

A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage

**SIDO National Award
XVIII International SIDO Conference
15-18 November 2006**

Cesare Luzi DDS, MSc, Carlalberta Verna DDS, PhD, Birte Melsen DDS, Dr. Odont Director Prof. B. Melsen

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Aarhus University - Vennelyst boulevard 9, 8000 Aarhus C, Denmark

Correspondence to:

Cesare Luzi,

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Aarhus University, Vennelyst boulevard 9, 8000 Aarhus C, Denmark

E-mail: cesare.luzi@gmail.com

Aim. To evaluate the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. **Materials and methods.** 140 mini-implants were inserted in 98 patients and immediately loaded with 50cN super-elastic coil springs. 99 devices were inserted in the lower jaw and 41 in the upper jaw in the following sites: mandibular symphysis (n=17), mandibular alveolar process (n=72), maxillary alveolar process (n=32), retromolar area (n=10), and palate (n=9). The mini-implants were used to perform the following dental movements: molar uprighting, molar uprighting and mesial movement, molar mesial movement, incisor intrusion and proclination, incisor retraction, premolar intrusion, midline correction, premolar distal movement, and molar intrusion. All devices that showed complete absence of mobility after 120 days of continuous load were scored as successful. Those that showed minimum mobility but stayed in place and could resist further load were scored as partial failures, while those that were lost were scored as failures. **Results.** 13 of the mini-implants failed (9.3%), 9 were partial failures (6.4%). The upper jaw had a greater failure rate (12.2%) than the lower jaw (8.0%). The palate was the anatomic location with the greatest risk of failure, while in the mandibular alveolar process the lowest failure rate was observed. **Conclusions.** The overall failure rate was similar to other investigations where a healing period had been performed, suggesting that immediate loading with light forces should not be considered a risk factor. Other factors such as inflammation of the surrounding soft tissues, bone characteristics, thickness of the mucosa and incorrect surgical procedure should be considered the determinants of clinical failure.

Luzi C, Verna C, Melsen B. A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Prog Orthod* 2007;8(1):192-201.

Introduction

Anchorage is a daily problem in clinical practice and, when inadequate, it can be considered the most limiting factor of the therapy. Although conventional devices used for anchorage purposes are well known and widely used¹⁻³, the need for extra-dental anchorage in orthodontics has increased considerably in recent years. This can be related to the increasing number of adults seeking for orthodontic treatment both for esthetic and functional reasons. In many situations conventional anchorage

principles cannot be used because of the reduced number of teeth, the lack of occlusion or the reduced periodontium. Furthermore, in several cases, even minimal changes in the anchorage unit are not acceptable. Moreover, a relative amount of growing patients present situations such as single or multiple aplasias, where, especially if orthodontic space closure is planned, a lack of dental anchorage might occur.

Prosthetic implants have been suggested as a possible solution to anchorage problems by several authors⁴⁻⁷. This solution is possible

only in those cases who present the need of prosthetic rehabilitation in edentulous areas with sufficient bone, following the orthodontic treatment. Furthermore, economical considerations, implant size, patient age and healing time for osseointegration are issues that have to be thoroughly considered when dealing with prosthetic implants. Other devices such as palatal implants, onplants and retro-molar implants have also been suggested as temporary absolute anchorage solutions⁸⁻¹⁰. These devices also require osseointegration, meaning that their surface is treated

Lo studio è stato effettuato per valutare il tasso di fallimento di mini-impianti a carico immediato usati come ancoraggio ortodontico. 140 mini-impianti sono stati inseriti in 98 pazienti e caricati immediatamente con molle super-elastiche da 50cN. 99 dispositivi sono stati inseriti nell'arcata inferiore e 41 nell'arcata superiore nelle seguenti sedi anatomiche: la sinfisi mandibolare (n = 17), il processo alveolare mandibolare (n = 72), il processo alveolare mascellare (n = 32), la zona retro-molare (n = 10), e il palato (n = 9). I dispositivi sono stati utilizzati come fonte di ancoraggio per ottenere i seguenti movimenti dentali: uprighting di molari, uprighting e mesializzazione di molari, mesializzazione di molari, intrusione e vestibolarizzazione di incisivi, retrazione di incisivi, intrusione di premolari, correzione della linea mediana, distalizzazione di premolari e, intrusione di molari. Tutte le miniviti che hanno mostrato completa assenza di mobilità dopo 120 giorni consecutivi di carico ortodontico sono state classificate come successi. I mini-impianti che hanno presentato un minimo grado di mobilità durante il carico ma senza compromettere il proprio posizionamento sono stati classificati come fallimenti parziali. Infine, le miniviti perse sono state classificate come fallimenti. 9,3% dei mini-impianti hanno fallito, 6,4% sono stati i fallimenti parziali. L'arcata superiore ha registrato un tasso di fallimenti maggiore (12,2%) rispetto all'arcata inferiore (8,0%), il palato si è dimostrato la zona anatomica a maggior rischio di fallimento ed il processo alveolare mandibolare il sito anatomico con minor tasso di fallimenti. Il tasso globale di fallimenti si è dimostrato simile a quello di altri autori che hanno effettuato un periodo di guarigione tra l'inserimento dei mini-impianti e il carico ortodontico, suggerendo che il carico immediato con forze leggere non deve essere considerato un fattore di rischio. Altri fattori, quali l'infiammazione dei tessuti molli circostanti, le caratteristiche dell'osso, lo spessore della mucosa, e una procedura di inserzione non corretta sono considerati le cause principali determinanti il fallimento clinico.

Key words: Mini-implants; Miniscrews; Skeletal anchorage.



Fig. 1 The various types of Aarhus Mini-Implants®.

and a healing period is necessary to ensure stability before the orthodontic load is applied. Further possible drawbacks are the costs, the type of surgery that requires a specialist, and the difficulty of removal once the orthodontic treatment comes to the end.

In recent years, devices that rely only on mechanical retention have been developed¹¹⁻¹⁶ and among these, mini-implants are the most used and described. These devices present many advantages such as low costs, small dimensions, easy insertion and removal procedures and, mainly, the possibility of applying immediate loading, thus reducing the total orthodontic treatment time compared to devices that require a healing period. On the other hand, immediate load could also be considered a risk factor for failure, since the load is applied du-



Fig. 2 The mini-implant is inserted manually through the mucosa with the screwdriver.

ring the healing period and primary stability might be affected. The failure rate of mini-implants used as temporary anchorage devices has been described¹⁷⁻²¹ but the investigations have been performed with variable healing periods between the insertion of the devices and the application of the load. In this prospective clinical study we investigated the factors of importance for the failure rate of immediately loaded orthodontic mini-implants.

Material and Methods

A total of 140 small titanium mini-implants (Aarhus Mini-Implants®, Medicon, Germany) (Fig. 1) were inserted in 98 patients (38 male and 60 female) as temporary skeletal anchorage devices for orthodontic therapy. The mean age of

the patients was 34.3 years (13-64). The patients were treated at the Department of Orthodontics, School of Dentistry, Aarhus, Denmark, between January 2001 and December 2005.

All the patients had standard orthodontic records (models, radiographs and photographs) and were treated with fixed appliances. The indication for skeletal anchorage was one or more of the following:

- patients with insufficient teeth for the application of conventional anchorage;
- patients where forces to the anchorage units would generate adverse effects;
- patients which needed asymmetrical tooth movement;
- in some cases in alternative to orthognathic surgery;
- tooth movement performed to generate bone for a prosthetic implant.

The position for implant placement was decided by the clinician according to the dental movement requirements and the sites of available bone. Before performing surgery, informed consent was obtained by every patient.

All the mini-implants used were of the same type and had a length of 9.6 mm or 11.6 mm, a diameter



Figs 3a, b (a) Direct load of the mini-implant. (b) Indirect load of the mini-implant: the premolars and the device are joined by means of the stiff wire segment and the teeth are loaded by the orthodontic force.

Table 1 Number of mini-implants, number of failures, and failure percentage in the various anatomical sites.

Anatomical site	n	Failures	%
Maxillary alveolar process	32	3	9.4
Mandibular alveolar process	72	5	6.9
Symphysis	17	2	11.8
Palate	9	2	22.2
Retromolar area	10	1	10.0

of 1.5 mm or 2 mm, and a neck length of 1.5 or 2.5 mm. For the insertion procedure a template was made of orthodontic wire and fixed with light curing composite and a periapical radiograph was obtained to get exact information of the anatomy of the site. The mini-implants were self cutting and no mucosal flap was performed. Following local anesthesia and after having rinsed for two minutes the mucosa surrounding the insertion site the devices were inserted with a manual screw driver (Fig. 2) and the turning was stopped when the neck of the device reached the bone. Fifty cN super-elastic coil springs were used to load the mini-implants immediately after insertion. The direction of the force was perpendicular to the long axis of the devices. In order to achieve the desired tooth movements the implants were either loaded directly or indirectly through anchorage dental units (Fig. 3). The patients were always dismissed with the following oral hygiene instructions: rinse twice a day with a chlorhexidine 0.2% mouthwash for the first week post-surgery and brush gently the head

of the mini-implant with the toothbrush during every oral hygiene procedure throughout the treatment. Oral hygiene was monitored throughout treatment and, if necessary, the patients were re-instructed and re-motivated.

Of the 140 mini-implants, 99 were inserted in the lower jaw and 41 in the upper jaw in the following sites: mandibular symphysis (n=17); mandibular alveolar process in the canine/premolar area (n=72); maxillary alveolar process in the canine/premolar area (n=32); retromolar area (n=10); palate (n=9). The mini-implants served as anchorage to perform the following dental movements: molar uprighting; molar uprighting and mesial movement; molar intrusion and mesial movement, molar mesial movement; incisor intrusion and proclination; incisor retraction; premolar intrusion; midline correction; premolar distal movement; molar intrusion.

The implants were maintained in place until the desired tooth movement had been achieved, with a minimum time of continuous load before considering the mini-implant successful of 120 days. One mini-implant was loaded continuously

for as long as 37 months, and this was the longest observation period. The failure rate was scored as follows:

- 0 = no failure (primary stability with absence of detectable mobility);
- 1 = partial failure (presence of clinical mobility but implant in place and usable);
- 2 = failure (mini-implant lost).

Results

Of the 140 mini-implants, 13 (9.3%) failed and had to be removed, while 9 (6.4%) were partial failures.

The 118 mini-implants that scored 0 in this trial showed complete absence of clinical mobility throughout the entire loading period (84.3%). Of the 13 failures, 8 were in the lower jaw (8.0% of the mandibular implants) and 5 were in the upper jaw (12.2% of the maxillary implants). The palate was the anatomic site displaying the highest percentage of failures while the lowest failure rate was observed in the mandibular alveolar process (Tab. 1).

Of the nine partial failures, two were located in the mandibular symphysis, two in the mandibular alveolar process, three in the maxillary alveolar process, one in the retromolar area and one in the palate. The loosening of the mini-implants occurred following a period of primary stability. The reasons were either inflammation of the soft tissues surrounding the head of the devices or increased turnover of

the bone due to resorption of a deciduous tooth or tooth movement approximating the mini-implant.

Discussion

Although the number of publications on mini-implants in the orthodontic literature is increasing exponentially, it consists mainly of case reports. To date, few human studies have examined the factors associated with the stability of orthodontic temporary anchorage screw-type implants¹⁷⁻²¹. Miyawaki et al.¹⁷ found that the only factors related to mini-implant failure were a screw diameter of 1 mm or less, a high mandibular plane angle (i.e., thin cortical bone) and inflammation of the peri-implant tissues. The devices were loaded at different time intervals after insertion and only a few underwent immediate loading. Cheng et al.¹⁸ performed a prospective study where 140 devices underwent a healing period of 2-4 weeks before the application of the orthodontic load and reported a success rate of 89%, which confirms the effectiveness of these devices. The reasons for failure were identified as the anatomic location, characterized by difference in bone quality and quantity and soft tissue characteristics (absence of keratinized mucosa), and finally peri-implant bacterial infection. More recent investigations with a healing period before the application of the load found success rates above 90% and failures associated to the insertion site²⁰

and to mobility, patient's right side, mandibular implant sites and soft tissue inflammation²¹.

The 140 devices we investigated were all immediately loaded after insertion in various anatomical sites, and the total success rate was 90.7%. When evaluating the failure rate it became evident that the following factors were of importance: the insertion procedure, bone quality, mucosal thickness and hygiene. In relation to insertion procedure it was important that the threaded part was inserted totally into bone and that the insertion was done in a steady manner without wiggling. The number of failures was gradually reduced when a certain experience was obtained.

In relation to bone quality, primary stability was not satisfactory when bone cortex thickness was below 1 mm. The mandible showed a lower failure rate compared to the maxilla, which could be related to the higher bone density and the thicker cortex. Other authors²¹ found higher failure rates in the mandible, indicating the possible causes in the overheating of the bone during the drilling phase or irritation during chewing for the devices placed in the posterior sites of the mandible. The increasing mucosal thickness resulted in a minor implant-bone surface contact area thus reducing the primary stability. Moreover, increasing the distance between the point of force application on the head of the screw and the anchorage interface generated a moment to the device itself. Jiggling due to tongue pressure was also considered as a

possible failure determinant. Insufficient hygiene and consequent soft-tissue inflammation around the head of the mini-implants was also a potential risk factor for failure.

Immediate loading was, on the other hand, not a potential failure risk factor. All the mini-implants were immediately loaded and the overall failure rate was comparable to the other investigations on similar devices performed by authors who included a healing period before the application of the load¹⁷⁻²¹. Furthermore, histological and animal experiments on mini-implants have shown that immediate or early load of these devices should not be considered detrimental²²⁻²⁵.

Immediate loading of prosthetic dental implants has been a topic of debate in recent years. The rationale behind the approach with a healing period is that implant micromovement caused by forces from occlusion would induce fibrous tissue formation rather than bone-contact, leading to clinical failure²⁶. Recent animal studies have indicated that osseointegration can be obtained in immediately loaded implants and predictable outcomes are achievable depending on certain principles²⁷. These are surgery-related factors such as primary implant stability and surgical technique, host-related factors such as bone quality and quantity, and implant-related factors such as implant design, configuration and surface coating. Of all the factors taken into consideration, primary implant stability seems to be the most important one for immediate loading. Immediate loading of sur-

gical screw-type implants is also routinely used by orthopedic and maxillofacial surgeons when these devices are used for fixation. The load on these devices, determined exclusively by the function, is far greater than the applied orthodontic forces. In the case of orthodontic mini-implants, the forces applied by the clinician are only a part of the total force system acting on the device. The load causes strain in the peri-implant tissues and generates a reaction, which, if the magnitude of these forces falls within the functional window defined by Frost²⁸ as mild overuse, is characterized by increased density of bone over time. The load applied in this study, 50 cN super-elastic coil springs, is well below the one used by other authors but is sufficient for most orthodontic tooth movements²⁹. Further studies using the finite element analyses³⁰ to determine stresses and strains related to the different bone qualities in the peri-implant area should be conducted in the future.

Conclusions

The use of mini-implants as temporary anchorage devices can be considered a valuable solution to obtain absolute anchorage in daily orthodontic practice. Immediate loading with light forces of these devices does not seem to be a factor which increases the risk of failure, given that the insertion site is not characterized by poor bone quality, thin cortex and/or low-density trabecular bone. Other factors, such as soft-tissue inflammation around the head of the mini-im-

plant or an increased distance from the point of force application to the center of resistance of the mini-implant due to insufficient immersion of the threaded part into bone or caused by a thick mucosa seem to be the most likely causes for the mini-implant failure. The insertion procedure is also important, for which a learning curve was observed.

References

1. Kanter F. Mandibular anchorage and extraoral force. *Am J Orthod* 1956; 42:194-208.
2. Melsen B, Bosch C. Different approaches to anchorage: a survey and an evaluation. *Angle Orthod* 1997; 67(1):23-30.
3. van Steenberg E, Burstone CJ, Prah Andersen B, Aartman IH. The role of a high pull headgear in counteracting side effects from intrusion of the maxillary anterior segment. *Angle Orthod* 2004; 74(4):480-486.
4. Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod* 1983; 83(4):311-317.
5. Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* 1989; 59(4):247-256.
6. Turley PK, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J et al. Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod* 1988; 58(2):151-162.
7. Odman J, Lekholm U, Jemt T, Thilander B. Osseointegrated implants as orthodontic anchorage in the treatment of partially edentulous adult patients. *Eur J Orthod* 1994; 16(3):187-201.
8. Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiler U, Diedrich P. The Orthosystem—a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. *J Orofac Orthop* 1996; 57(3):142-153.
9. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 107(3):251-258.
10. Higuchi KVV, Slack JM. The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(3):338-344.
11. Melsen B, Petersen JK, Costa A. Zygoma ligatures: an alternative form of maxillary anchorage. *J Clin Orthod* 1998; 32(3):154-158.
12. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997; 31(11):763-767.
13. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998; 13(3):201-209.
14. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. The Zygoma Anchorage System. *J Clin Orthod* 2002; 36(8):455-459.
15. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115(2):166-174.
16. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003; 37(6):321-328.
17. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124(4):373-378.
18. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(1):100-106.
19. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage - preliminary experiences. *J Orofac Orthop* 2006; 65(5):410-418.
20. Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The

- application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 35 (8):704-7
21. Park H, Jeong S, Kwon O. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130:18-25
 22. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 2000; 3(1):23-28.
 23. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Jr., Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 2003; 82(5):377-381.
 24. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R et al. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119(5):489-497.
 25. Büchter A, Wiechmann D, Gaertner C, Hendrik M, Vogeler M, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related bone modelling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17:714-722
 26. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10(6):387-416.
 27. Romanos G, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D, Ong AH, Donath K et al. Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants. An experimental study in monkeys. *J Periodontol* 2001; 72(4):506-511.
 28. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994; 64(3):175-188.
 29. Melsen B. Tissue reaction to orthodontic tooth movement—a new paradigm. *Eur J Orthod* 2001; 23(6):671-681.
 30. Dalstra M, Cattaneo PM, Melsen B. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics* 2004; 1:53-62.

Studio prospettico sul fallimento dei mini-impianti a carico immediato usati per ancoraggio ortodontico

Cesare Luzi, Carlalberta Verna, Birte Melsen

Introduzione

Un valido ancoraggio è fondamentale in ortodonzia e può risultare il fattore limitante nel successo della pratica clinica quotidiana. Benché le metodiche convenzionali di ancoraggio siano ben conosciute e largamente utilizzate¹⁻³, la necessità di ancoraggio extra-dentale è fortemente aumentata negli ultimi anni. Un motivo è sicuramente il numero crescente di adulti in trattamento sia per motivi estetici che funzionali, che spesso presentano situazioni che non consentono la possibilità di stabilire un ancoraggio convenzionale quali edentulie parziali, mancanza di occlusione o condizioni parodontali compromesse. Inoltre, spesso non sono accettabili perdite di ancoraggio anche minime. Un altro motivo è senz'altro rappresentato dai pazienti in crescita che presentano situazioni quali agenesie singole e multiple. Se in questi casi si programma la chiusura degli spa-

zi, si può verificare una mancanza di ancoraggio. Gli impianti di tipo protesico sono stati suggeriti da vari autori quale soluzione ai problemi di ancoraggio⁴⁻⁷, tuttavia, questa soluzione è praticabile solo in quei casi che necessitano di una successiva riabilitazione protesica delle zone edentule seguente il trattamento ortodontico. Inoltre, le dimensioni di tali dispositivi, l'età dei pazienti, il costo e il periodo di guarigione necessario a garantire l'osseointegrazione sono tutti fattori da tenere in considerazione. Altri dispositivi quali gli impianti palatali, gli onplants e gli impianti retro-molari sono stati ideati ai fini dell'ancoraggio ortodontico⁸⁻¹⁰. Questi presentano tutti una superficie trattata ai fini dell'osseointegrazione e la conseguente necessità di un periodo di guarigione precedente al carico, oltre ad altri limiti quali i costi elevati, il tipo di chirurgia che necessita di uno specialista, e la difficoltà di rimozione post-trattamento ortodontico. Negli ultimi anni vi è stato un ra-

pido sviluppo di dispositivi di ancoraggio che necessitano della sola ritenzione meccanica¹¹⁻¹⁶. Tra questi, i mini-impianti sono i più diffusi ed utilizzati poiché presentano una serie di vantaggi quali le piccole dimensioni, la facilità di inserzione e rimozione, il basso costo, e soprattutto la possibilità di essere sottoposti a carico immediato dopo l'inserzione, fattore fondamentale per mantenere più breve possibile il tempo del trattamento ortodontico. D'altra parte, il carico immediato potrebbe essere considerato un fattore di rischio per il fallimento, essendo il carico ortodontico applicato durante il periodo di guarigione, minando così potenzialmente la stabilità primaria.

Il tasso di fallimento dei mini-impianti utilizzati come ancoraggio ortodontico è stato descritto¹⁷⁻²¹, tuttavia, i protocolli di carico utilizzati non prevedevano il carico immediato, ma preceduto da tempi di guarigione di varia durata. Lo scopo di questo lavoro è stato di valutare i fattori di rischio per il fallimento di mini-impianti ortodontici in seguito a carico immediato, mediante uno studio prospettico longitudinale.

Materiali e Metodi

140 mini-impianti ortodontici (Aarhus Mini-Implants®, Medicon, Germany) (Fig. 1) sono stati inseriti in 98 pazienti (38 maschi e 60 femmine) come dispositivi temporanei di ancoraggio ai fini del trattamento ortodontico. I pazienti, con età media di 34,3 anni (13-64), sono stati trattati presso il reparto di Ortodonzia dell'Università di Aarhus, Danimarca, tra gennaio 2001 e dicembre 2005.

Il protocollo per ogni paziente è stato il seguente: esame clinico, raccolta di records diagnostici ortodontici standard (modelli di studio, radiografie, fotografie intra- ed extra-orali) e trattamento con apparecchiature di tipo fisso. Le indicazioni all'utilizzo di ancoraggio scheletrico sono state una o più delle seguenti:

- pazienti con un numero di elementi dentali insufficienti per applicare un ancoraggio di tipo convenzionale;
- pazienti nei quali le forze sull'unità di ancoraggio avrebbero generato effetti indesiderati;
- pazienti con necessità di movimenti dentali asimmetrici;
- in alcuni casi in alternativa al trattamento chirurgico-ortodontico.
- movimenti dentali eseguiti per preparare un sito implantare.

La posizione delle mini-viti è sempre stata scelta dal clinico a seconda del movimento dentale da eseguire e delle caratteristiche delle sedi anatomiche adeguate. Prima della inserzione chirurgica, un consenso informato firmato è stato ottenuto da ogni paziente.

Tutti i mini-impianti utilizzati, dello stesso tipo, presentavano una lunghezza di 9,6 mm o 11,6 mm, un diametro di 1,5 mm o 2 mm, e un collo di lunghezza 1,5 mm o 2,5 mm. Prima dell'inserimento chirurgico è stato preparato un transfert di inserzione utilizzando del filo ortodontico fissato agli elementi dentali mediante del composito foto-polime-

rizzante ed è stata eseguita una radiografia endorale per valutare con precisione i dettagli della sede anatomica. Dopo aver sciacquato per due minuti con una soluzione allo 0,2% di clorexidina la zona anatomica selezionata ed aver effettuato l'anestesia locale, i mini-impianti, con caratteristiche autofilettanti, sono stati inseriti trans-mucosa (Fig. 2) senza necessità di sollevare lembi ed avvitati nell'osso per mezzo del cacciavite manuale per l'intera lunghezza della porzione filettata fino a lasciare solo la testa sporgente nel cavo orale. Tutti i dispositivi sono stati caricati immediatamente dopo l'inserzione con molle super-elastiche da 50 cN con metodiche di ancoraggio diretto o indiretto (Fig. 3). I pazienti sono stati dimessi sempre con precise istruzioni di igiene orale: sciacqui con collutorio a base di clorexidina (0,2%) due volte al giorno per la prima settimana e spazzolamento delicato della testa del mini-impianto durante ogni seduta di igiene orale domiciliare per l'intera durata dell'intervento ortodontico. Il grado di igiene orale è stato monitorato ad ogni visita e all'occorrenza i pazienti sono stati re-istruiti e rimotivati.

Novantanove mini-impianti sono stati inseriti nell'arcata inferiore e 41 nell'arcata superiore nelle seguenti sedi anatomiche: sinfisi mandibolare (n = 17); processo alveolare inferiore in zona canino/premolare (n = 72); processo alveolare superiore in zona canino/premolare (n = 32); zona retromolare (n = 10); palato (n = 9).

I mini-impianti sono serviti come ancoraggio per i seguenti movimenti dentali: uprighting di molari; uprighting e mesializzazione di molari; intrusione e mesializzazione di molari, mesializzazione di molari; intrusione e vestibolarizzazione di incisivi; retrazione di incisivi; intrusione di premolari; correzione della linea mediana; distalizzazione di premolari; intrusione di molari.

I dispositivi sono stati mantenuti in situ fino all'ottenimento del movimento dentale desiderato. Il successo clinico è stato decretato al compimento di 120 giorni di carico ortodontico continuo. Il periodo di osservazione più lungo è stato di 37 mesi.

Il tasso di fallimento è stato registrato nel seguente modo: 0 = nessun fallimento (stabilità primaria e completa assenza di mobilità)

1 = fallimento parziale (presenza di mobilità clinica ma dispositivi in situ e sotto carico)

2 = fallimento (mini-impianto perso)

Risultati

Dei 140 mini-impianti inseriti, 13 (9,3%) hanno fallito e sono stati rimossi, mentre 9 (6,4%) sono stati i fallimenti parziali. 118 mini-impianti non hanno mostrato alcun segno di mobilità per l'intero periodo del carico ortodontico (84,3%). Otto dei 13 fallimenti sono stati registrati nell'arcata inferiore (8,0% dei mini-impianti mandibolari) e 5 nell'arcata superiore (12,2% dei mini-impianti mascellari). La sede anatomica con il più alto tasso di fallimento è stata il pa-

lato, mentre la percentuale più bassa di fallimenti è stata registrata nel processo alveolare mandibolare (Tab. 1).

I nove dispositivi che hanno mostrato un fallimento parziale sono stati rispettivamente: due nella sinfisi mandibolare, due nel processo alveolare inferiore, tre nel processo alveolare superiore, uno in zona retromolare e uno nel palato. La perdita di stabilità primaria è avvenuta dopo un periodo di tempo variabile ed è stata causata o da infiammazione dei tessuti molli intorno alla testa dei dispositivi, o da turnover osseo aumentato dovuto alla perdita di elementi decidui adiacenti o a movimenti dentali nelle vicinanze del mini-impianto.

Discussione

Nonostante il numero di pubblicazioni scientifiche sui mini-impianti stia aumentando notevolmente, nella maggior parte dei casi si tratta di case reports. Fino ad oggi pochi studi clinici hanno esaminato i fattori di rischio associati alla stabilità di mini-impianti ortodontici¹⁷⁻²¹. Miyawaki e Coll.¹⁷ hanno stabilito che gli unici fattori associati al fallimento dei mini-impianti sono un diametro del dispositivo (uguale o inferiore ad 1 mm), un angolo goniaco aumentato (es. corticale ossea sottile) e l'infiammazione dei tessuti ossei peri-implantari. Il carico ortodontico è stato applicato in diversi momenti dopo l'inserzione chirurgica e solo pochi dispositivi hanno subito il carico immediato. Cheng e Coll.¹⁸ hanno eseguito uno studio prospettico su 140 mini-impianti caricati ortodonticamente dopo un periodo di guarigione di 2-4 settimane. Nonostante la alta percentuale di successo (89%) che ha confermato la validità di questi dispositivi, le ragioni imputate ai fallimenti sono state identificate nelle caratteristiche delle zone anatomiche di inserzione, rispettivamente la qualità e quantità di osso e le caratteristiche dei tessuti molli peri-implantari (assenza di mucosa cheratinizzata), e nelle infezioni batteriche peri-im-

plantari. Studi più recenti effettuati con un periodo di guarigione tra l'inserimento dei dispositivi e l'applicazione del carico ortodontico riportano tassi di successo maggiori del 90% e fallimenti associati alla sede di inserzione²⁰ e alla mobilità, al lato destro del paziente, ai siti anatomici mandibolari e all'infiammazione dei tessuti molli²¹.

Nel presente studio i 140 mini-impianti sono stati tutti caricati immediatamente dopo l'inserzione chirurgica in tutte le sedi anatomiche e la percentuale globale di successo è stata del 90,7%. Nella valutazione del tasso di fallimento è risultata evidente l'importanza di diversi fattori: la procedura di inserzione, la qualità dell'osso, lo spessore della mucosa e il grado di igiene orale.

Per ciò che riguarda la procedura di inserzione è risultato importante una inserzione manuale diretta e decisa senza movimenti ondulatori del cacciavite e l'inserimento completo nell'osso della porzione filettata dei mini-impianti. Il numero di fallimenti è diminuito dopo l'acquisizione di una certa esperienza.

In relazione alla qualità dell'osso, una stabilità primaria non soddisfacente è stata osservata in zone con corticale ossea di spessore minore di 1 mm. L'arcata inferiore ha mostrato un tasso di fallimento inferiore rispetto alla superiore, probabilmente per la maggior densità ossea e la corticale più spessa. Altri Autori²¹ hanno riscontrato un tasso di fallimento maggiore nell'arcata inferiore, indicando le possibili ragioni nel surriscaldamento osseo durante la fase di fresaggio o nell'irritazione durante la masticazione di cibo per i dispositivi inseriti nelle zone posteriori della mandibola.

Con l'aumentare dello spessore della mucosa è diminuita l'area di contatto osso-impianto, riducendo il grado di stabilità primaria. Inoltre, aumentando la distanza tra il punto di applicazione della forza sulla testa del mini-impianto e l'interfaccia osso-impianto, si genera un momento più elevato e di conseguenza una maggiore forza di torsione sul dispositivo. Un'altro possibile fattore di rischio può essere

identificato nella pressione linguale generante movimenti di jiggling dei mini-impianti. Infine, una scarsa igiene orale accompagnata da infiammazione dei tessuti molli intorno alla testa dei mini-impianti va altresì considerata un potenziale fattore di rischio per il fallimento.

Il carico ortodontico immediato, al contrario, non è stato un potenziale fattore di rischio per il fallimento. Tutti i mini-impianti sono stati caricati immediatamente e il tasso di fallimento complessivo è del tutto paragonabile a quello di altri autori che hanno atteso un periodo di guarigione tra l'inserzione chirurgica e il carico ortodontico¹⁷⁻²¹. Inoltre, studi istologici hanno dimostrato come il carico precoce o immediato non debba essere considerato dannoso o rischioso ai fini della stabilità dei mini-impianti²²⁻²⁵.

Il carico immediato degli impianti protesici è stato molto dibattuto negli anni recenti. Il motivo principale per l'attesa del periodo di guarigione è quello di evitare micro-movimenti implantari dovuti al carico occlusale che possano portare alla formazione di tessuto fibroso all'interfaccia osso-impianto e quindi al fallimento²⁶. Nonostante questo, recenti studi animali hanno messo chiaramente in evidenza come si possa ottenere osseointegrazione anche in presenza del carico immediato e che si possano ottenere risultati predicibili purchè vengano rispettati determinati principi²⁷. Questi ultimi sono in relazione alla chirurgia quali la stabilità primaria dell'impianto e la tecnica chirurgica corretta, in relazione al paziente quali la qualità e quantità di osso, e in relazione all'impianto quali la forma e le caratteristiche strutturali. Di tutti questi fattori la stabilità primaria dei dispositivi dopo l'inserzione chirurgica sembra essere il più importante ai fini del carico immediato. Mini-viti chirurgiche a carico immediato vengono usate di routine in chirurgia ortopedica e maxillo-facciale per la stabilizzazione dei segmenti ossei. Il carico che si riversa su questi dispositivi è esclusivamente un carico funzionale, e l'entità delle forze è di gran lunga superiore a quella delle forze or-

todontiche di routine. Questo carico determina deformazioni nei tessuti peri-implantari e genera una reazione che, se l'entità delle forze sul dispositivo viene mantenuta all'interno della finestra funzionale definita da Frost²⁸ come lieve "overuse", si genera un bilancio osseo positivo ed un incremento della densità ossea nel tempo. Nel caso dei mini-impianti ortodontici, le forze applicate dal clinico sono solo una parte dell'intero sistema di forze che si scarica sui dispositivi. Nel presente studio i mini-impianti sono stati caricati immediatamente con molle super-elastiche da 50 cN, una forza di gran lunga inferiore a quella utilizzata da altri autori, ma sufficiente per ottenere quasi tutti i movimenti dentali²⁹. In futuro, di particolare rilevanza saranno gli studi basati sull'analisi ad elementi finiti³⁰ per determinare gli stress e gli strains associati alle diverse qualità di osso nella zona peri-implantare.

Conclusioni

L'utilizzo nella pratica clinica quotidiana di mini-impianti come dispositivi di ancoraggio ortodontico assoluto può essere considerato una soluzione estremamente valida. Il carico immediato di questi dispositivi con forze ortodontiche leggere non sembra essere un fattore che aumenta il rischio di fallimento, purchè il sito anatomico di inserzione non sia caratterizzato da scarsa qualità ossea, corticale ossea sottile e/o osso trabecolare poco denso. Altri fattori quali l'infiammazione dei tessuti molli peri-implantari intorno alla testa delle mini-viti oppure una distanza aumentata tra il punto di applicazione della forza ed il centro di resistenza dei mini-impianti da insufficiente inserimento della porzione fillettata o da aumentato spessore della mucosa sembrano essere le probabili cause responsabili dei fallimenti. La procedura di inserzione è altresì estremamente importante, testimoniata dalla presenza di una curva di apprendimento variabile.