

Valutazione delle forze generate da un dispositivo rimovibile di espansione dell'arcata superiore in dentatura decidua. Analisi con il metodo degli elementi finiti.

E. Defraia
A. Marinelli
G. Baroni

Author's affiliations:

Insegnamento di Ortognatodonzia e
Gnatologia
Dipartimento di Odontostomatologia,
Università degli Studi di Firenze,
Via del Ponte di Mezzo 46-48
Firenze 50127, Italia

Correspondence to:

Dr. Andrea Marinelli

Dipartimento di Odontostomatologia,
Università degli studi di Firenze,
Via del Ponte di Mezzo 46-48
Firenze 50127, Italia
a_marinelli@yahoo.com

Dates: Accepted 13 February 2007

To cite this article:

E. Defraia

A. Marinelli

G. Baroni

Valutazione delle forze generate da un dispositivo
rimovibile di espansione dell'arcata superiore in
dentatura decidua.
Analisi con il metodo degli elementi finiti.

Virtual Journal of Orthodontics [serial online]

2007 February 20; 7 (3): p. 09-13

Available from URL

<http://www.vjo.it/read.php?file=valid.pdf>

Abstract:

Il morso incrociato lateroposteriore rappresenta l'ideale obiettivo di una terapia intercettiva precoce. Per tali ragioni l'espansione dell'arcata superiore rappresenta una delle terapie più frequenti in fase di dentatura decidua. Apparecchi rimovibili vengono spesso utilizzati, malgrado il meccanismo alla base della loro efficacia non sia sempre conosciuto. L'analisi degli elementi finiti (FEM) ha permesso di ricostruire virtualmente la geometria di un dispositivo mobile frequentemente usato nella terapia precoce del morso incrociato mettendo in evidenza la distribuzione dei carichi sulle varie componenti. L'apparecchio ortodontico analizzato all'analisi FEM ha dimostrato di poter generare forze di modulo e vettore tale da poter stimolare l'espansione ortodontica e ortopedica del mascellare superiore in fasi precoci di dentatura.

INTRODUZIONE In fase di dentatura decidua gli aspetti funzionali caratterizzanti una malocclusione sono spesso ben rappresentati e facili da riconoscere mentre la componente anatomica è più difficilmente indagabile: se è interessata si manifesta solo attraverso lievi anomalie strutturali e comporta scarsi problemi a livello degli elementi dentali e delle dimensioni delle arcate²⁰. Per queste ragioni in fasi precoci di dentatura decidua si osserva frequentemente, in seguito all'intercettazione, una rapida e stabile correzione delle problematiche anatomiche della malocclusione insieme con la risoluzione delle componenti funzionali. Il trattamento ortodontico in questo periodo si rende necessario quando la malocclusione tende con la crescita ad un progressivo aggravamento e non è suscettibile di un recupero spontaneo. Le inversioni del combaciamento anteriori e posteriori presentano questa caratteristica e, in assenza di trattamento, si assiste ad un graduale aumento dello squilibrio scheletrico: per tali peculiarità rappresentano l'ideale obiettivo di una terapia intercettiva precoce²¹. Per tali ragioni l'espansione dell'arcata superiore rappresenta una delle terapie più frequenti in fase di dentatura decidua. Apparecchi rimovibili vengono spesso utilizzati per la loro semplicità e la loro efficienza, tuttavia il meccanismo alla base della loro efficacia non è sempre conosciuto. L'analisi degli elementi finiti (FEM) può essere utilizzata a tale scopo poiché permette di ricostruire virtualmente la geometria che si vuol analizzare, suddividendo ogni volume in numerosi poligoni di dimensioni ridotte (elemento).

Ad ogni elemento vengono attribuite le caratteristiche fisiche e meccaniche proprie del materiale reale. Dopo aver simulato le condizioni di vincolo del sistema è possibile ricreare le condizioni di carico per analizzare la risposta del modello¹. L'obiettivo del seguente contributo è quello di mettere in evidenza la distribuzione dei carichi sulle varie componenti di un dispositivo ortodontico rimovibile utilizzato per l'espansione dell'arcata superiore in dentatura decidua.

MATERIALI E METODI

E' stato costruito un modello sperimentale capace di simulare la forma e le dimensioni delle molle di espansione peculiari del dispositivo ortodontico in esame (Figura 1) ed è stato sottoposto a compressione meccanica con una macchina per prove universali Instron (Figura 2).

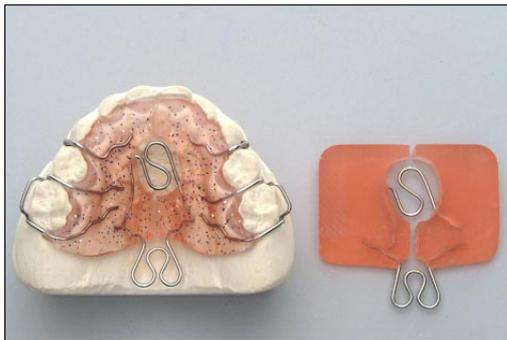


Fig. 1: Placca di espansione e modello sperimentale.



Fig. 2: Prova alla Instron

Sono stati eseguiti test su 10 modelli per sequenziali attivazioni di 0.2, 0.4, 0.6, 0.8 e 1 mm.

La forza generata dall'apparecchio ortodontico si è dimostrata essere proporzionale all'ampiezza dell'attivazione (Figura 3).

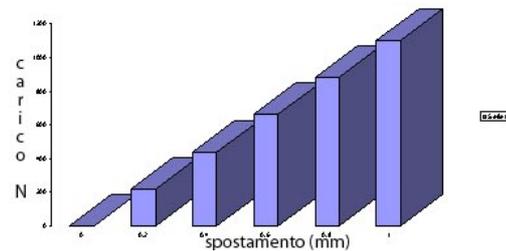


Fig 3: Diagramma carico-spostamento delle prove di compressione.

La forza risultante per l'attivazione di 1 mm era di 11.52 N. Utilizzando il metodo degli elementi finiti, tramite il programma Ansys Design Space 10.0, è stata generata una mesh riprodotte la parte in resina dell'apparecchio ortodontico (Figura 4), a cui sono state attribuite le caratteristiche fisiche proprie della resina acrilica.

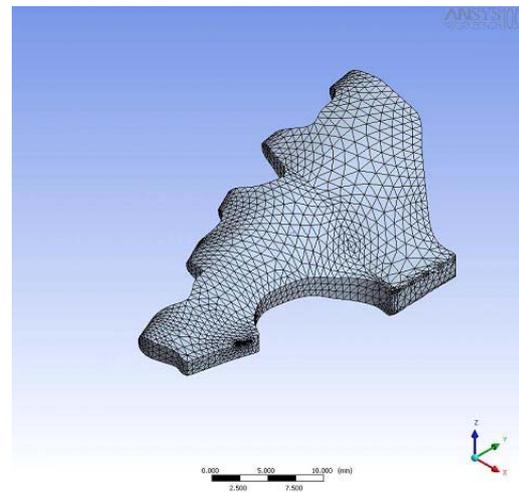


Fig 4: Immagine della mesh generata su una parte del dispositivo

E' stata quindi realizzata una simulazione per valutare la distribuzione del carico sugli elementi dentali per una forza di attivazione pari a 11.52 N. La prova è stata eseguita supponendo inizialmente che la forza generata dalle molle fosse distribuita uniformemente su tutta la superficie dell'apparecchio e, in un secondo momento, è stata affinata simulando la reale direzione di inserimento delle molle nella resina (Figura 5).

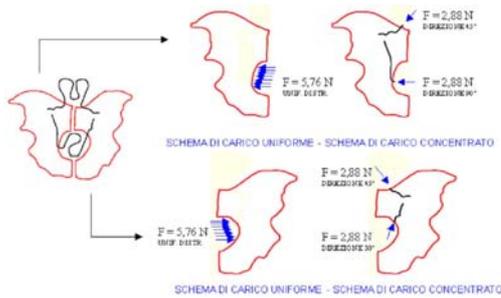


Fig 5: Del dispositivo e schemi di applicazione delle forze

RISULTATI

Le prove sperimentali hanno messo in evidenza una distribuzione del carico differente sui diversi elementi dentali con una particolare concentrazione di carico a livello del primo molare deciduo. (Figure 6 e 7, Tabelle I e II)

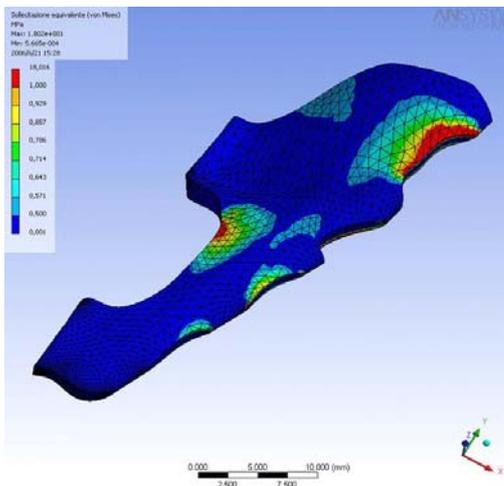


Fig 6-7: Parte dx-sx: carico concentrato; Tensioni di Von Mises

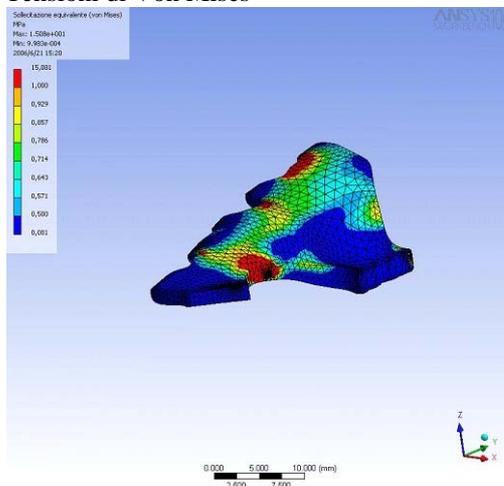


Fig. 7

Modello dx – forza concentrata (nodi 43775- elementi 27176)				
vettore	Modulo (N)	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)
Forza applicata 1	2.88	1.44	2.50	0.00
Forza applicata 2	2.88	2.04	-2.04	0.00
Reazione el 1	0.47	-0.06	-0.46	0.06
Reazione el 2	1.50	0.34	-1.35	0.56
Reazione el 3	1.04	0.65	-0.64	0.50
Reazione el 4	6.34	-5.34	2.75	-2.03
Reazione el 5	1.50	0.93	-0.76	0.90
TOT	-	0	0	0

Tabella I Modello destro e sinistro: forza concentrata lato dx.

Modello sx – forza concentrata (nodi 29429- elementi 17521)				
vettore	Modulo (N)	Fx(N)	Fy (N)	Fz (N)
Forza applicata 1	2.88	-2.88	0.00	0.00
Forza applicata 2	2.88	-2.04	-2.04	0.00
Reazione el 1	0.34	-0.04	-0.34	0.02
Reazione el 2	0.75	0.50	0.09	0.55
Reazione el 3	2.36	2.14	0.59	-0.80
Reazione el 4	3.83	3.37	1.70	-0.64
Reazione el 5	1.36	-1.05	-0.01	0.87
TOT	-	0	0	0

Tabella II: Modello destro e sinistro: forza concentrata lato sx

DISCUSSIONE

Nei soggetti giovani la maggior parte delle situazioni di morso incrociato monolaterale sono dovute ad una deviazione mandibolare funzionale che talvolta può essere determinata da interferenze dentali e non sostenuta da squilibri di tipo scheletrici: in questi casi all'esame frontale del paziente in posizione di massima intercuspidação è rilevabile la deviazione delle linee interincisive che scompare al momento in cui la mandibola abbandona il contatto di occlusione e si porta in posizione di riposo.^{6,9,13,14,21} Nella situazione di morso incrociato posteriore monolaterale, entrambi i condili assumono una posizione alterata durante l'occlusione ed anche in posizione di riposo permane una attività muscolare non equilibrata con una maggiore attività del muscolo temporale anteriore nel lato non incrociato

e del temporale posteriore nel lato incrociato². La maggior parte delle situazioni che in fase di dentatura decidua determinano una laterodeviatazione mandibolare funzionale con comparsa di morso incrociato monolaterale riconoscono il fattore eziopatogenetico primario in una lieve riduzione delle dimensioni trasversali dell'arcata superiore.²⁰ In questo periodo tutto il sistema stomatognatico si trova in una situazione di spiccata immaturità anatomica e neuromuscolare e pertanto risulta facilmente influenzabile da interferenze di origine funzionale che obbligano la mandibola ad un tragitto alterato durante le fasi di fonazione, deglutizione e masticazione. Ecco che però tale situazione di immaturità così come facilmente determina una deviazione dalla fisiologica traiettoria funzionale della mandibola, altrettanto rapidamente permette un ritorno alla normalità quando le cause vengono tempestivamente intercettate e corrette.¹⁸ Nel caso specifico, la terapia di elezione nei morsi incrociati determinati da minus superiore trasversale di lieve entità consiste nell'espansione dell'arcata con dispositivi che correggano precocemente l'anomalia e che mantengono inalterata nel tempo la correzione della contrazione trasversale. Il trattamento precoce è da considerarsi obbligatorio perché le situazioni di morso incrociato funzionale non trattate comportano inevitabili sequele a livello scheletrico con alterazioni dimensionali della mandibola.^{2,3,10,12,19} Naturalmente il maggiore ostacolo di questo tipo di terapia risiede nella giovanissima età dei pazienti che non sempre possono assicurare un giusto grado di cooperazione. Per questo motivo riteniamo particolarmente vantaggioso poter disporre di un tipo di apparecchiatura in grado di abbinare la semplicità di gestione all'efficacia biomeccanica. Dal punto di vista clinico, i dati sperimentali che evidenziano come l'entità della forza sia direttamente proporzionale al grado di attivazione delle molle, ci permettono di modulare l'efficacia dell'apparecchio a seconda delle necessità terapeutiche individuali. Esaminare in maniera approfondita il meccanismo d'azione del dispositivo ci consente di poterne sfruttare al massimo le potenzialità. Il metodo degli elementi finiti

è una tecnica che attraverso il computer permette di calcolare la distribuzione degli stress in sistemi con geometria irregolare. In odontoiatria è stato utilizzato per ottimizzare la progettazione di protesi o di impianti o per studiare il rimodellamento osseo^{1,4,7}. In particolare in ortodonzia per valutare le risposte del legamento parodontale ai movimenti ortodontici^{4,5,15,22}, lo stato di tensione delle ossa del complesso craniofaciale in conseguenza dell'applicazione di forze ortopediche^{11,16,17} e per simulare la risposta di vari tipi di bracket alle forze di debonding⁷. Nel nostro contributo la metodica FEM ha permesso di evidenziare una distribuzione delle forze disomogenea sulle varie regioni esaminate con una particolare concentrazione di forze sul primo molare deciduo che possono arrivare fino a 6.34 N. Considerando che l'attivazione può essere superiore a quella esaminata e che la placca in esame può essere opportunamente scartata per distribuire selettivamente il carico, si capisce come sia possibile generare la ialinizzazione del legamento parodontale di alcuni elementi dentali anche con questo semplice dispositivo rimovibile. Tale risultato è in accordo con un preliminare di ricerca che dimostrerebbe un effetto ortopedico abbinato a quello ortodontico in soggetti trattati con tale dispositivo in età molto precoce.

CONCLUSIONI:

L'apparecchio ortodontico analizzato all'analisi FEM ha dimostrato di poter generare forze di modulo e vettore tale da poter stimolare l'espansione ortodontica e ortopedica del mascellare superiore in fasi precoci di dentatura.

Bibliografia:

1. Burnett DS. *Finite Element Analysis—From Concepts to Applications*. Boston, Mass.: Addison-Wesley; 1987.
2. De Boer M, Steenks MH: Functional unilateral posterior crossbite. Orthodontic and functional aspects. *J Oral Rehabil* 1997; 24: 614-623.
3. Harrison JE, Ashby D: Orthodontic treatment for posterior crossbites.

- Cochrane Database Syst Rev.* 2001;(1):CD000979.
4. Hübsch PF, Knox J, Middleton J, Jones ML. A 3D finite element investigation of fixed orthodontic brackets. In: Blankevoorte L, Koolos JGM, eds. *Proceedings of the 2nd World Congress of Biomechanics.* Amsterdam, Netherlands.: 1994; 1:69.
 5. Katona TR, Moore BK. The effects of load misalignment on tensile load testing of direct bonded orthodontic brackets—a finite element model. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994; 105:543–551.
 6. Kisling E, Krebs G: Patterns of occlusion in 3-year old Danish children Community *Dent Oral Epidemiol* 1976; 4:152-159.
 7. Knox J, Kralj B, Hübsch P, Middleton J, Jones ML. An evaluation of the quality of orthodontic attachment offered by single- and double-mesh bracket bases using the finite element method of stress analysis. *Angle Orthod.* 2001 Apr;71(2):149-55
 8. Kralj B, Jones ML, Knox J, Middleton J. 3D Modelling of orthodontic brackets. In: Middleton J, Jones ML, Pande GN, eds. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering—* 2. Swensen, UK, September 1994; 1996;370–381.
 9. Kutin G, Hawes RR. Posterior cross-bite in deciduous and mixed dentitions. *Am J Orthod.* 1969;57:491–504.
 10. Lindner A. Longitudinal study on the effect of early interceptive treatment in 4-year-old children with unilateral cross-bite. *Scand J Dent Res.* 1989;97(5):432-8.
 11. Miyasaka-Higari J, Tanne K, Nakamura S. Finite element analysis for stresses in the craniofacial sutures produced by maxillary protraction forces applied at the upper canines. *Br J Orthod.* 1994; 21:343–349.
 12. Mongini F, Schmid W Treatment of mandibular asymmetries during growth. A longitudinal study. *Eur J Orthod* 1987; 9: 51-67.
 13. Rasmussen I, Helm S: Förekomsten af tandstillingsfejl i det primaere tandsaet. *Tandlaegebladet* 1975;79: 383-388.
 14. Ravn JJ, Nielsen LA: Krydsbid i det primaere tandsae *Tandlaegebladet* 1971; 75: 268-275.
 15. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1987; 92:499–505.
 16. Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y. et al. Three dimensional model of the human craniofacial skeleton: method and preliminary results using finite element analysis. *J Biomechl Eng.* 1988; 10:246–252.
 17. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K. et al. Biomechanical effect of anteriorly directed extra-oral forces on the craniofacial complex: A study using the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1989; 95:200–207.
 18. Throckmorton GS, Buschang PH, Hayasaki H, Santos Pinto A: Changes in the masticatory cycle following treatment of posterior unilateral crossbite in children. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120: 521-9.
 19. Thilander B, Wahlund S, Lennartsson B. The effect of early interceptive treatment in children with posterior cross-bite. *Eur J Orthod.* 1984;6(1):25-34.
 20. Tollaro I, Bassarelli V, Mitsi U, Vichi M :Contributo clinico-statistico sul morso incrociato latero-posteriore nelle fasi precoci di evoluzione della dentatura. *Min Ortognat* 1984;2:31,39.
 21. Tollaro I, Antonini A, Bassarelli V, Mitsi U : Considerazioni sull'inquadramento diagnostico del morso incrociato. *Min Ortognat* 1985;3:15-21.
 22. Wilson AN, Middleton J, Jones ML, McGuinness NJ. The finite element analysis of stress in the periodontal ligament when subject to vertical orthodontic forces. *Br J Orthod.* 1994; 21:161–167.