, angolazione: 0.3°, Bruker, Belgio) relative a un modello realizzato in cloruro di polivinile (PVC) di uno degli alveoli analizzati. Partendo dalla ricostruzione 3D di uno degli alveoli analizzati, è stato possibile ricavare il file .STL (formato per interfaccia per stereoliteografia), necessario per il successivo processo di prototipazione rapida sottrattiva, realizzato con la fresatrice a controllo numerico Roland MDX-40 SRP® (Roland DG Mid Europe S.R.L, Italia). In questo modo, il modello ottenuto dal rapid prototyping è in grado di emulare, con una buona precisione (0.002 mm/step), la geometria di un alveolo dentale di volume noto perché ottenuto dal file STL ricavato dall'elaborazione delle immagini CBCT.

Analisi dei dati

Sulla base dei risultati del test di normalità Shapiro-Wilk sono stati eseguiti test ANOVA a una via per confrontare l'analisi volumetrica mediante i tre metodi presi in esame, considerando come ipotesi nulla l'assenza di differenza tra le metodiche e utilizzando test post-hoc (t-test di Bonferroni) per indagare le differenze inter-gruppo. Per la validazione inter-operatore è stato utilizzata l'ANOVA per misure ripetute ponendo come ipotesi nulla l'assenza di differenza tra gli operatori.

Per valutare l'errore medio di ogni metodo di analisi si sono confrontati i volumi calcolati con le due metodiche rispetto ai volumi noti del marker radiopaco e del modello in PVC di un alveolo mediante il t-test per dati appaiati. Si è considerato statisticamente significativo un p-value < 0.05. L'analisi statistica è stata eseguita con il programma statistico Graphpad Prism6.

Risultati

Tutte le immagini sono state sogliate ottenendo valori medi di sogliatura sovrapponibili tra tutti gli operatori. Si è identificata in 360 HU la soglia minima per ottenere la risoluzione ottimale per evidenziare tessuti duri, ossei e dentali.

Le procedure di segmentazione automatica e manuale dei marker radiopachi con forma sferica e volume noto di 65.5 mm^3 hanno restituito un volume medio di 69.76 \pm 3.43 mm^3 (6.50%) per la tecnica manuale e di 68.325 \pm 2.87 mm^3 (4.32%) per quella automatica, con un errore standard rispettivamente di 1.21 mm^3 e 1.01 mm^3 (Tabella 1).

Marker	Manuale (mm^3)	Automatica (mm^3)
CD 4 Marker 1	70.46	67.49
CD 4 Marker 2	65.95	63.72
CD 4 Marker 3	71.31	69.87
CD 5 Marker 1	74.22	71.53
CD 5 Marker 2	74.43	71.88
CD 5 Marker 3	67.44	68.44
CD 6 Marker 1	68.60	68.60
CD 6 Marker 2	65.68	65.07
Volume reale	65.5 mm^3	
Media (mm^3)	69.76	68.33
Dev. St. (mm^3)	3.43	2.88
Errore Standard (mm^3)	1.21	0.96
Indice di errore	0.02	0.02

Tabella 1: Analisi volumetrica con segmentazione manuale e automatica su software Mimics di 8 marker radiopachi con uguale geometria e volume noto

La differenza tra le due procedure è statisticamente significativa a favore della tecnica automatica Mimics (p=0.025) che ha dimostrato anche una maggiore ripetibilità inter-operatore (p=0.49) ed una precisione di misura di $\pm 0.6 \text{ mm}^3$ (Figura 2).

Sono stati analizzati i volumi di 9 alveoli post-estrattivi di pazienti affetti da parodontite cronica generalizzata. Il volume medio degli alveoli in esame era di 169.590 \pm 76.108 mm^3 . L'analisi della varianza

(Figura 3) ha evidenziato una differenza statisticamente significativa tra le tre metodiche di analisi volumetrica ($p < 0,0001$).

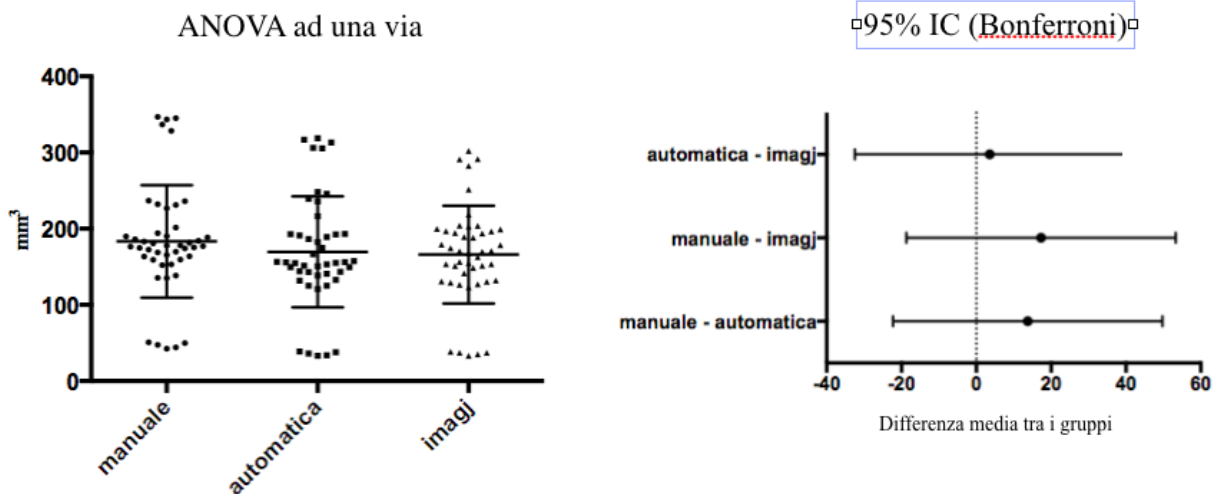


Figura 3: Analisi grafica delle misurazioni eseguite con tecniche di segmentazione manuale e automatica con software Mimics e segmentazione con software ImageJ (sinistra) e delle loro differenze medie con l'intervallo di confidenza al 95% (destra)

In particolare, la differenza maggiore è emersa dal confronto tra la tecnica manuale e quella automatica mediante Mimics ($p=0.0068$) che ha restituito in media volumi maggiori di 13.75 mm^3 rispetto a quella automatica (Figura 4). Non sono, invece, emerse differenze statisticamente significative tra le due tecniche automatiche (Mimics e ImageJ).

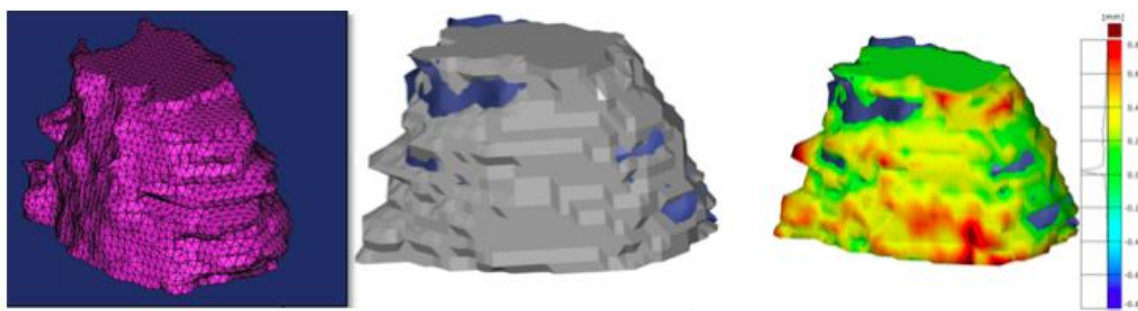


Figura 4: Confronto tra la tecnica di segmentazione manuale e quella automatica implementate con Mimics. Evidenza grafica del sovra-riconoscimento della tecnica manuale (colore grigio) rispetto a quella automatica (colore blu). Differenza quantificabile anche tramite la scala colore relativa alla distanza in mm tra i due modelli. Inoltre, per quanto riguarda la ripetibilità inter-operatore legata alla tecnica automatica implementata con Mimics non sono emerse differenze statisticamente significative ($p=0.086$) cosa che farebbe supporre un'applicazione semplice e intuitiva di tale procedura (Figura 5).

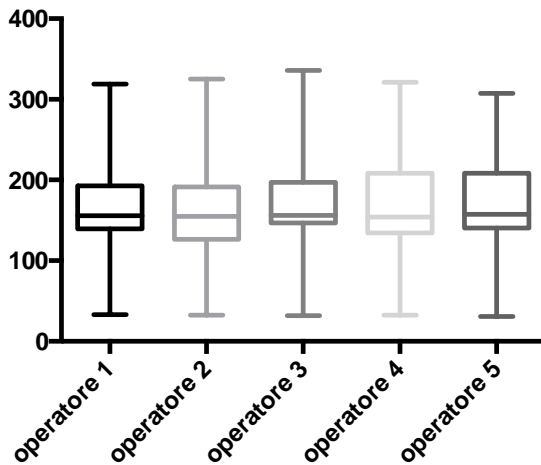


Figura 5: Box-plot che evidenzia l'assenza di differenze statisticamente significative tra le segmentazioni effettuate da 5 diversi operatori utilizzando la tecnica automatica su software Mimics

Infine, la scansione con Micro CT del prototipo in PVC di uno degli alveoli dentali in esame ha restituito un volume pari a 317.05 mm^3 che differisce di 19.4 mm^3 rispetto a quello del file STL utilizzato nella fase iniziale del processo di prototipazione rapida sottrattiva (Figura 6).

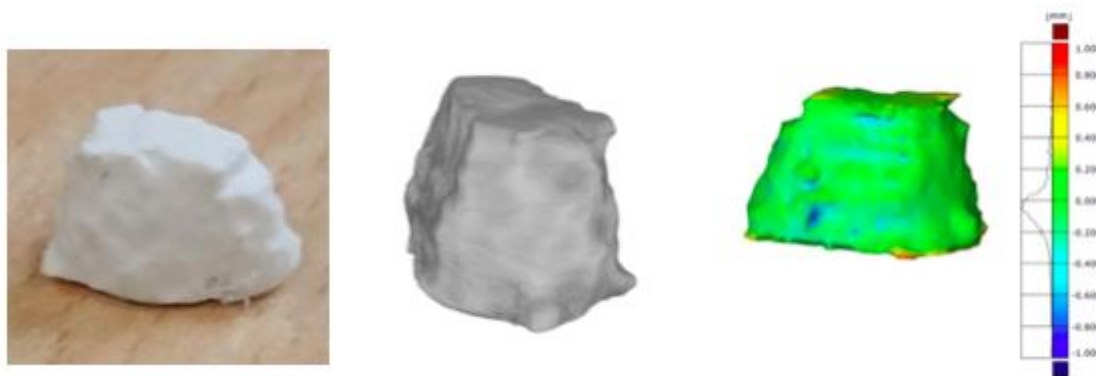


Figura 6: Prototipo, modello di un alveolo dentale fresato in PVC. Relativa scansione con MicroCT e sovrapposizione tra il modello ricostruito con tecnica automatica e quello ottenuto dalla segmentazione di immagini di MicroCT. L'immagine evidenzia l'incapacità della fresatrice a controllo numerico di apprezzare alcuni dettagli come sottosquadri e rientranze

Tale risultato è legato alla lavorazione, incapace di apprezzare alcuni dettagli come sottosquadri e rientranze, caratteristici del file fornito in ingresso alla fresatrice a controllo numerico. Una volta preso come riferimento il volume ottenuto dalla scansione della MicroCT, le prove di segmentazione automatica e manuale, eseguite con il software Mimics sulle immagini di MicroCT, hanno restituito valori poco distanti dal volume noto. Il software ImageJ ha estrapolato un dato volumetrico sovrapponibile al volume noto. Se utilizziamo il volume noto, ottenuto dalla prototipazione rapida, per il confronto con il volume medio ottenuto dalle 5 prove per alveolo per ognuno dei tre software in esame, per il software Mimics l'errore percentuale è di 1.5% per la tecnica automatica e del 7% per la tecnica manuale, mentre l'utilizzo di ImageJ determina un errore del 10%. La precisione di misura per la tecnica automatica utilizzando Mimics è di $\pm 0.44 \text{ mm}^3$.

Discussione

Scopo di questo studio è proporre un metodo di analisi quantitativa per misurare l'entità di riassorbimento osseo alveolare, in particolare nei casi affetti da forme avanzate di parodontite, attraverso l'implementazione di tecniche d'immagine processing in software nati per il disegno 3D. Per testare l'applicabilità e l'accuratezza di queste tecniche sono state condotte prove di segmentazione sulle immagini raffiguranti marker radiopachi a volume noto. La segmentazione automatica e manuale delle sfere ha restituito volumi simili tra loro. Tale risultato è legato alla geometria e alla posizione dei marker che risultano facilmente riconoscibili, poiché sufficientemente distanti dai denti e dalle strutture anatomiche con simili tonalità di grigio. La morfologia dei marker riveste un ruolo rilevante nella precisione di segmentazione richiedendo un minore sforzo interpretativo da parte dell'operatore che è così facilitato nella procedura di segmentazione manuale.

Altro fattore importante evidenziato dalla segmentazione dei marker è la risoluzione dello stack e, in particolare, la distanza tra una slice e l'altra. Infatti, immagini con spessore di 0.4 mm impediscono il completo riconoscimento dei marker sferici con dimensioni di pochi mm che così appaiono privi delle estremità. L'indice di errore del 4.32% della tecnica automatica di Mimics è paragonabile agli indici di errore presenti in letteratura sulla validazione di misurazioni lineari su immagini CBCT⁸. Questo dato ci conferma la precisione delle ricostruzioni utilizzando software validati e ci sottolinea come l'errore sia intrinseco nelle immagini CBCT⁵⁻⁹ e come la correttezza della segmentazione delle immagini influenzi drammaticamente il risultato finale dell'elaborazione del file .STL¹⁰.

Una volta eseguite le prove sui marker, le stesse procedure d'immagine-processing sono state implementate per la segmentazione delle cavità alveolari in esame, in modo da verificare l'efficacia del metodo sulla geometria di strutture anatomiche di reale interesse clinico. Mettendo a confronto le due tecniche, sebbene la procedura di segmentazione manuale si sia rilevata semplice e intuitiva, ha evidenziato alcune criticità. Oltre al tempo necessario per l'elaborazione delle singole immagini, le sue maggiori criticità consistono nell'elevata variabilità introdotta dalla ricostruzione manuale di tutte le pareti alveolari, intatte o danneggiate, e nel problema del sovra-riconoscimento da parte dell'operatore. Infatti, occorre ricordare che la segmentazione manuale è strettamente legata alla fruizione dell'immagine e, quindi, alla combinazione di due processi mentali, quali la percezione e l'interpretazione, che possono trarre in inganno l'operatore durante l'elaborazione. Ne consegue che, con tale tecnica, l'analisi dell'immagine può essere facilmente influenzata da inganni interpretativi e da fattori come la fatica e la variabilità che spingono l'operatore a formulare valutazioni diverse a distanza di tempo. Inoltre, la procedura manuale funziona correttamente solo nei casi in cui la morfologia dell'area segmentata sia, immagine per immagine, chiara e facilmente comprensibile. Questo è rilevante considerando la complessità della morfologia della cavità alveolare.

Al contrario, la tecnica automatica implementata con Mimics risulta più idonea alla segmentazione di alveoli dentali rilevati da immagini tomografiche, in quanto il contributo dell'operatore durante l'elaborazione è limitato soltanto alla ricostruzione del profilo buccale lasciando ampio spazio all'accuratezza di un algoritmo numerico capace di distinguere con maggiore precisione le diverse strutture anatomiche. Al contrario dell'occhio umano, che è in grado di distinguere nettamente in media 16 livelli di grigio, l'algoritmo numerico permette di discriminare anche tessuti con tonalità di grigio simili, grazie al valore d'intensità dei pixel con cui queste strutture vengono rappresentate nell'immagine di CBCT⁸. Nonostante questo, entrambe le tecniche di segmentazione automatica adottate in questo studio sono strettamente legate a un criterio di sogliatura, dove il valore soglia scelto ha un effetto rilevante sulla morfologia dell'area individuata e, quindi, sulla misura del volume della cavità post-estrattiva. In particolare, con una soglia troppo selettiva s'incorre nel rischio di non individuare la zona d'interesse, mentre con una soglia troppo bassa esiste il problema del sovra-riconoscimento e, quindi, dell'identificazione dei tessuti anche di non interesse. In particolare, se si confrontano tra loro le tecniche di segmentazione automatica, implementate rispettivamente con Mimics e ImageJ, è possibile notare che non vi sono differenze statisticamente significative e questo trova in parte spiegazione nella natura degli algoritmi utilizzati durante la fase di pre-processing e di Thresholding. Inoltre, per quanto riguarda la procedura di segmentazione automatica con Mimics, non si è evidenziata una significativa variabilità intra-operatore, tanto da far ipotizzare un'applicazione semplice e capace di fornire risultati sovrapponibili anche quando è utilizzata da operatori con diversi gradi di esperienza. Una difficoltà importante si è incontrata con la ricostruzione di immagine mediante ImageJ. A causa della sogliatura per mezzo di maschera binaria, ImageJ impedisce la visualizzazione dei tessuti molli così da perdere ogni riferimento alle strutture anatomiche circostanti. Questo ha creato difficoltà nella ricostruzione delle pareti alveolari mancanti e giustifica l'errore maggiore che si incontra con l'utilizzo di questo tipo di algoritmi. Complessivamente, con le misure ottenute dalle procedure d'immagine-processing manuale e automatica, è possibile evidenziare come la maggiore fonte di variabilità nella segmentazione sia rappresentata dal grado di distruzione ossea che complica il processo di riconoscimento della ROI.

Per ovviare alla mancanza di una geometria reale a volume noto, si è provveduto alla segmentazione di immagini di MicroCT rappresentanti un modello in PVC di un alveolo, realizzato con un processo di prototipazione rapida sottrattiva. Dalle prove effettuate è possibile notare come le differenze volumetriche rispetto al volume noto, fornito dalla scansione con MicroCT siano minime e come questo risultato sia legato all'elevata risoluzione spaziale e di contrasto delle immagini elaborate. Infatti, oltre a una risoluzione spaziale di 11.4 μm , che ora permette il completo riconoscimento dell'oggetto d'interesse, nelle immagini di MicroCT il contrasto è netto in quanto l'oggetto si interfaccia solo con l'aria, mentre nelle immagini di CBCT l'operatore trova difficoltà a distinguere il confine tra la cavità alveolare e i diversi tessuti, a causa dei toni di grigio troppo simili. Inoltre, valutando i dati ottenuti dal rendering, solo la procedura implementata con ImageJ ha restituito un volume prossimo a quello reale, probabilmente grazie all'algoritmo di soglia che risulta più preciso nell'elaborazione di questo tipo di immagini. Paragonando però il volume noto ottenuto dal file .STL con i volumi alveolari medi implementati con il software ImageJ otteniamo una percentuale di errore di circa il 10%. Questo scarto di misura è dovuto alle difficoltà incontrate nel corretto riconoscimento dei tessuti e nella gestione della ricostruzione della parete vestibolare. L'analisi di figure anatomiche complesse, non finite e di piccole dimensione si ottiene implementando il software Mimics e adottando la tecnica di segmentazione automatica. Questo porta ad errori sul volume pari all'1.5% e precisione di $\pm 0.44 \text{ mm}^3$.

Conclusioni

Con Mimics è possibile acquisire dati relativi all'anatomia tridimensionale ed al volume di cavità alveolari con morfologie anche complesse come quelle riscontrate in pazienti che necessitano di estrazioni per motivi parodontali. In considerazione dell'importanza biologica e funzionale del mantenimento e della ricostruzione dei tessuti persi, l'utilizzo di queste informazioni per la costruzione di scaffold tridimensionali sulla base dell'anatomia individuale potrebbe rappresentare una nuova sfida per la ricerca futura.

Bibliografia

- Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E (2008) Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133(5):019
- Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998; 8: 1558 – 1564.
- Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6 Suppl 1: 31 – 36.
- Gupta A, Kharbanda OP, Sardana V, Balachandran R, Sardana HK. Accuracy of 3D cephalometric measurements based on an automatic knowledge-based landmark detection algorithm. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2015 Dec 24
- Piotr Szymor a, *, Marcin Kozakiewicz a, Raphael Olszewski b Accuracy of open-source software segmentation and paper-based printed three-dimensional models *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 44 (2016) 202e209
- Choi JY, Choi JH, Kim NK, Kim Y, Lee JK, Kim MK, et al: Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *Int J Oral Maxillofac Surg* 31: 23e32, 2002
- Jazwiecka-Koscielniak E, Kozakiewicz M: A new modification of the individually designed polymer implant visible in X-ray for orbital reconstruction. *J Craniomaxillofac Surg* 42: 1520e1529, 2014
- Pimentel PA, Bomfim RT, Andrade LC, Ferraz EG, Ribeiro Lamberti PL, Rubira-Bullen IR, Sarmiento VAJ Dimensional error of three-dimensional images generated by different software *Med Eng Technol*. 2015 Nov;39(8):480-4.
- Huutilainen E, Jaanimets R, Valasek J, Marciani P, Salmi M, Tuomi J, et al: Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process. *J Craniomaxillofac Surg* 42: 259e265, 2014
- Martorelli M, Ausiello P, Morrone R: A new method to assess the accuracy of a cone beam computed tomography scanner by using a non-contact reverse engineering technique. *J Dent* 42: 460e465, 2014

Riferimento:

Valeria Manavella, E-mail: valeria.manavella@icloud.com

