



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI MESSINA

DIPARTIMENTO DI

SCIENZE BIOMEDICHE, ODONTOIATRICHE E DELLE IMMAGINI

MORFOLOGICHE E FUNZIONALI

XXXVIII CICLO

DOTTORATO IN BIOINGEGNERIA APPLICATA ALLE SCIENZE MEDICHE

**ANALISI BIOMECCANICA DELLE ESPANSIONI
MASCELLARI SIMMETRICHE E ASIMMETRICHE
CON MARPE: UNO STUDIO TRIDIMENSIONALE AGLI
ELEMENTI FINITI (FEM)**

SETTORE SCIENTIFICO DISCIPLINARE (SSD)
MED/28 – MALATTIE ODONTOSTOMATOLOGICHE

Candidato:

Dott. Salvatore Bocchieri

Tutor:

Chiar.mo Prof. Marco Cicciù

Coordinatore:

Chiar.mo Prof. Michele Gaeta

Anno Accademico 2024/2025

INDICE

1. INTRODUZIONE

- 1.1 Contesto clinico e approcci terapeutici
- 1.2 Diagnosi clinica e strumentale
- 1.3 Razionale dell'espansione mascellare e indicazioni terapeutiche
- 1.4 Fondamenti anatomici e biomeccanici rilevanti
- 1.5 Stato dell'arte
- 1.6 Limiti delle conoscenze attuali
- 1.7 Razionale scientifico della tesi
- 1.8 Obiettivi della ricerca
- 1.9 Originalità e contributi attesi

2. MATERIALI E METODI

3. RISULTATI

4. DISCUSSIONE

5. CONCLUSIONI

BIBLIOGRAFIA

1. INTRODUZIONE

1.1 Contesto clinico e approcci terapeutici

L'ipoplasia trasversale del mascellare (ITM) — detta anche “deficienza trasversale del mascellare” — è una discrepanza scheletrico-dentale caratterizzata da una larghezza mascellare insufficiente rispetto alla mandibola e/o alla base cranica, con conseguente incoordinazione trasversale delle arcate. In ambito clinico e radiografico, l'ITM si manifesta con restringimento dell'arcata superiore e riduzione dello spazio disponibile, ed è distinta dalle sole compensazioni dento-alveolari per l'esistenza di un deficit scheletrico sottostante [1,2].

In sede diagnostica, oltre a misure cefalometriche e su modelli, rientrano l'osservazione della forma del palato (volta palatina alta e stretta), la simmetria dell'arcata, il tipo di respirazione e la valutazione dei “buccal corridors” in sorriso, elementi utili a riconoscere la natura e l'entità della discrepanza [1,2,3].

La prevalenza dei segni clinici correlati all'ITM varia in funzione dell'età e delle popolazioni studiate. A livello globale, una recente revisione sistematica ha stimato una prevalenza media del crossbite posteriore pari a circa il 9% (DS 7,34) tra bambini e adolescenti, con ampie variazioni inter-continentali e una frequenza maggiore del crossbite monolaterale rispetto al bilaterale [4]. In età pediatrica il crossbite posteriore è relativamente comune nelle dentature decidua e mista (circa 8% e fino al

22% rispettivamente), e rappresenta il principale indicatore clinico di una discrepanza trasversale [5]. La forma più frequente è quella monolaterale con shift funzionale mandibolare verso il lato in crossbite, fenomeno che può associarsi a deviazione della linea mediana e, nel tempo, a pattern masticatori asimmetrici [5].

Dal punto di vista clinico, i segni cardine comprendono:

- (i) crossbite posteriore mono- o bilaterale, spesso con deviazione funzionale della mandibola e spostamento della linea mediana;
- (ii) riduzione della dimensione trasversale dell'arcata superiore con palato ogivale;
- (iii) affollamento dentario anteriore per diminuzione del perimetro d'arcata;
- (iv) aspetto del sorriso "stretto" con accentuazione dei buccal corridors;
- (v) eventuali ripercussioni funzionali (ciclo masticatorio alterato) e, nei casi persistenti, segni di asimmetria mandibolare [3,5–9].

Studi morfometrici 3D hanno documentato, in adulti con crossbite posteriore monolaterale, differenze significative tra i due lati della mandibola a livello del processo condilare, ramo e processo angolare, a supporto dell'impatto a lungo termine delle asimmetrie funzionali [7]. Sul versante estetico, più lavori hanno evidenziato come sorrisi con corridoi buccali ridotti siano giudicati più gradevoli sia dai laici sia dai professionisti, rendendo questo parametro utile nella valutazione clinica dell'ITM [8,9]. Infine, nei soggetti con crossbite posteriore sono stati descritti indici parodontali meno favorevoli in sede posteriore rispetto ai controlli, suggerendo la necessità di un attento monitoraggio dei tessuti di supporto; d'altro canto, durante la terapia espansiva le possibili ricadute parodontali dipendono da tecnica ed entità

dei movimenti, e la letteratura non consente conclusioni univoche sul protocollo “più sicuro” [10,11].

1.2 Diagnosi clinica e strumentale

La diagnosi della discrepanza trasversale del mascellare (ITM) richiede un percorso gerarchico che integri valutazione clinica, modelli (fisici o digitali), analisi cefalometrica e, quando indicato, tomografia volumetrica (CBCT).

In prima istanza, l'esame clinico distingue il crossbite "funzionale" (condizionato da interferenze occlusali) da quello "strutturale" (sotteso da deficit scheletrico): in dentizione decidua e mista lo shift funzionale verso il lato in crossbite è frequente e va rivelato tramite deprogrammazione (bite piatto, placche con piani occlusali) e registrazione in relazione centrica, valutando la deviazione della linea mediana e la simmetria condilare [1,5,13–16].

Questa distinzione guida la scelta terapeutica e riduce il rischio di sovra- o sotto-trattamento.

La documentazione su modelli consente la quantificazione della larghezza intercanina/intermolare, del perimetro d'arcata e degli indici trasversali.

Le misurazioni su modelli digitali (scanner da banco o intraoral scanning) mostrano elevata riproducibilità e accordo con i modelli in gesso, con differenze clinicamente trascurabili per le grandezze trasversali e di lunghezza d'arcata [17–20].

Per la decisione diagnostica sono stati proposti indici e cut-off che combinano misure mascellari e mandibolari, migliorando la concordanza tra metodi; parallelamente, sono emersi approcci innovativi (ad es. metodi semi-automatici) che mirano a standardizzare il riconoscimento dell'ITM [21,22].

L'analisi cefalometrica bidimensionale mantiene un ruolo di screening (asimmetrie, basi ossee, pattern di inclinazione molare), ma va interpretata con cautela per le note limitazioni proiettive sul piano trasversale. La letteratura recente sottolinea la complessità della dimensione trasversale scheletrica e la necessità di integrare più piani di analisi; studi cefalometrici trasversali propongono correlazioni utili ma non sostitutive della valutazione 3D quando è clinicamente giustificata [23,24].

La CBCT, impiegata secondo il principio ALARA/ALADA e in presenza di indicazioni specifiche (asimmetria, pianificazione di espansioni scheletriche, discrepanze severe), consente misure sul “basal bone” e sulle suture con riferimenti riproducibili (ad es. ANS/PNS e landmark palatini/zigomatici). Studi metodologici hanno mostrato affidabilità del landmarking basale e buona sensibilità delle misure CBCT nel rilevare i veri cambiamenti scheletrici durante l'espansione, con scarti <1 mm rispetto alla variazione reale; sono inoltre disponibili curve di crescita trasversale utili a contestualizzare la severità del deficit per età [25–27]. La giustificazione dell'esame deve sempre bilanciare beneficio clinico atteso e dose, alla luce dell'indicazione ortodontica specifica [28].

Dal punto di vista clinico, un algoritmo pragmatico prevede:

- (i) diagnosi clinica con deprogrammazione per discriminare crossbite funzionale vs strutturale;
- (ii) quantificazione su modelli (preferibilmente digitali) con indici trasversali validati;
- (iii) uso selettivo della cefalometria 2D per screening; (iv) CBCT mirata quando

l'esame 2D/modelli non è sufficiente o quando la pianificazione terapeutica (ad es. MARPE) richiede misure scheletriche tridimensionali affidabili [3,13].

1.3 Razionale dell'espansione mascellare e indicazioni terapeutiche

Il razionale dell'espansione del mascellare superiore (EM) discende dalla necessità di ristabilire l'armonia trasversale scheletrico-dentoalveolare tra le arcate, eliminare eventuali functional shift mandibolari e ottimizzare funzione e stabilità occlusale a lungo termine [1,5,14]. Con l'età aumenta la resistenza delle suture (mediana palatina, zigomatico-mascellare, pterigopalatina), riducendo l'efficacia ortopedica dei protocolli dento-ancorati e modificando il pattern di apertura verso configurazioni a "V" (anteriore > posteriore), soprattutto dopo la pubertà [23,29].

L'accurata selezione del timing e del dispositivo è pertanto centrale per massimizzare la quota di espansione scheletrica e minimizzare gli effetti collaterali dento-alveolari [1,11,23].

Fasce d'età e scelta dell'approccio. In dentizione decidua e mista, RME/SME con apparecchiature dento-ancorate (es. quad-helix, disgiuntori tipo Hyrax/Haas) sono efficaci nel correggere il crossbite posteriore e nel ridurre lo shift funzionale, con evidenze di buona risposta scheletrica in età pre-puberale [5,14,29]. Nei giovani pazienti, i protocolli lenti (SME) risultano associati a minore dolore nella prima settimana rispetto a RME, a parità di outcome clinico, supportando una scelta guidata anche da patient-reported outcomes [44]. Nei soggetti in fascia tardo-adolescenziale/giovani adulti, l'ancoraggio scheletrico con mini-impianti (MARPE) consente una maggiore espansione suturale e una minore inclinazione molare rispetto

agli espansori dento-ancorati, con rapporti scheletrico/dentale più favorevoli alla CBCT [32–35,38,39]. Per gli adulti con discrepanza severa, fallimento/controindicazione a MARPE, o maturazione suturale avanzata, la SARPE rimane un'opzione valida e stabile se ben pianificata [41,42].

Biologia suturale e predittori di successo. La maturazione della sutura palatina mediana può essere classificata su CBCT (stadi A–E) e impiegata nella stratificazione del rischio di “non-apertura” con RME/MARPE [30]. Età, lunghezza del palato e stadio MPSM risultano predittori indipendenti dell'esito di MARPE in giovani adulti; in generale, la probabilità di separazione suturale decresce con l'età [31]. Nel complesso, la maturazione suturale e l'interazione età-suture suggeriscono un gradiente biologico che indirizza la scelta tra RME, MARPE e SARPE [19,30–31].

Efficacia, stabilità e sicurezza di MARPE. Le revisioni sistematiche (con follow-up da breve a lungo termine) riportano tassi medi di successo prossimi al 90–95%, aumenti trasversali scheletrici clinicamente significativi e stabilità soddisfacente, sebbene con eterogeneità dei protocolli e qualità variabile delle evidenze [32–34]. La MARPE determina, in media, effetti scheletrici 1.5–2.8 volte superiori rispetto agli espansori dento-ancorati in età post-puberale, con tipping molare ridotto [35,38,39].

Le valutazioni CBCT mostrano che le misure trasversali sono sufficientemente responsive ai veri cambiamenti scheletrici durante RME/MARPE, con errore inferiore alla soglia clinica di 1 mm [26]. Sul piano parodontale, gli effetti collaterali (flessione alveolare, deiscenze) sono documentati soprattutto con espansori

dento-ancorati; l'ancoraggio scheletrico riduce il carico sui denti, ma permane la necessità di monitoraggio clinico e radiografico [11,32].

Pattern di apertura e suture circum-mascellari. Studi CBCT hanno descritto come, con dispositivi bone-borne (es. MSE), l'apertura della sutura mediana possa essere più parallela ($ANS \approx PNS$) e, in alcuni casi, accompagnata da disarticolazione della sutura pterigopalatina, aumentando la quota di espansione posteriore [36,37]. Tali evidenze sostengono l'uso di MARPE/MSE quando la componente posteriore del deficit è marcata o si ricercano effetti scheletrici più omogenei lungo l'arcata [36–39].

Scelta del protocollo di attivazione. In adulti, protocolli lenti con controllo della forza (MASPE) mostrano alla CBCT un'efficacia scheletrica comparabile o superiore per l'apertura suturale mediana e circum-mascellare, con minore deformazione pterigoidea rispetto a protocolli rapidi, ma le evidenze sono ancora preliminari e necessitano conferma [37]. L'alternanza compressione-espansione (ALT-RAMEC) può modulare gli effetti dentoscheletrici rispetto alla MARPE convenzionale, riducendo il tipping molare, ma sono richiesti studi di qualità superiore per definire indicazioni e magnitudo degli effetti [40]. Una recente rassegna comparativa segnala inoltre che gli eventi avversi riportati variano ampiamente tra studi, senza prove conclusive di superiorità di un protocollo in termini di side effects [43].

Le indicazioni cliniche alle modalità di espansione sono le seguenti:

- (i) Dentizione decidua/mista: RME/SME dento-ancorati per crossbite funzionale/strutturale lieve-moderato; preferire SME se prioritari comfort e pain

control [5,14,44].

(ii) Tardo-adolescenza/giovani adulti: MARPE per discrepanze moderate/severe o quando si desiderino effetti scheletrici predominanti e ridotto tipping molare; valutare stadio MPSM/età come predittori [30–32,38,39].

(iii) Adulti e/o casi severi: SARPE quando la maturazione suturale e/o l'anatomia (es. pterigoidi spesse, fenotipi brachifacciali) suggeriscano bassa probabilità di apertura suturale con approcci non chirurgici, o dopo fallimento di MARPE [41,42].

(iv) Sempre: considerare rischio parodontale individuale e spessori cortico-alveolari; preferire ancoraggio scheletrico quando si voglia minimizzare la flessione alveolare su denti di ancoraggio [11,32].

1.4 Fondamenti anatomici e biomeccanici rilevanti

Architettura suturale e “sistema di resistenza”.

L'espansione mascellare coinvolge una rete di suture interdipendenti: la sutura mediana palatina (MPS) come fulcro primario e le suture circum-mascellari (zigomatico-mascellari, naso-mascellari, fronto-mascellari, internasali, pterigo-palatine) come vie di dissipazione delle forze. Studi CBCT e 3D hanno documentato spostamenti significativi non solo alla MPS, ma anche a carico delle suture zigomatico- e fronto-mascellari, a conferma della natura “a sistema” della risposta scheletrica all'espansione [46,49,53]. La maturazione delle suture non è uniforme: oltre alla classificazione della MPS [30], è stata proposta anche una classificazione della maturità della sutura zigomatico-mascellare, con implicazioni sulla risposta ai trattamenti ortopedici [48]. Nell'adulto, la giunzione zigomatico-mascellare agisce da pilastro resistente; non a caso, nella SARPE si eseguono corticotomie lungo il buttress zygomatiko per modulare la linea di frattura e l'andamento dell'apertura [36,37].

Comportamento biomeccanico e pattern di apertura.

L'RME trasmette carichi elevati al complesso mascellare e alle strutture craniofacciali; le analisi agli elementi finiti mostrano picchi di stress lungo MPS, ZMS e regione pterigoidea, con vettori di spostamento che tendono a generare un'apertura “a V” (maggiore anteriormente) quando l'ancoraggio è dento-borne [45,51,52]. Con ancoraggio scheletrico (es. MSE/MARPE), l'apertura tende ad essere più parallela tra ANS e PNS e può includere disarticolazione pterigo-palatina,

aumentando la quota di espansione posteriore [36,37,50]. Tali evidenze si riflettono clinicamente in misure CBCT che descrivono ampliamenti comparabili tra porzione anteriore e posteriore del palato nelle configurazioni bone-borne [36,50].

Landmark e metriche scheletriche (ANS/PNS).

Per quantificare l'effetto scheletrico dell'espansione si impiegano riferimenti riproducibili quali ANS e PNS, insieme a misure trasversali della base nasale e del piano palatino. L'uso della CBCT ha consentito di distinguere con maggiore sensibilità la quota suturale rispetto a quella dento-alveolare: gli studi classici post-RME hanno misurato l'allargamento della MPS e l'incremento delle dimensioni nasali e del seno mascellare, mentre lavori recenti hanno confermato la responsività (<1 mm di errore) delle metriche trasversali per seguire i veri cambiamenti scheletrici [47,26]. In dispositivi bone-borne, l'analisi ANS-PNS è particolarmente indicativa del grado di parallelismo dell'apertura [36].

Istologia e densità: implicazioni meccaniche.

A livello tissutale, la MPS mostra rimodellamento rapido dopo attivazioni RME, con evidenze istologiche di neoformazione ossea e riorganizzazione fibrillare nei tempi iniziali della ritenzione [55]. La densitometria delle suture palatine e trasversali ha evidenziato variazioni regionali e legate all'età, che possono contribuire alle differenze individuali di risposta meccanica [56]. Queste caratteristiche, insieme allo spessore e densità dell'osso palatino, condizionano la stabilità primaria dei TADs paramediani: la regione antero-paramediana offre in media spessori maggiori e

supporto più prevedibile, con dati di stabilità favorevoli per mini-impianti inseriti in sede paramediana [57–59].

Sintesi per la modellazione e la clinica.

Sul piano FEM, le proprietà materiali (osso corticale/trabecolare, sutura come materiale a bassa rigidità), i vincoli al contorno (pilastri zigomatici, regione pterigoidea) e la modalità di carico (dento- vs bone-borne) determinano la distribuzione di stress e il pattern di rotazione del mascellare; i modelli che incorporano la rete suturale e le resistenze circum-mascellari riproducono meglio gli esiti clinici e CBCT [45,51,52,50]. Sul piano clinico, la lettura integrata di MPS e ZMS (maturazione), buttresses zigomatici (resistenza), ANS/PNS (parallelismo) e qualità del palato per i TADs fornisce il razionale anatomico-biomeccanico per la scelta e la personalizzazione della MARPE [30,36–37,48,57–59].

1.5 Stato dell'arte

Negli ultimi dieci anni la MARPE si è affermata come opzione non chirurgica per la correzione della discrepanza trasversale in tardo-adolescenti e giovani adulti.

Revisioni sistematiche e umbrella/scoping reviews concordano su:

- (i) alta probabilità di apertura suturale;
- (ii) quota scheletrica prevalente rispetto agli espansori dento-ancorati;
- (iii) eterogeneità moderata-alta dei protocolli e della qualità degli studi (retrospezione, campioni piccoli) [32–35,60,71].

In particolare, le metanalisi recenti confermano aumenti trasversali misurabili su CBCT a livello della sutura palatina e della cavità nasale, con effetti dento-alveolari inferiori rispetto a RME tradizionale [32,60,71]. L'insieme delle evidenze sostiene l'uso della MARPE in soggetti oltre la pubertà scheletrica, pur raccomandando migliore standardizzazione dei reporting e studi prospettici controllati.

Sul piano tomografico, gli studi clinici descrivono con MARPE/MSE un pattern di apertura più parallelo tra ANS e PNS e, in una quota di casi, la disarticolazione della sutura pterigo-palatina, con incremento della componente posteriore dell'espansione [36,37]. Le metriche CBCT basate su riferimenti scheletrici mostrano inoltre un'adeguata responsività (<1 mm di errore clinicamente rilevante) nell'intercettare i veri cambiamenti trasversali durante RME/MARPE [26]. Questi risultati rafforzano la lettura dell'espansione come fenomeno “di sistema”, con coinvolgimento delle suture circum-mascellari oltre alla MPS e con differenze riproducibili tra apparecchi dento- vs bone-borne [35–37].

Per sicurezza ed esiti secondari, le revisioni segnalano, in MARPE, tassi di complicanze generalmente bassi (allentamento/irritazione dei TADs, lieve dolore, tipping contenuto), con miglior profilo parodontale rispetto a RME dento-ancorata quando l'ancoraggio è prevalentemente scheletrico [11,32,60].

Oltre agli esiti occlusali/scheletrici, più studi riportano miglioramenti volumetrici immediati delle vie aeree superiori—specie cavità nasale e rinofaringe—with persistenza a medio termine in alcuni lavori [61,68]. Eventi avversi severi sono rari ma descritti: casi isolati di frattura mascellare sono stati ricondotti a concentrazioni di stress in prossimità della sutura zigomatico-mascellare in pazienti con marcata interdigitazione suturale e osso corticale sottile [69]. Nel complesso, la necessità di monitoraggio clinico/radiografico resta centrale, specie in adulti e in fenotipi corticali sfavorevoli [11,32,60].

La letteratura agli elementi finiti (FEM) ha fornito il quadro biomeccanico: con espansori dento-ancorati si evidenziano picchi di stress lungo MPS, suture zigomatiche e regione pterigoidea e una rotazione “a V” (anteriore > posteriore), mentre con MARPE/MSE lo stress si redistribuisce verso la base mascellare, con maggiore parallelismo dell'apertura [45,50]. Analisi parametriche su espansori bone-borne mostrano che numero, posizione e livello verticale dei mini-impianti e del jackscrew modulano pattern e magnitudo degli spostamenti e degli stress cranio-facciali [64–66]. Queste evidenze FEM supportano clinicamente le differenze osservate tra RME e MARPE e motivano l'ottimizzazione del design in funzione dell'obiettivo (es. accento posteriore dell'espansione) [35,36].

Quanto alla asimmetria dell'espansione, gli studi clinici su CBCT riportano una incidenza non trascurabile di pattern asimmetrici in non-growing; tra i possibili predittori figura la posizione iniziale asimmetrica della sutura mediana [63]. Sul fronte ingegneristico, modelli FEM recenti e design dedicati (ad es. U-MARPE con connessione emiarcata) indicano che una asimmetria “controllata” (mediante disposizione unilaterale/diagonale dei TADs, leve di connessione, offset del jackscrew) può indirizzare il vettore dell'espansione e mitigare gli scarti indesiderati, pur con evidenza ancora limitatae necessario riscontro clinico prospettico [66,67]. In sintesi, la integrazione tra studi clinici CBCT e FEM costituisce oggi il fondamento per protocolli personalizzati, specialmente nei casi con crossbite monolaterale o asimmetrie scheletriche pre-trattamento [36,37,63–67].

1.6 Limiti delle conoscenze attuali

Eterogeneità metodologica e rischio di bias.

La maggior parte delle evidenze cliniche su MARPE in tardo-adolescenti/adulti deriva da studi retrospettivi con campioni contenuti, controlli non sempre adeguati e follow-up spesso brevi, con conseguente eterogeneità moderata-alta e qualità “bassa/very low” secondo GRADE. Le revisioni più recenti evidenziano inoltre ampia variabilità dei dispositivi (MSE, varianti tooth-bone-borne), dei protocolli di attivazione e delle definizioni di “successo”, che rende complesso il confronto diretto tra studi e il trasferimento alla pratica clinica [32–34,76]. MDPI+1

Incoerenza degli outcome e delle metriche di misura.

Sul piano tomografico, coesistono molteplici metodiche di landmarking e analisi trasversali su CBCT; sebbene alcune misure mostrino buona responsività (<1 mm dalla variazione reale), la non uniformità dei piani di riferimento e dei protocolli di segmentazione limita la comparabilità inter-studio e l'interpretabilità clinica dei risultati [26,76]. Ciò rafforza la necessità di core outcome sets e di report standardizzati (p.es. indicazione chiara dei piani/landmark e della componente dento-vs scheletrica).

Appropriatezza dell'imaging e bilancio rischio-beneficio.

L'uso della CBCT in ortodonzia deve essere selettivo e giustificato (principi ALARA/ALADA): le posizioni dell'AAOMR e le rassegne suggeriscono la prescrizione solo quando l'informazione tridimensionale cambia la diagnosi o la pianificazione (p.es. casi candidati a MARPE), ricordando che la

dose varia significativamente con FOV e settaggi e può superare quella di set convenzionali 2D [72–75]. L'adozione di protocolli a FOV ridotto e parametri ottimizzati è dunque cruciale nella ricerca e nella clinica [72–75].

Generalizzabilità limitata (device-, design- e paziente-dipendente).

Gli esiti variano con numero/posizione dei TADs, livello verticale del jackscrew e design dell'espansore: la letteratura FEM dimostra che tali fattori modulano stress e spostamenti del complesso naso-mascellare, riducendo l'inferenza causale tra “MARPE” e pattern di risposta se i dettagli del dispositivo non sono standardizzati o riportati in modo completo [50,63,64]. Inoltre, caratteristiche del paziente (età/stadio MPSM, morfologia palatina) influenzano il tasso di apertura suturale e dovrebbero essere controllate sistematicamente [30,31].

Traslazione limitata dalle simulazioni FEM alla clinica.

I modelli agli elementi finiti adottano assunzioni semplificative (materiali omogenei/isotropi, vincoli al contorno idealizzati, condizioni statiche), spesso con validazione parziale rispetto a misure cliniche (CBCT/marker). Ciò impone cautela quando si estrapolano predizioni quantitative (p.es. “quota posteriore attesa”) a protocolli reali; servono studi ibridi (FEM ↔ CBCT) con criteri di validazione predefiniti [45,50–52].

Esiti oltre la dimensione trasversale: vie aeree e tessuti molli.

Per gli outcome su vie aeree superiori e larghi alari, le metanalisi segnalano incrementi medi immediati, ma con marcata eterogeneità (metodi di segmentazione, regioni d'interesse, sincronizzazione temporale vs ritenzione) e incertezza

sulle permanenze a medio-lungo termine [61,67,77,78]. Anche qui, l'assenza di protocolli uniformi frena conclusioni robuste sulla significatività clinica (p.es. sintomi/qualità del sonno). BioMed Central+1

Esiti parodontali e sicurezza: evidenze ancora parziali.

Gli effetti parodontali collaterali sono meglio documentati per RME tooth-borne; in MARPE la riduzione del carico dentale non azzerava il rischio (p.es. deiscenze in fenotipi corticali sottili), ma i dati prospettici controllati restano limitati e con potenziale sottostima degli eventi avversi (reporting incompleto) [11,32,34,76]. Sono necessari registri prospettici e definizioni condivise degli eventi.

PROs e impatto sul paziente.

Le evidenze su dolore, comfort, QoL e preferenze del paziente sono ancora scarse e frammentarie; dati disponibili suggeriscono differenze iniziali tra protocolli (p.es. SME vs RME nei pazienti in crescita), ma mancano confronti diretti e randomizzati tra MARPE e alternative in giovani adulti [44,75]. L'inclusione sistematica di PROs e costi nei trial futuri è una priorità.

1.7 Razionale scientifico della tesi

Nonostante il crescente corpo di evidenze a favore della MARPE in età post-puberale, permane un gap conoscitivo su come numero e posizione dei TADs, nonché il livello verticale e l'offset del jackscrew, modulino in modo predicibile la simmetria dell'espansione e la distribuzione degli stress nelle suture cranio-facciali. Gli studi clinici e CBCT dimostrano che gli espansori bone-borne possono produrre un'apertura più parallela tra ANS e PNS e, in una quota di casi, la disarticolazione pterigo-palatina, aumentando la componente posteriore dell'espansione [36,37]. Le metriche scheletriche basate su CBCT hanno mostrato buona responsività nel rilevare i veri cambiamenti trasversali (<1 mm dall'entità reale), costituendo quindi un riferimento idoneo per la validazione di modelli meccanici [26]. D'altro canto, la letteratura FEM indica che parametri di design (layout dei TADs, altezza del jackscrew) influenzano significativamente spostamenti e stress lungo MPS, sutura zigomatico-mascellare e regione pterigoidea, ma spesso con assunzioni semplificative e validazioni parziali [45,50,63,64]. Inoltre, maturazione suturale ed età condizionano la probabilità di apertura della MPS, suggerendo la necessità di integrare biologia suturale e ingegneria in un quadro personalizzato [30,31,32–35].

In questo contesto, la tesi propone un approccio integrato FEM $\leftrightarrow$ CBCT per chiarire le relazioni causa-effetto tra configurazioni (asimmetriche e simmetriche) di MARPE e pattern di apertura (parallelismo ANS/PNS, rotazioni, quote anteriori/posteriori), con mappatura degli stress nelle principali suture circum-

mascellari. Tale approccio mira a colmare la distanza tra simulazioni e clinica, offrendo regole di progetto e criteri decisionali riproducibili per casi con crossbite monolaterale o asimmetrie scheletriche [26,36,37,62–64].

Ipotesi di lavoro.

H1. Configurazioni con TADs più posteriori e/o livello verticale maggiore del jackscrew incrementano la quota posteriore dell'espansione e il parallelismo ANS/PNS rispetto a layout anteriori/bassi [36,37,50].

H2. Una asimmetria controllata (disposizione unilaterale/diagonale dei TADs e/o offset del jackscrew) indirizza il vettore di espansione, generando spostamenti differenziali prevedibili tra i lati con stress concentrati coerenti con il lato di ancoraggio, senza incrementare il tipping molare oltre quanto riportato per MARPE simmetrica [32–35,63,64].

H3. A parità di attivazione, stadio di maturazione della MPS ed età modulano la soglia di forza necessaria e la probabilità di apertura suturale; tuttavia, la geometria del dispositivo rimane il determinante principale della direzione e del grado di parallelismo dell'apertura [30,31,63,64].

H4. Gli endpoint scheletrici CBCT (spostamenti euclidei di ANS e PNS, ampiezze trasversali basali) mostrano correlazione con gli output FEM (campi di spostamento/stress) entro limiti di errore clinicamente accettabili, consentendo una validazione incrociata del modello [26,45,50].

Originalità attesa.

(i) Una mappa di sensibilità che leghi layout dei TADs e altezza del

dispositivo a simmetria/parallelismo dell'espansione (ANS/PNS) e agli stress suturali;

(ii) linee guida ingegneristico-cliniche per pianificare MARPE asimmetriche controllate in presenza di crossbite monolaterale; (iii) un framework di validazione FEM basato su metriche CBCT responsivi e riproducibili [26,32–37,45,50,62–64].

1.8 Obiettivi della ricerca

Obiettivo generale.

Sviluppare e validare un quadro integrato FEM ↔ CBCT per quantificare e prevedere gli effetti scheletrici dell'espansione mascellare ottenuta con configurazioni simmetriche e asimmetriche di MARPE, con particolare attenzione a parallelismo dell'apertura (ANS/PNS), rotazioni del complesso naso-mascellare e distribuzione degli stress nelle suture circum-mascellari [26,36,37,45,50].

Obiettivi specifici.

OS1. Confrontare, a parità di attivazione, il pattern di spostamento di ANS e PNS fra layout di TADs simmetrici e asimmetrici (unilaterali/diagonali), quantificando: $\Delta\Delta\text{ANS}$, $\Delta\Delta\text{PNS}$, indice di parallelismo $I_p = \Delta\text{PNS} / \Delta\text{ANS}$ $I_p = \Delta\text{PNS} / \Delta\text{ANS}$ (obiettivo: $I_p \approx 1$) e angoli di rotazione (pitch/roll/yaw) attorno a centroidi cranio-facciali [36,37,45,50].

OS2. Mappare gli stress (von Mises) su MPS, sutura zigomatico-mascellare e regione pterigoidea, identificando zone critiche e soglie operative associate ai diversi layout dei TADs e ai livelli verticali del jackscrew [45,50,63,64].

OS3. Eseguire un'analisi di sensibilità (one-at-a-time e multifattoriale) su numero (2/3/4), posizione (anteriore/posteriore/diagonale) e altezza dei TADs e del jackscrew, stimando la funzione di risposta (spostamenti/stress) e costruendo superfici di compromesso per la pianificazione personalizzata [63,64].

OS4. Validare gli output FEM tramite endpoint CBCT scheletrici con responsività documentata (<1 mm dall'entità reale), confrontando $\Delta\Delta\text{ANS}$, $\Delta\Delta\text{PNS}$ e indici

derivati (Bland–Altman, errore assoluto medio, coverage probability ± 1 mm) [26].

OS5. Derivare regole decisionali clinicamente fruibili (es. “accento posteriore desiderato” → TADs più posteriori/altezza maggiore del dispositivo; “correzione monolaterale” → layout asimmetrico controllato), fondate su relazioni causa-effetto tra parametri di progetto e outcome scheletrici [32–35,36,37,63,64].

OS6. Esplorare l’influenza biologica (età/stadio di maturazione MPSM) sulla probabilità e sul grado di apertura, integrando predittori noti con i parametri di design per definire scenari di idoneità a MARPE vs alternative [30,31,32–35].

Endpoint e metriche principali.

- Primari: $\Delta\Delta\text{ANS}$, $\Delta\Delta\text{PNS}$, indice di parallelismo IpIp, indice di asimmetria $I_a = |\Delta dx - \Delta sx| / \Delta_{\text{tot}}$ su landmarks paramediani, angoli di rotazione del mascellare.
- Secondari: massimi/medi von Mises su MPS, ZMS e pterigoidi; quota anteriore/posteriore $\Delta\text{PNS} / \Delta\text{ANS}$; pattern di disarticolazione pterigo-palatina; (se presente ancoraggio dentale) tipping molare [36,37,45,50].
- Criteri di validazione: errore assoluto medio FEM ↔ CBCT < 1 mm per $\Delta\Delta\text{ANS} / \Delta\Delta\text{PNS}$; Bland–Altman senza bias clinicamente rilevante; correlazione ($r \geq 0,80$) tra indici FEM e CBCT [26].

Risultati attesi.

(i) Curve di risposta che colleghino layout e altezza dei TADs agli endpoint scheletrici (parallelismo/rotazioni);

- (ii) mappe di rischio degli stress suturali per prevenire sovraccarichi;
- (iii) algoritmi decisionali per configurazioni asimmetriche controllate in presenza di crossbite monolaterale o difetti posteriori marcati [32–37,45,50,63,64].

1.9 Originalità e contributi attesi

Questa tesi introduce un framework integrato FEM ↔ CBCT per colmare il divario tra simulazioni e outcome clinici nell'espansione mascellare, con particolare attenzione alla gestione dell'asimmetria e al controllo del parallelismo dell'apertura. L'originalità risiede in quattro direttrici principali.

(i) Modellazione parametrica “clinico-realistica”.

Si propone un set di modelli FEM che varia in modo sistematico numero e posizione dei TADs (anteriore/posteriore/diagonale; unilaterale vs bilaterale) e livello verticale del jackscrew, includendo vincoli e proprietà materiali coerenti con l'evidenza disponibile su stress/dislocazioni del complesso naso-mascellare [45,50,63,64].

L'obiettivo è derivare mappe di sensibilità e regole di progetto per massimizzare la quota scheletrica posteriore e minimizzare tipping e rotazioni indesiderate [36,37,45,50].

(ii) Validazione quantitativa con metriche CBCT “responsive”.

Gli output FEM (spostamenti/stress) verranno confrontati con endpoint CBCT scheletrici a nota responsività (<1 mm)—in particolare $\Delta\Delta\text{ANS}$, $\Delta\Delta\text{PNS}$ e relativi indici di parallelismo/rotazione—per una validazione incrociata e riproducibile del modello [26]. Ciò risponde alla criticità metodologica della letteratura, che soffre di eterogeneità degli outcome e di procedure di misura non uniformi [32–35,76].

(iii) Standardizzazione degli outcome e algoritmo decisionale.

La tesi formalizza un core set di endpoint (es. pi di parallelismo $I_p = \Delta\text{PNS} / \Delta\text{ANS}$ I_p

= Δ PNS/ Δ ANS; indice di asimmetria IaIa) e propone un algoritmo decisionale che integra biologia suturale (stadio MPSM/età) con parametri di design del dispositivo per selezionare tra layout simmetrici e asimmetrici controllati (es. correzione monolaterale, accento posteriore), superando l'attuale variabilità dei protocolli [30,31,32–35,36,37,63,64].

(iv) Trasferibilità clinica e sostenibilità dell'imaging.

Si definiscono soglie operative e percorsi decisionali utilizzabili chairside (p.es. “quando spostare i TADs posteriormente”, “quando adottare un layout diagonale”), con reporting conforme ai principi ALARA/ALADA per la giustificazione della CBCT—ossia uso mirato quando l'informazione 3D cambia diagnosi o piano di trattamento [72–75]. La cornice proposta integra anche PROs minimi indispensabili (dolore/comfort) quando pertinenti, rispondendo a un'area di evidenza ad oggi frammentaria [44].

Contributi scientifici attesi.

1. Linee guida ingegneristico-cliniche per progettare MARPE asimmetriche controllate;
2. 2) strumenti quantitativi(indici e soglie) per prevedere parallelismo e asimmetria dell'espansione;
3. 3) protocollo di validazioneFEM↔CBCT replicabile;
4. 4) standard di reporting degli outcome scheletrici utili a ridurre l'eterogeneità inter-studio e a supportare future metanalisi [26,30–31,32–37,45,50,63,64,72–76].

Contributi clinici attesi.

Le evidenze scientifiche disponibili sulla MARPE sono già ampie [87]. Le indicazioni cliniche includono diverse condizioni dento-alveolari ben documentate [88]. Tuttavia, restano poco chiari gli effetti dell'espansione asimmetrica, ottenuta mediante espansori asimmetrici in funzione del numero e della posizione delle miniviti [89]. Sarebbe quindi opportuno personalizzare il tipo di dispositivo e la pianificazione ortopedica in base alle condizioni iniziali di ciascun paziente.

Nonostante alcune critiche rivolte all'utilità dell'analisi agli elementi finiti (FEM) [90], essa rimane uno strumento esplorativo prezioso nella ricerca preclinica per prevedere il comportamento biomeccanico. La FEM rappresenta un metodo matematico che consente di semplificare la complessa geometria tridimensionale craniofacciale, suddividendola in un numero definito di elementi.

Da ciò deriva un modello semplificato, in cui si ottiene un'approssimazione della soluzione su tutti gli elementi [91]. Infine, si possono calcolare gli spostamenti e le sollecitazioni prodotte dall'applicazione di condizioni al contorno che simulano le forze e i vincoli reali.

2. MATERIALI E METODI

È stata utilizzata una CBCT dell'intero cranio con voxel di $0,15 \text{ mm}^3$ (Promax 3D Mid, Planmeca, Helsinki, Finlandia), relativa a un paziente maschio di 21 anni con sutura palatina mediana parzialmente ossificata. Dall'elaborazione della CBCT è stata ottenuta la geometria tridimensionale. I dati DICOM sono stati esportati e convertiti in formato stereolitografico (STL) mediante sogliatura delle unità Hounsfield con il software RealGuide 5.2 (3Diemme, Cantù, Italia).

Per la generazione del volume, la mandibola è stata esclusa. La segmentazione di tutti i denti mascellari è stata eseguita insieme a operazioni booleane per sottrarre il volume dentale da quello osseo, creando uno spazio di 0,25 mm corrispondente al legamento parodontale, ottenendo così un mascellare privo di denti e riducendo i tempi di calcolo. Sono state inoltre applicate correzioni di superficie e una lieve levigatura per migliorare la qualità della mesh.

La mesh superficiale STL è stata poi importata in SpaceClaim® 2023 (Swanson Analysis System, Cannonsburg, MI, USA), dove il modello è stato diviso lungo la linea mediana. Una metà del cranio è stata quindi selezionata e specchiata, assumendo la perfetta simmetria cranica. Il modello finale includeva tutte le strutture craniche al di sotto della sutura frontonasale e anteriormente alle suture pterigopalatine, corrispondenti ai fulcri rotazionali dell'espansione mascellare.

Per la caratterizzazione del modello, uno strato esterno di 1 mm è stato considerato come osso corticale, mentre il restante volume come osso trabecolare continuo.

Entrambi sono stati assunti omogenei e isotropi. La sutura palatina mediana è stata

simulata dividendo il mascellare lungo le spine nasali anteriore e posteriore e introducendo uno spazio virtuale di 0,2 mm tra le due metà mascellari.

Per analizzare i pattern di spostamento e la distribuzione delle tensioni durante l'espansione mascellare, è stato importato nel modello un duplicato di una minivite conica, successivamente replicata per simulare le nove diverse configurazioni (Figure 1 e 2). I modelli sono stati suddivisi in simmetrici (A–C) e asimmetrici (D–H). Configurazioni con solo due TADs anteriori o due posteriori (monolaterali o bilaterali), oppure con combinazioni di TADs paramediani e interradicolari posteriori e un solo TAD anteriore, sono state escluse poiché non rappresentano scenari clinici realistici o implicherebbero un carico eccessivo sulla vite di espansione.

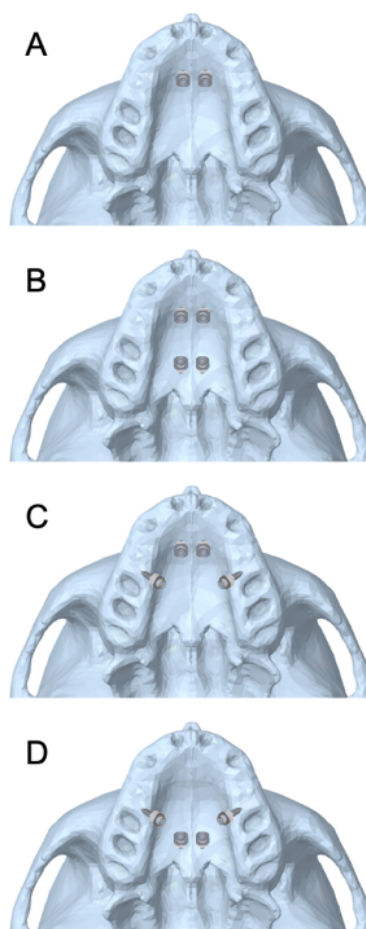


Figura 1. Rappresentazione grafica dei modelli simmetrici (A–D).

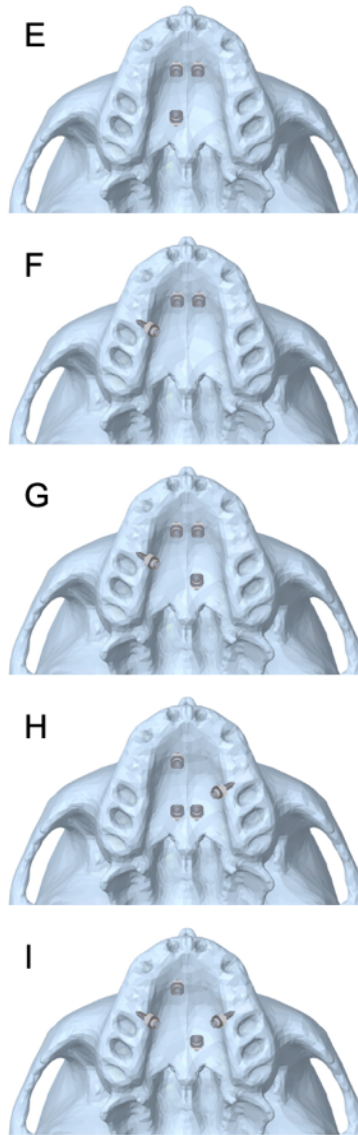


Figura 2. Rappresentazione grafica dei modelli asimmetrici (E–I).

Le miniviti paramediane anteriori sono state semplificate come cilindri di 2 mm di diametro e 13 mm di lunghezza. Queste viti sono state inserite lungo la terza ruga palatina, in corrispondenza della linea dei primi premolari, per ottenere un ancoraggio bicorticale tra corticale palatina e pavimento nasale.

Analogamente, le miniviti paramediane posteriori sono state modellate come cilindri di 2 mm di diametro e 9 mm di lunghezza, posizionate sulla linea mediana palatale, in

corrispondenza della linea tra primo e secondo molare, attraversando il pavimento palatino.

Infine, le viti alveolari laterali avevano un diametro di 2 mm e una lunghezza di 11 mm, collocate equidistanti nello spazio alveolare tra secondo premolare e primo molare.

La geometria finale è stata importata in Ansys Mechanical™ 2023 R2 (Swanson Analysis System, Cannonsburg, USA) per l’elaborazione. La mesh volumetrica è stata generata con elementi tetraedrici a nodo centrale. Il modello risultante era costituito da 603.794 nodi e 359.222 elementi volumetrici, con lato dell’elemento di 2 mm: una scelta bilanciata tra accuratezza e consumo di risorse computazionali.

L’elemento selezionato per l’analisi è stato il SOLID187, un solido 3D a 10 nodi, particolarmente adatto a geometrie irregolari come quella del mascellare superiore.

Le proprietà meccaniche degli elementi biologici e delle viti di ancoraggio sono state tratte dalla letteratura e sono riportate nella Tabella 1 [96,97]. Gli elementi biologici sono stati caratterizzati simulando un paziente giovane adulto.

Materiale	Modulo di Young (MPa)	Coefficiente di Poisson
Osso corticale	13700	0.3
Osso trabecolare	1370	0.3
Sutura palatina	0.68	0.47
Vite in titanio	113000	0.34
Struttura in acciaio	190000	0.33

Tabella 1. Proprietà meccaniche dei materiali utilizzati nel modello FEM, caratterizzate dal modulo di Young (MPa) e dal coefficiente di Poisson.

Per questo studio è stato adottato il metodo di Tanne [98]: è stata quindi considerata un'attivazione di 5 mm per lato, in accordo con lo scenario clinico. La trasmissione del carico è stata modellata accuratamente integrando nel modello il protocollo di espansione reale.

La simulazione ha previsto attivazioni della vite due volte al giorno (250 μ m per attivazione) per 20 giorni, raggiungendo un'espansione totale di 10 mm.

Il modello FEM applicava quindi un'espansione di 5 mm per lato in modo incrementale e la manteneva per un periodo prefissato, riproducendo un modello viscoelastico con rilassamento fisiologico dell'osso nelle 12 ore tra le attivazioni [99].

Le forze sono state virtualmente esercitate considerando la vite di espansione vicina alla volta palatina e calcolando i vettori risultanti dalla vite a ciascun TAD. La regione cranica posteriore lungo la linea mediana è stata vincolata con spostamento e rotazione nulli nei tre assi (X, Y, Z).

Infine, sono state condotte analisi post-processing qualitative e quantitative. La distribuzione delle tensioni (Von Mises) è stata rappresentata graficamente per tutti i modelli testati, mentre gli spostamenti, interpretati come distanze euclidee, sono stati quantificati su landmarks speculari posti a livello della spina nasale anteriore (ANS) e della spina nasale posteriore (PNS).

3. RISULTATI

Pattern di spostamento

Le Figure 3 e 4 rappresentano graficamente gli spostamenti complessivi delle basi ossee e degli alveoli, considerando tutte le direzioni spaziali. La Tabella 2 mostra le differenze di spostamento tra i lati destro e sinistro, così come l'entità totale misurata a livello della spina nasale anteriore (ANS) e della spina nasale posteriore (PNS).

Poiché lo spostamento è stato calcolato come distanza euclidea, e considerato il pattern piramidale osservato nei piani assiale e sagittale, sono stati registrati valori superiori a quelli applicati con la vite di espansione (10 mm).

Nei modelli simmetrici, il modello C ha mostrato il maggiore spostamento sia in regione anteriore (10,78 mm) sia in regione posteriore (8,02 mm), corrispondente a un'espansione superiore a quella pianificata con la vite. Al contrario, il modello B ha mostrato il minore spostamento, pari all'83,4% dell'espansione programmata in ANS (8,34 mm) e al 60,8% in PNS (6,08 mm). In generale, si è osservato che quanto più posteriore è la posizione dei TADs, tanto maggiore è l'apertura della sutura palatina mediana.

Nei modelli asimmetrici, il maggiore spostamento a livello di ANS (8,56 mm) è stato osservato nel modello D, mentre quello massimo a livello di PNS (10,27 mm) nel modello G. I minori spostamenti sono stati registrati rispettivamente nel modello H per ANS (7,96 mm) e nel modello E per PNS (5,54 mm).

Poiché il pattern di espansione era asimmetrico, sono state rilevate differenze tra gli spostamenti delle due metà mascellari: la maggiore asimmetria è stata osservata nel modello G per ANS (0,51 mm) e nel modello D per PNS (1,46 mm).

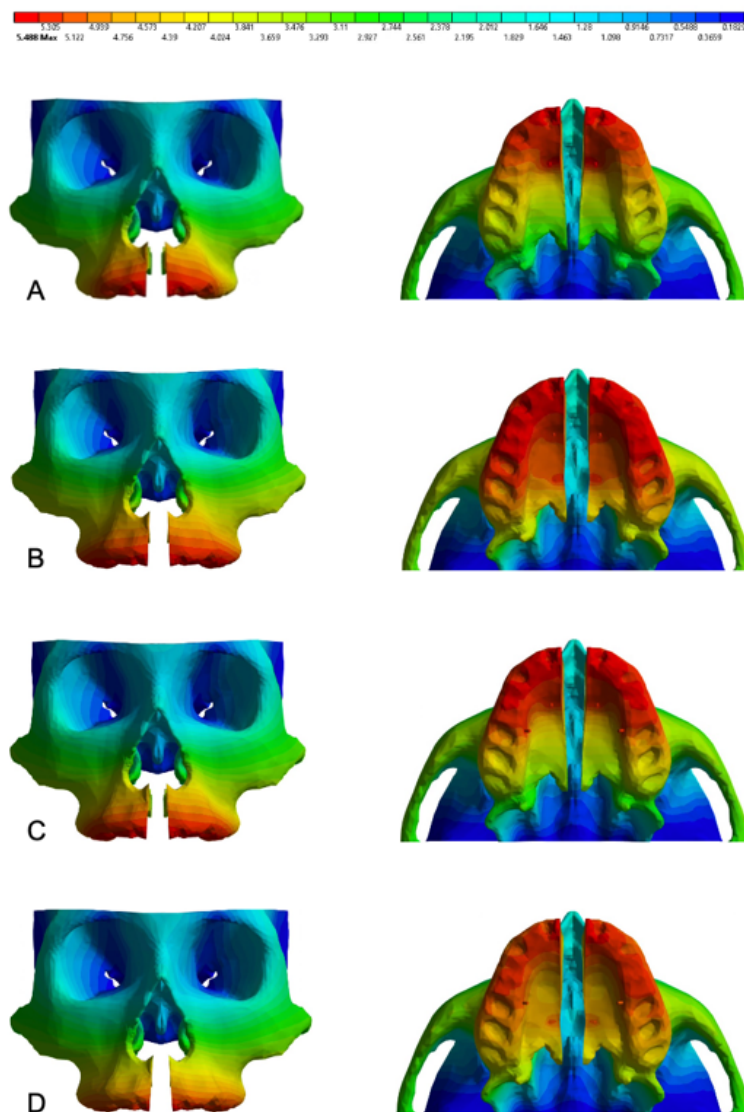


Figura 3. Mappa colorimetrica dello spostamento totale nei modelli simmetrici (A,D).

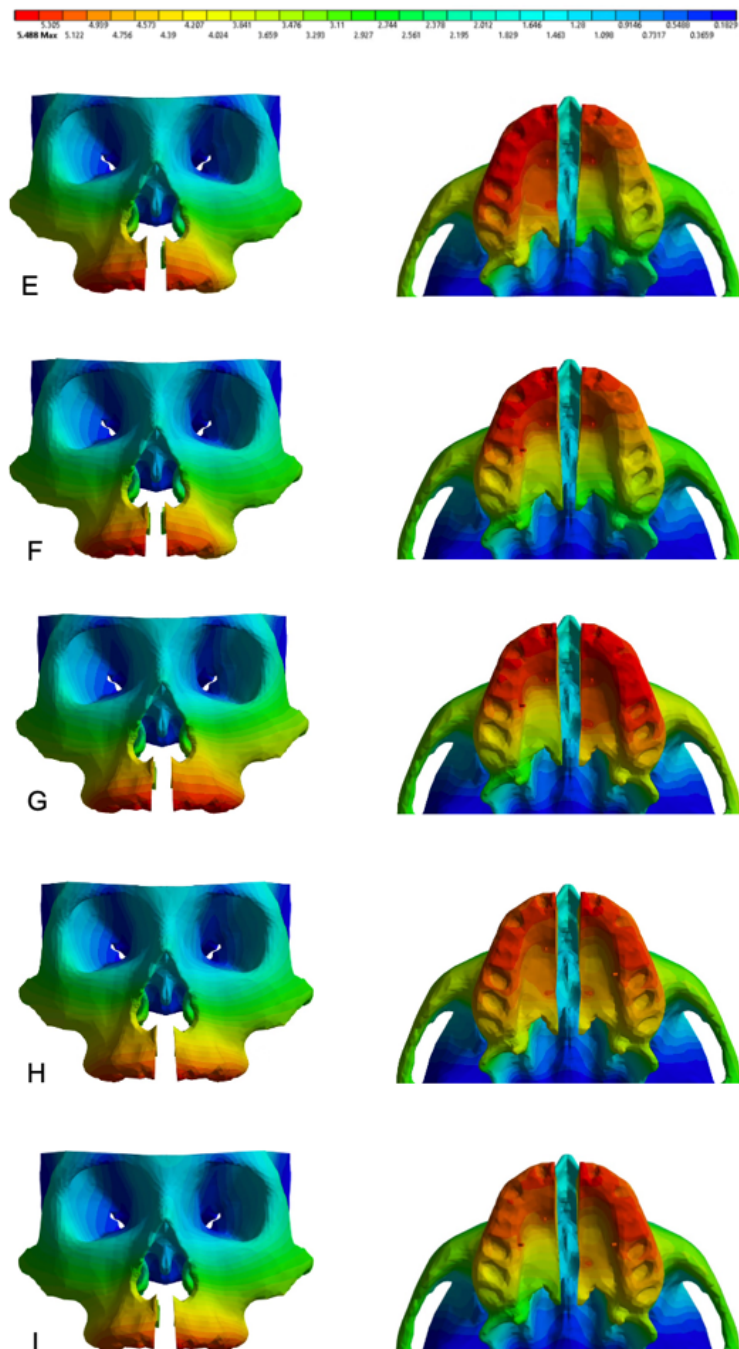


Figura 4. Mappa colorimetrica dello spostamento totale nei modelli asimmetrici (E,I).

Modello	ANS		PNS	
	Δ lati (mm)	Σ lati (mm)	Δ lati (mm)	Σ lati (mm)
Simmetrici				
A	0.00	8.44	0.00	5.04
B	0.00	8.60	0.00	7.90
C	0.00	8.34	0.00	6.08
D	0.00	10.78	0.00	8.02
Asimmetrici				
E	0.10	8.56	1.46	6.48
F	0.00	8.44	0.52	5.54
G	0.04	8.48	0.98	7.08
H	0.51	8.17	0.01	10.27
I	0.46	7.96	0.94	7.00

Tabella 2. Differenza (Δ) e somma (Σ) degli spostamenti tra lato destro e sinistro, misurati a livello di ANS e PNS.

Distribuzione delle tensioni

Le Figure 5 e 6 mostrano la distribuzione delle tensioni di Von Mises nelle viste frontale e occlusale, rispettivamente per i modelli simmetrici e asimmetrici.

Escludendo le tensioni localizzate attorno ai TADs, i livelli massimi sono stati registrati simmetricamente a livello delle suture pterigopalatine nei modelli A e C, caratterizzati dalla presenza di TADs paramediani posteriori. Una minima concentrazione di stress è stata rilevata anche sulla sutura nasofrontale, coerentemente con il pattern piramidale dell'espansione mascellare. Il modello B ha mostrato i valori più bassi, compatibili con la maggiore distanza dalle suture pterigopalatine.

Nei modelli asimmetrici (D, F, G, H), le massime tensioni sono state osservate a livello dei processi pterigoidei quando i TADs posteriori, paramediani o alveolari, erano sottoposti a carico. La deformazione si manifestava in modo monolaterale o bilaterale a seconda della presenza di TADs posteriori mono- o bilaterali. Anche in questi casi sono state osservate sollecitazioni nella zona del fulcro frontale superiore.

Al contrario, lo scenario E ha mostrato i valori di stress più bassi, in linea con la maggiore distanza dal centro di resistenza pterigoideo.

In tutti i modelli, simmetrici e asimmetrici, non sono state rilevate tensioni significative a livello della sutura palatina mediana, poiché le proprietà assegnate riproducevano una sutura non completamente ossificata. La sua apertura non è stata quindi caratterizzata da resistenze o tensioni rilevabili.

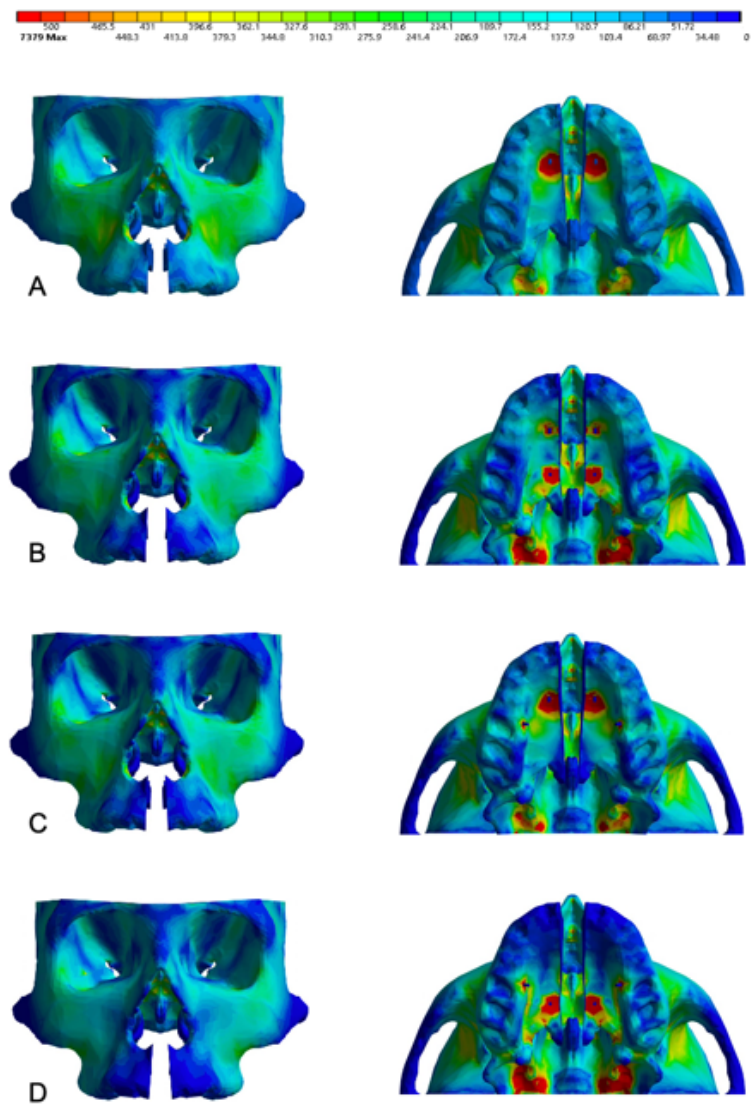


Figura 5. Mappa delle tensioni di Von Mises nei modelli simmetrici (A,D).

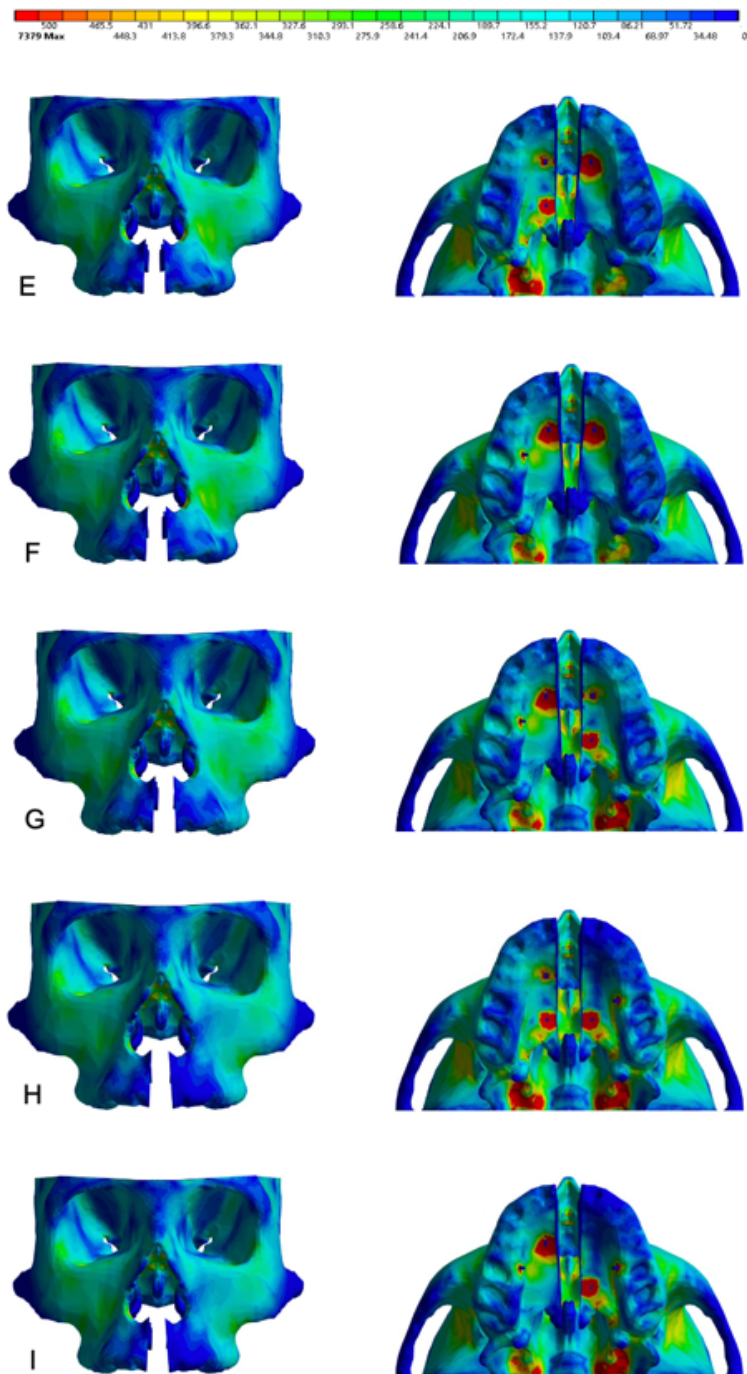


Figura 6. Mappa delle tensioni di Von Mises nei modelli asimmetrici (E,I).

4. DISCUSSIONE

Il presente studio, condotto mediante analisi FEM, ha esaminato gli effetti di diverse configurazioni di MARPE, valutando come il numero e la posizione dei TADs possano influenzare l'espansione mascellare simmetrica e asimmetrica.

La FEM è recentemente emersa come uno strumento computazionale di grande interesse, capace di modellare strutture anatomiche complesse e prevedere le risposte meccaniche, consentendo la valutazione della distribuzione delle tensioni, dei pattern di spostamento e del comportamento biomeccanico complessivo in diversi scenari di carico [89]. Questo approccio è particolarmente utile in ortopedia oro-facciale, dove la comprensione delle modalità con cui le forze applicate a denti o ossa influenzino i movimenti e le interazioni tra strutture è cruciale per la traduzione clinica. Tuttavia, senza un'adeguata validazione, l'affidabilità dei risultati FEM può essere messa in discussione, poiché il metodo si basa su ipotesi e semplificazioni biologiche [106].

L'espansione mascellare è una procedura comunemente impiegata per correggere le discrepanze trasversali, spesso manifestate come crossbite posteriore o affollamento anteriore. Un importante progresso in ortopedia craniofacciale è stato rappresentato dall'introduzione della MARPE, soprattutto nei pazienti con sutura palatina mediana parzialmente o totalmente calcificata [85,89]. I vantaggi biomeccanici della MARPE sono già stati confrontati con quelli della RPE tradizionale, in particolare in relazione agli effetti parodontali, alla flessione dell'osso alveolare e al differente pattern di apertura suturale [101]; tali potenzialità sono state confermate anche da studi FEM [90]. Inoltre, analisi FEM hanno dimostrato come posizione e numero dei

TADs possano influenzare la distribuzione delle forze, i pattern di stress e gli spostamenti delle ossa circum-mascellari [90,91,96,98,102].

Nonostante il crescente interesse in ortopedia craniofacciale, mancano studi che indaghino specificamente gli effetti delle configurazioni asimmetriche di MARPE, sia clinicamente sia tramite FEM. Solo Choi et al. hanno condotto un'analisi FEM per valutare i pattern di spostamento del complesso naso-mascellare con differenti vettori verticali dei TADs in configurazioni asimmetriche, rivelando che specifici posizionamenti possono gestire efficacemente le asimmetrie mascellari inducendo espansioni differenziali controllate tra i due lati [91].

Al contrario, molti studi hanno confrontato diversi dispositivi MARPE ma considerando solo la biomeccanica simmetrica. Gupta et al. hanno utilizzato la FEM per confrontare la distribuzione delle tensioni e gli spostamenti tra vari design di MARPE, riscontrando che la posizione dei TADs e l'inserzione corticale influenzano i movimenti scheletrici [90]. In maniera analoga, Yoon et al. hanno riportato variazioni nella distribuzione delle tensioni e nei pattern di spostamento in espansori completamente ossei, ma solo in configurazioni simmetriche [98]. Risultati simili sono stati ottenuti da Choi et al. con MARPE basate su differenti design di espansori dento-ossei [91].

Dal punto di vista clinico, pochi case-report hanno documentato risultati di MARPE asimmetriche, mostrando la risoluzione di crossbite unilaterali tramite dispositivi ibridi con ancoraggi sia scheletrici sia dentali, con i secondi applicati sul lato

del crossbite [92,93]. Tali resoconti dimostrano l'applicabilità clinica di configurazioni mirate nel raggiungere risultati ortodontici controllati.

L'espansione asimmetrica può verificarsi anche come effetto collaterale della MARPE o della SARPE [94,95]. Fattori come la posizione iniziale asimmetrica della sutura, differenze di densità ossea e risposte non uniformi alle forze applicate possono contribuire a questo fenomeno [92]. Anche condizioni esterne, quali crossbite unilaterali o canting mascellare, possono amplificare la distribuzione disomogenea delle forze durante l'espansione, portando a pattern non uniformi.

La comprensione del comportamento delle suture è fondamentale per ottenere movimenti prevedibili. Le forze generate nelle regioni zigomatiche e pterigo-mascellari sono determinanti per un'espansione controllata [93]. Le suture zigomatico-mascellari trasmettono forze verso le porzioni laterali del mascellare, favorendo un'espansione bilanciata, mentre le suture pterigo-palatine guidano gli spostamenti posteriori e distribuiscono le forze al complesso mascellare. Questi dati sottolineano l'importanza clinica di comprendere il comportamento biomeccanico delle suture circum-mascellari durante l'espansione, anche tramite analisi FEM [94].

Nei modelli simmetrici, lo spostamento massimo ad ANS e PNS si è verificato quando i TADs erano posizionati posteriormente. Pertanto, nei pazienti che necessitano di una maggiore espansione scheletrica, dovrebbero essere privilegiate configurazioni simmetriche con TADs posteriori (modello C). Al contrario, quando è necessaria una minore espansione posteriore, sono preferibili TADs anteriori, pur con

un minore spostamento complessivo (modello B). Nei casi intermedi, le altre configurazioni (modello A) possono essere selezionate in base alla quantità e alla qualità dell'osso palatino disponibile.

Nei modelli asimmetrici, le configurazioni hanno mostrato spostamenti differenziali tra le due metà mascellari. La riduzione del numero di TADs su un lato o la loro disposizione irregolare ha generato espansioni asimmetriche controllate. Pertanto, nei pazienti con deficit monolaterali, tali modelli potrebbero essere utili, poiché consentono di indirizzare l'espansione alle aree che richiedono correzione (modelli D ed E) o in associazione con affollamento anteriore (modello F). Tuttavia, queste configurazioni hanno mostrato una ridotta espansione posteriore, pari solo al 55–70% della pianificata.

Un'ulteriore configurazione asimmetrica (modello H) ha generato un effetto di rotazione attorno alla sutura palatina mediana, con maggiore spostamento di un lato mascellare. Biomeccanicamente, questo assetto potrebbe amplificare le sollecitazioni sulle suture zigomatico-mascellari e pterigo-palatine, aumentando la deviazione della linea mediana e risultando utile per correzioni mirate in pazienti con discrepanze unilaterali.

Infine, le mappe colorimetriche FEM hanno mostrato che i TADs paramediani favoriscono un'apertura più lineare a livello dell'osso basale, mentre i TADs interradicolari incrementano l'inclinazione alveolare. Ciò suggerisce che il design MARPE possa essere gestito in modo più accurato, aumentando la gamma di scenari clinici possibili.

Indipendentemente dal design MARPE, le elevate tensioni osservate nelle suture pterigo-palatine, soprattutto con TADs posteriori, indicano l'importanza di monitorare attentamente queste aree durante il trattamento [95]. Garantire un'adeguata qualità ossea è fondamentale per prevenire complicanze legate all'espansione [105].

Il presente studio presenta diverse limitazioni che devono essere considerate nell'interpretazione dei risultati.

In primo luogo, il modello FEM si basa su semplificazioni delle proprietà dei materiali e della geometria, assumendo che l'osso corticale, l'osso trabecolare e la sutura siano omogenei e isotropi. Nella realtà biologica, tali strutture presentano un comportamento anisotropo e variabile, che non è stato riprodotto in questo modello [106,101].

In secondo luogo, le condizioni al contorno sono state imposte in modo standardizzato per consentire la comparazione tra modelli, ma potrebbero non riflettere appieno la complessità clinica reale, in cui i vincoli cranici e le risposte tissutali variano tra individui.

Un'ulteriore limitazione è rappresentata dalla mancanza di validazione sperimentale: i dati FEM non sono stati confrontati con evidenze cliniche o in vitro, e questo riduce la trasferibilità immediata dei risultati alla pratica clinica [90,104].

Il modello è stato costruito a partire dalla CBCT di un solo cranio di giovane adulto, il che limita la generalizzabilità dei risultati a popolazioni più giovani o più adulte,

considerando la variabilità anatomica interindividuale e le differenti caratteristiche ossee legate all'età [105,96].

Inoltre, sono stati valutati solo gli aspetti scheletrici, mentre non è stata considerata la componente dento-alveolare, che in clinica gioca un ruolo importante durante l'espansione, influenzando sia la decompensazione dentale sia le risposte parodontali [102].

Infine, il modello non ha potuto riprodurre in modo accurato il comportamento non lineare viscoelastico dei tessuti biologici, così come la variabilità nello stato di ossificazione della sutura palatina mediana, che cambia con l'età e le caratteristiche individuali [105].

Per queste ragioni, pur fornendo indicazioni biomeccaniche utili, i risultati FEM devono essere interpretati con cautela e confermati da studi clinici prospettici e da analisi sperimentali.

5. CONCLUSIONI

Il presente studio ha utilizzato la FEM per valutare gli effetti biomeccanici di diverse configurazioni di MARPE in giovani adulti, analizzando

disposizioni simmetriche e asimmetriche dei TADs in termini di numero e posizione.

Le configurazioni simmetriche con TADs posteriori hanno mostrato la maggiore espansione scheletrica a livello di ANS e PNS, risultando particolarmente indicate quando si richiede un ampliamento mascellare significativo e uniforme (ad es. crossbite posteriori bilaterali o presenza di affollamento anteriore) [85,101,100].

Al contrario, le configurazioni simmetriche con TADs anteriori hanno determinato una apertura prevalentemente anteriore rispetto a quella posteriore, utili quando la correzione è richiesta soprattutto nella regione intercanina, senza un'eccessiva espansione posteriore [98,90].

Le configurazioni asimmetriche hanno dimostrato il potenziale di correggere deficit monolaterali inducendo spostamenti differenziali controllati tra le due metà mascellari. Modificando numero e posizione dei TADs è stato possibile ottenere un'espansione selettiva, utile nei casi di crossbite posteriore monolaterale isolato (modello D) o associato ad affollamento anteriore (modello F) [102,103,91].

Nel complesso, questi risultati suggeriscono che la personalizzazione del design MARPE è una strategia efficace per ottimizzare l'espansione mascellare, migliorando gli esiti scheletrici e riducendo gli effetti collaterali indesiderati. Sono necessari ulteriori studi per sviluppare approcci di reverse engineering, capaci di partire

dalle caratteristiche anatomiche individuali per progettare dispositivi MARPE realmente “su misura” e massimizzare l’efficacia clinica [96,92,105].

In prospettiva, il confronto clinico tra espansori tooth-borne e bone-borne in fasce d’età di transizione potrà chiarire ulteriormente indicazioni e limiti della metodica presentata [110].

BIBLIOGRAFIA

- [1] McNamara JA. Maxillary transverse deficiency. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000;117(5):567–570.
- [2] Betts NJ, Vanarsdall RL, Barber HD, Higgins-Barber K, Fonseca RJ. Diagnosis and treatment of transverse maxillary deficiency. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1995;10(2):75–96.
- [3] Bin Dakhil N, Bin Salamah F, et al. The Diagnosis Methods and Management Modalities of Maxillary Transverse Discrepancy. Cureus. 2021;13(12):e20516.
- [4] De Ridder L, He T, et al. Prevalence of Orthodontic Malocclusions in Healthy Children and Adolescents: A Systematic Review. Diagnostics (Basel). 2022;12(7):1645.
- [5] Alsawaf DH, Almaasarani SG, Hajeer MY, Rajeh N. Early orthodontic correction of functional unilateral posterior crossbite in mixed dentition: systematic review and meta-analysis. Prog Orthod. 2022;23(1):5.
- [6] Tsanidis N, Antonarakis GS, Kiliaridis S. Functional changes after early treatment of unilateral posterior cross-bite with mandibular shift: systematic review. J Oral Rehabil. 2016;43(1):59–68.
- [7] Leonardi R, Galluccio G, et al. Three-dimensional analysis of mandibular functional units in adult patients with unilateral posterior crossbite. Angle Orthod. 2019;89(5):730–737.

- [8] Moore T, Southard KA, Casco JS, Qian F, Southard TE. Buccal corridors and smile esthetics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127(2):208–213.
- [9] Martin AJ, Buschang PH, Boley JC, Taylor RW, McKinney TW. The impact of buccal corridors on smile attractiveness. *Eur J Orthod.* 2007;29(5):530–537.
- [10] Hashim HA, Al-Jasser NM. Periodontal findings in cases of posterior cross-bite. *J Clin Pediatr Dent.* 1996;20(4):317–320.
- [11] Blagitz MN, Aragón MLSC, Maia LC, Normando D. Periodontal side effects of rapid and slow maxillary expansion: a systematic review. *Angle Orthod.* 2019;89(4):651–665.
- [12] Kim H, Park SH, Park JH, Lee KJ. Nonsurgical maxillary expansion in a 60-year-old patient with gingival recession and crowding. *Korean J Orthod.* 2021;51(3):217–227.
- [13] Sawchuk D, et al. Diagnostic methods for assessing maxillary skeletal and dental transverse discrepancies: a literature review. *Open Dent J.* 2016;10:616–630.
- [14] Ugolini A, et al. Orthodontic treatment for posterior crossbites. *Cochrane Database Syst Rev.* 2021;12:CD000979.
- [15] Nerder PH, Bakke M, Solow B. The functional shift of the mandible in unilateral posterior crossbite. *Eur J Orthod.* 1999;21(5):567–577.
- [16] Kecik D, Kocadereli I, Saatci P, Tasar F. Evaluation of the treatment changes of functional posterior crossbite with quad-helix appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(2):202–215.
- [17] Lemos LS, et al. Reliability of measurements made on scanned cast models

using 3Shape R700. *Dental Press J Orthod*. 2015;20(2):95–102.

[18] Park SH, et al. Evaluation of the reliability, reproducibility and validity of orthodontic measurements on digital models. *Korean J Orthod*. 2020;50(1):13–25.

[19] Alvarado-Lorenzo A, et al. Reproducibility and reliability of dental arch measurements across model types. *BDJ Open*. 2024;10:24.

[20] Jaber ST, et al. Three-dimensional digital models: dimensional accuracy and reliability of direct vs indirect digitization. *BMC Oral Health*. 2024;24:53.

[21] Ye G, et al. Comparative evaluation of transverse width indices for diagnosing maxillary transverse deficiency. *Diagnostics (Basel)*. 2024;14(4):415.

[22] Ma T, et al. A novel maxillary transverse deficiency diagnostic method. *BMC Oral Health*. 2023;23:71.

[23] Watted N, et al. The Complexity of Skeletal Transverse Dimension. *Diagnostics (Basel)*. 2024;14(2):186.

[24] Stoliarchuk M, et al. Correlation between transverse cephalometric measurements and dental arch widths. *Zdr Varst*. 2024;63(1):1–9.

[25] Dai J, et al. CBCT landmark detection for measuring basal maxillary transverse width. *BMC Oral Health*. 2024;24:358.

[26] Kong L, et al. Responsiveness of three CBCT transverse analyses during tooth-borne and miniscrew-assisted RME. *Angle Orthod*. 2024;94(1):39–50.

[27] Seubert BJ, et al. Evaluation of transverse maxillary growth on CBCT using skeletal landmarks. *Imaging Sci Dent*. 2021;51(3):223–232.

[28] Liu F, et al. Transverse maxillomandibular discrepancy and CBCT indications;

ALARA considerations. BMC Oral Health. 2023;23:541.

[29] Kinzinger GSM, et al. Age-dependent effects on palate volume and morphology—implications for RME. Diagnostics (Basel). 2023;13(5):909.

[30] Angelieri F, et al. Midpalatal suture maturation: classification method for individual assessment with CBCT. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013;144(5):759–769.

[31] Shin H, et al. Predictors of midpalatal suture expansion by MARPE in young adults. Korean J Orthod. 2019;49(6):360–371.

[32] Fang X, et al. Effect and stability of miniscrew-assisted rapid palatal expansion: systematic review. BMC Oral Health. 2022;22:414.

[33] Shang L, et al. Long-term efficacy and stability of MARPE: systematic review and meta-analysis. J Orthod. 2023;50(4):403–419.

[34] Labunet A, et al. Miniscrew-Assisted Rapid Palatal Expansion: a scoping review. Biomedicines. 2024;12(11):2438.

[35] Kapetanou K, et al. Evolution, current status, and future trends of maxillary skeletal expansion. Prog Orthod. 2024;25(1):18.

[36] Cantarella D, et al. Changes in the midpalatal and pterygopalatine sutures induced by MSE in late adolescents: CBCT evaluation. Angle Orthod. 2017;87(6):809–814.

[37] Colak O, et al. Tomographic assessment of palatal suture opening and pterygopalatine disarticulation. J Craniomaxillofac Surg. 2020;48(7):599–607.

[38] Bae SM, et al. Effectiveness of MARPE in late adolescents and adults using

CBCT: systematic review. *Korean J Orthod.* 2022;52(3):173–186.

[39] Saryazdi S, et al. Three-Dimensional evaluation of skeletal and dental effects of MARPE in growing and non-growing patients. *Healthcare (Basel).* 2022;10(7):1289.

[40] Zeng Z, et al. The sutural and dentoskeletal effects of ALT-RAMEC plus MARPE vs MARPE convenzionale: revisione sistematica. *Int J Environ Res Public Health.* 2025;22:—.

[41] Rachmiel A, et al. Surgically Assisted Rapid Palatal Expansion to correct maxillary transverse deficiency in adults: review. *Isr Med Assoc J.* 2020;22(8):489–496.

[42] Suri L, et al. Surgically assisted rapid palatal expansion: indications, technique, outcomes—literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(2):290–302.

[43] Vannini A, et al. Comparison of side effects between MARPE and SARPE in adults: narrative review. *Dent J (Basel).* 2025;13(2):—.

[44] Rutili V, et al. Rapid vs Slow Maxillary Expansion in growing patients: patient-reported outcomes meta-analysis. *Prog Orthod.* 2022;23(1):43.

[45] Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Stress e spostamenti craniofacciali con RME: studio FEM. *Angle Orthod.* 2007;77(2):250–257.

[46] Ghoneima A, et al. Effects on cranial sutures after RME (CBCT). *Angle Orthod.* 2011;81(2):216–224.

[47] Garrett BJ, et al. Skeletal effects of RME evaluated with CBCT. *Angle Orthod.* 2008;78(3):442–449.

- [48] Angelieri F, et al. Zygomaticomaxillary suture maturation: CBCT-based classification. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2017;152(2):188–197.
- [49] Bazargani F, et al. 3D analysis of RME effects and circummaxillary sutures involvement. *Eur J Orthod*.2013;35(4):507–516.
- [50] Hartono N, et al. Difference of stress distribution using RME vs MSE: FEM. *Korean J Orthod*. 2018;48(3):163–173.
- [51] Jain V, et al. Comparison of stress/displacement along craniofacial sutures (FEM). *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2017;11(1):28–34.
- [52] Priyadarshini J, et al. Stress/displacement pattern with RME: FEM model. *J Int Soc Prev Community Dent*.2017;7(Suppl 3):S165–S170.
- [53] Kanomi R, et al. CBCT skeletal changes after RME in growing subjects. *Orthod Waves*. 2013;72(2):35–41.
- [54] Kajan ZD, et al. Quantitative assessment of MPS opening and relation with ZMS (CBCT). *Dent Res J (Isfahan)*.2018;15(4):269–275.
- [55] Caprioglio A, et al. Histologic cellular changes of MPS after RME (human case). *Int J Mol Sci*. 2017;18(3):615.
- [56] Lione R, et al. 3D densitometric analysis of maxillary sutures pre/post RME (LD-CT). *Eur J Orthod*.2013;35(4):394–398.
- [57] Yadav S, et al. Palatal bone thickness/density variations and associated factors (CBCT). *Prog Orthod*. 2018;19:43.
- [58] Gibas-Stanek M, et al. Palatal tissue thickness in miniscrew sites (CBCT). *Diagnostics (Basel)*. 2023;13(14):2421.

- [59] Nienkemper M, et al. Stability of paramedian palatal miniscrews (RFA). Clin Oral Implants Res. 2015;26(6):695–701.
- [60] Villa-Obando YA, et al. Effect of anchorage modifications on the efficacy of MARPE: systematic review & meta-analysis. J Clin Med. 2024;13:—.
- [61] Liu C, et al. Short- and long-term changes of upper airway and alar width after MARPE. Sci Rep. 2023;13:18432.
- [62] Almaqrami BS, et al. 3D assessment of asymmetric MPS expansion with customized micro-implant expander in non-growing patients. Orthod Craniofac Res. 2022;25(1):33–44.
- [63] Yoon S, Lee D-Y, Jung S-K. Effect of changing parameters of a bone-borne RPE: 3D FEM. Korean J Orthod. 2019;49(3):150–160.
- [64] André CB, et al. Three MARME models: tension points & force distribution—3D FEM. Dental Press J Orthod. 2021;26(3):e212028.
- [65] Ouldierou A, et al. Finite-element modeling of asymmetric expansion using different MARPE designs. J Orthod. 2025;—.
- [66] Shetty S, et al. Evaluation of miniscrew-assisted maxillary expansion with asymmetric U-MARPE design. BMC Oral Health. 2025;25:—.
- [67] Benetti M, et al. Does MARPE enlarge the upper airway? Systematic review & meta-analysis. J Clin Med. 2024;13:—.
- [68] Park JJ, et al. Skeletal and dentoalveolar changes after MARPE in young adults (CBCT). Korean J Orthod. 2017;47(2):77–86.
- [69] Hanai U, et al. Maxillary bone fracture due to MARPE: case report with

biomechanical considerations. *Cranio*.2025;—.

[70] Winsauer H, et al. Success and complication rate of miniscrew-assisted non-surgical palatal expansion in adults (FCPC). *Head Face Med*. 2021;17:51.

[71] Lázaro-Abdulkarim A, et al. Is efficacy of MARPE in young adults significant? Meta-analysis. *Cranio*. 2025;—.

[72] American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology (AAOMR). Clinical recommendations regarding use of CBCT in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;144(6):805–808.

[73] Signorelli L, Patcas R, Peltomäki T, Schatzle M. Radiation dose of CBCT vs conventional orthodontic radiographs: phantom dosimetry. *Eur J Orthod*. 2016;38(1):21–28.

[74] Abdelkarim A. Cone-Beam CT in Orthodontics: indications, dose, limitations. *Dent J (Basel)*. 2019;7(3):89.

[75] Caiado GM, et al. Orthodontists' criteria for prescribing CBCT: multicountry survey. *Int Dent J*. 2021;71(6):473–483.

[76] Zeng W, et al. Long-term efficacy and stability of MARPE in mid-to-late adolescents and adults: systematic review & meta-analysis. *BMC Oral Health*. 2023;23:829.

[77] Benetti M, et al. Does MARPE influence upper airway in adult patients? Scoping review. *Dent J (Basel)*.2024;12(3):60.

[78] Li L, et al. Three-dimensional effects of MARPE on upper airway volume: systematic review & meta-analysis. *J Clin Med*. 2023;12(5):1790.

- [79] Cheong Y, Kang YG, Kim YI, Kim SS, Lee J, Kim SH. Prevalence and treatment of maxillary transverse discrepancy in orthodontic patients: multicenter study. *Korean J Orthod*. 2018;48:185–191.
- [80] Angle EH. Treatment of irregularities of the permanent or adult teeth. *Dent Cosmos*. 1860;1:540–544.
- [81] Haas AJ. Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the midpalatal suture. *Angle Orthod*. 1961;31:73–90.
- [82] Handelman CS. Palatal expansion in adults: the surgery is the easy part. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;111:1–5.
- [83] Glassman AS, Nahigian SJ, Medway JM, Aronowitz HI. Conservative surgical orthodontic adult rapid palatal expansion: sixteen cases. *Am J Orthod*. 1984;86:207–213.
- [84] Lee KJ, Park YC, Park JY, Hwang WS. Miniscrew-assisted nonsurgical palatal expansion before orthognathic surgery. *J Clin Orthod*. 2010;44:97–105.
- [85] Carlson C, Sung J, McComb RW, Machado AW, Moon W. Microimplant-assisted rapid palatal expansion to orthopedically correct transverse maxillary deficiency in an adult. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2016;149:716–728.
- [86] Brunetto DP, Sant’Anna EF, Machado AW, Moon W. Non-surgical treatment of transverse deficiency in adults using MARPE. *Dental Press J Orthod*. 2017;22:110–125.
- [87] Cantarella D, Dominguez-Mompell R, Mallya SM, Moschik C, Pan HC, Miller J, Moon W. Changes in the midpalatal and pterygopalatine sutures induced by

microimplant-supported skeletal expander: CBCT-based 3D method. *Prog Orthod.* 2017;18:34.

[88] Lim HM, Ahn HW, Kim SH, Nelson G, Kim SJ. Comparison of tooth-borne and tooth-bone-borne expansion using CBCT. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017;151:821–830.

[89] Mehta S, Wang D, Kuo CL, Mu J, Vich ML, Allareddy V, Yadav S. Long-term effects of MARPE on airway in growing patients: randomized clinical trial. *Angle Orthod.* 2021;91:195–205.

[90] Gupta A, Kannan S, Nair S, Krishnaswamy NR. Finite element analysis of stress distribution during expansion with tooth-borne and bone-borne rapid maxillary expanders. *Prog Orthod.* 2012;13:282–288.

[91] Choi SH, Kim JS, Kim CS, Hwang CJ, Cha JY. Effect of MARPE on the nasomaxillary complex: finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016;149:749–758.

[92] Cantarella D, Dominguez-Mompell R, Moschik C, Giudice AL, Elkenawy I, Moon W. Midfacial changes in unilateral crossbite correction using a novel miniscrew-supported expander. *Angle Orthod.* 2020;90:247–254.

[93] Giudice AL, Ronsivalle V, Grippaudo C, Lucchese A, Muratore F, Isola G. Miniscrew-assisted rapid palatal expansion with hybrid anchorage in unilateral posterior cross-bite correction. *Cranio.* 2021;39:238–245.

[94] Chamberland S, Proffit WR. Closer look at the stability of surgically assisted rapid palatal expansion. *J Clin Orthod.* 2008;42:149–153.

- [95] Koudstaal MJ, Poort LJ, van der Wal KG, Wolvius EB, Prahl-Andersen B, Schulten AJ. Surgically assisted rapid maxillary expansion (SARME): review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2005;34:709–714.
- [96] Yoon S, Lee DY, Kim JY, Baek SH. Effects of miniscrew-assisted rapid palatal expansion on the midpalatal and circummaxillary sutures: FEM. *Korean J Orthod*. 2021;51:37–49.
- [97] Provatidis CG. Comparative study of tooth-borne and tooth-bone-borne RME by FEM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000;117:149–161.
- [98] Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Biomechanical behavior of the periodontium in response to orthodontic forces. *Angle Orthod*. 1987;57:109–119.
- [99] Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads with varying alveolar bone loss: 3D FEM. *Eur J Orthod*. 2002;24:21–33.
- [100] Christie KF, Boucher N, Chung CH. Effects of bonded RPE on maxillary transverse dimensions: CBCT. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137:S79–S85.
- [101] Holberg C, Holberg N, Schwenzer K, Wichelhaus A, Rudzki-Janson I. Biomechanical analysis of maxillary expansion with bone-borne anchorage and varying alveolar bone heights: FEM. *J Orofac Orthop*. 2007;68:398–411.
- [102] Choi SH, Shi KK, Cha JY, Park YC, Lee KJ. Nonsurgical MARPE results in acceptable stability in young adults. *Angle Orthod*. 2016;86:713–720.
- [103] Zhao L, Wang X, Xu X, et al. FEM of stress distribution in the maxilla after MARPE. *Angle Orthod*. 2017;87:534–541.
- [104] Murugesan A, Sivakumar A. Comparison of stress distribution and

displacement after tooth-borne vs tooth-bone-borne expansion: FEM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2019;156:547–556.

[105] Korbmacher H, Schilling A, Püschel K, Amling M, Kahl-Nieke B. Age-dependent 3D micro-CT analysis of the human midpalatal suture. *J Orofac Orthop.* 2007;68:364–376.

[106] Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Mechanical properties of the periodontal ligament in a uniaxial tensional experiment. *J Orofac Orthop.* 1999;60:100–107.

[107] Sygouros A, Kloukos D, Papageorgiou SN, et al. Failure rates and risk factors of orthodontic miniscrew implants: systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016;149:104–113.

[108] Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with RME: FEM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132:5.e1–5.e11.

[109] Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Stress distribution and displacement of craniofacial structures after transverse orthopedic forces: 3D FEM. *Angle Orthod.* 2003;73:12–20.

[110] Lin L, Ahn HW, Kim SJ, Moon SC, Kim SH, Nelson G. Tooth-borne vs bone-borne rapid maxillary expanders in late adolescence. *Angle Orthod.* 2015;85:253–262.