

Experimental analysis about the evaluation of tungsten carbide-bur, piezoelectric and laser osteotomies

D. DE SANTIS¹, R. GEROSA⁵, G. ZANOTTI², N. CIGIKOV², A. CENZI²
L. CHIARINI⁴, A. ROSSETTO³, P. F. NOCINI¹, D. BERTOSSI¹

Aim. Osteotomies are performed in oral surgery with five kinds of cutting instruments: 1) burs (Tungsten carbide cylindric burs), 2-3) ultrasound Piezosurgery (type I and II), 4-5) and lasers (Er:YAG; Er,Cr:YSGG). This study compares the quality of cutting of every single instruments, evaluating accuracy (length, thickness, depth and morphology), velocity (number of passages and time) and entity of damage.

Methods. *In vitro* experiments with ten osteotomies were performed on one-hundred of cow ribs with each instrument. *In vivo* surgery was performed on New Zealand white rabbit: two osteotomies are made with all instruments on the mandible and on the shin-bone, totalizing four osteotomies for each instrument. Samples are processed to be evaluated through histological exam at stereomicroscopy

Discussion. Results show a statistically significant variability on "thickness" (p value=0.001), "time" (p value=0.001), "depth" and penetration speed (p-value=0.001; p-value=0.001) and the "number of passages" (p-value=0.001). No differences have been observed in "length" (p-value=0.078). Histological analysis reveals that osteotomy performed with laser and Piezosurgery II generates major damage to osteocytes near cutting surfaces.

Conclusion. Currently, purchase and management elevated costs, minor versatility of use, and long training times for equipments such

¹Oral and Maxillofacial Surgery
Dental School University of Verona, Verona, Italy

²Private Practitioner, Verona, Italy

³School of Dentistry, University of Verona
Verona, Italy

⁴Maxillo-Facial Surgery Department
University of Modena and Reggio-Emilia
Modena, Italy

⁵Azienda Ospedaliera Universitaria
Integrata Policlinico G. B. Rossi, Verona, Italy

as Piezosurgery and laser limit their general use, but remain advantageous in case of risky interventions near noble structures. Choice of device depends on experience maturated by operator in time, characteristics of operation and patient's clinical conditions.

KEY WORDS: Tungsten carbide - Maxillary osteotomy - Surgical procedures, operative.

In the last years, dental and maxillo-facial surgery operations have become more complex¹⁻⁶ and articulated,⁷⁻¹¹ so adequate instrument has therefore been necessary to achieve results as regards care, precision, tissue invasivity of osteotomy. The bur is traditionally the instrument of choice: it is available in different shapes, lengths and materials; it allows a flexibility of work and a high quality/price ratio for operator. In 2000 a new instrument, using ultrasound waves, was introduced for osteotomy.¹² Soon after evolution of first laser technologies;¹³ new

Corresponding author: D. De Santis, MD, DDS, Department of Surgery, Section of Oral and Maxillofacial Surgery, University of Verona, University Hospital G. B. Rossi, piazzale L. A. Scuro, 37134 Verona, Italy.
E.mail: daniele.desantis@univr.it

laser photon-probes with specific length waves for hydroxy-apatite were introduced in order to obtain mineralized bone tissue ablation. Each single device presents positive traits and defects with regard to operative conditions and kind of treatment. Nevertheless, little is known about effectiveness and biological tissue damage. Therefore, the study proposes a comparison between different osteotomies, through a direct evaluation under controlled job conditions.

The study protocol was divided in two phases: first-one was made *in vitro* to evaluate time, cutting dimension, and morphology of surface-cutting, while second-one was done *in vivo* on rabbits in order to evaluate tissue-damage.

Materials and methods

The instruments used in this research are:

— tungsten carbide cylindric bur (Kom-et, Germany) positioned on a motorized Micro-dispenser 7000 (Nouvag, Swiss), rotation velocity from 2000 to 30.000 rpm and torque between 5 and 55 Ncm;

— Piezosurgery® I (Mectron, Italy). The vibrations range between 60 and 200 μ m horizontally and between 20 and 60 μ m vertically, while frequency stands between 25000 to 30000 Hertz (according to the program currently selected), and is used with inset OT (a 5 tooth saw with a 0.55 mm thickness, covered with titanium nitride);

— Piezosurgery® II (Mectron, Italy). This updates version of Piezosurgery® is a completely digitally controlled instrument; that uses an automatic scan, ranging from 24000 to 29500 Hertz, according to the tissue type. This completely digitally controlled device performs an automatic scan so that inset vibration adapts to bone quality;¹⁴

— LASER Delight Hoya ConBio Er:YAG (Erbium:Yttrium-Aluminium-Garnet) (Sweden&Martina, Italy). 2940 nm wavelength confers selectivity to the ray for the water, and as a consequence, for bone. Light is pulsed with duration below 300 μ s, frequency fluctuates between 3 and 30 Hertz, maximum energy is 285 mJ and max po-

tency is 8.55, a zephyr contact is mounted onto a straight spike (gauge 600 μ m). Water and air spray have a pressure reaching 40 and 30 psi;¹⁵

— LASER Waterlase Biolase, USA Er:YSGG® (Erbium,Chromium:Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet). It emits 20 pulsations per second (Hertz) (2780 nm), each one with variable energy ranging from 0 to 300 mJ, max potency 6 Watt, spike with gauge 600 μ m and length 4 mm; the air and water quantity are pre-selected or can be controlled by the operator

In-vitro experiment

This experiment aims at evaluating the results of 1 cm transcortical incisions done on 100 cow rib dissected segments (same shape and dimension), performed with five previous instruments. Two parallel guidelines were performed on cortex in order to realize comparable incisions.

Times are noted by digital chronometer, length and depth are measured with digital electronic gauge (Kennon Instruments, USA) and thickness is measured with specific thickness tester (ABC, Germany). Pictures (Kodak Elite Chrome 400 ISO, USA) of treated ribs were taken with Optical Microscopy Wild MPS 51 S (Wild Heerbrugg, Swiss) first x 6 magnification for a global vision, and x25 and x50, and successively with Scanning Electron Microscopy XL30 (Philips, The Netherlands).

In-vivo experiment

The second part of study was done *in vivo* in the operating room of Interdepartmental Service Center for experimental research that uses laboratory animals (CIRSAL): two New Zealand White rabbits (Harlan, Italy) S.P.F. (specific pathogen free) weighing between 2 and 2.5 kg were used. Research protocol on laboratory animals was viewed and approved as in art. 7 D.L. 116/92 n.116. The experimentation concerns five different osteotomies on both tibia and hemimandibles in order to evaluate biological effects. Rabbits were terminated right after surgery

and after five days respectively; bone segments were examined at Human Anatomy Department of Modena and Reggio Emilia University. Samples meant to be observed were analyzed and photographed by S.E.M. (XL30, Philips, The Netherlands) in compact cortical bone regions of osteotomies with x35 magnification and x90, so that bundle of electrons was at first perpendicular to surface and then rotated at 30 degrees. Instead, some samples are processed, included in PMMA (polimetilmetacrilate) in order to be evaluated through histological exam at stereomicroscopy (Zeiss, Germany).

Statistical analysis

Statistical evaluation was performed thanks to data retrieved from first part of the study, osteotomies at partial thickness carried out on 100 cow ribs. Data were analyzed at Department of Medical Statistics of University of Verona. "Kruskal-Wallis Equality of Populations Rank Test", which considers the unmatched data was used. This permitted to minimize effect generated by mineralization differences that can be common in bone areas, meanwhile exploiting high numerosity.

Results

Histological analysis

In sample analyzed at time 0, osteotomy performed with Laser and Piezosurgery II seems to generate major damage to osteocytes near cutting surfaces, with the presence of empty gaps containing cells with apparently-damaged nucleus, while osteotomy performed with Bur and Piezosurgery I presents a high number of integrate osteocytes with large, central, and not shattered nuclei. In sample analyzed five days after the osteotomies, the piezoelectric cut (I and II) causes considerable damage to osteocytes with clear signs of nuclear rounded fragments. Laser Er:YAG and Laser Er,Cr:YSGG cuts present cell damage observable only close to cutting edge, while

in depth, osteocytes seem normal. Bur cut presents only some degenerated osteocytes near cutting edge (Figure 1).

Morphological analysis

This assay was carried out thanks to photographic documentation of different kinds of cuttings observed on in vitro experimentation samples (tibias and hemimandibles). Osteotomy performed with burs generates irregular edges due to the shape of the bur and its rotative movements. Piezoelectric technologies I and II permit to carry out straighter osteotomic cuts thanks to their shape that facilitate straight bone cutting. The two Lasers generate slightly undulating cutting edges, due to absence of direct contact of device and physiological fluctuations of operator's hand.

Statistical analysis

Results show a statistically significant variability on thickness, time, depth and Number of passages. No differences have been observed in Length.

Discussion

In this study, we have selected five instruments for osteotomy used in Dentistry. We have experimented in vivo and in vitro cutting characteristics and finally evaluated retrieved data. In vitro experimentations threw light on the fact that osteotomic cutting width presents a statistically significant variability. Due to risk of rupture existing below some gauges and intrinsic vibrations during rotation, Bur expresses higher values; Piezosurgery I, Piezosurgery II, Laser Er:YAG and Laser Er,Cr:YSGG, latter presenting lowest value, order rest of list. In same way, values obtained from the analysis of parameters related to osteotomy depth and penetration speed change significantly: they decrease from Bur to Piezosurgery I e II, then Lasers. Last parameter is Length; however, it does not express any statistically significant variation between one in-

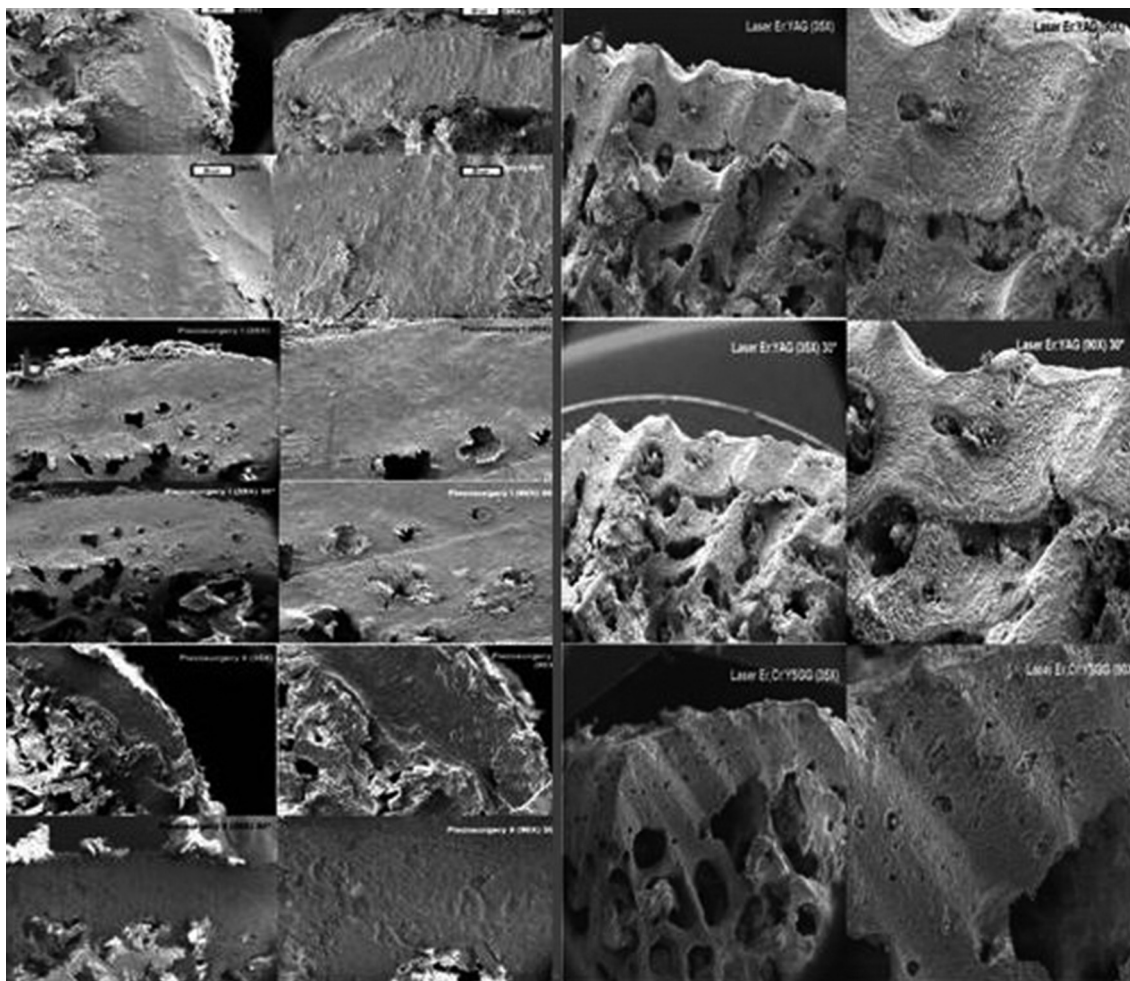


Figure 1.—SEM images of cut surface: a- Bur b-Piezo I c-Piezo II d-Laser Er:YAG and Er:YSGG.

strument and other, emphasizing working similarity of latter. On other hand, considering number of passages, results obtained are once more significantly different. From statistical point of view, they vary from the restricted value of Bur and slightly superior for that of Lasers, to high number of interventions reported for both Piezosurgery devices to carry out same osteotomy. Lastly, data related to osteotomic time show some statistically significant differences between devices: Bur needs twice (Piezosurgery I e Er,Cr:YSGG) or three times (Piezosurgery II e Er:YAG) less time to execute the same procedure respect to others.

However, analyzing superficial morphology of cut onto bioptic segments of rabbit,

through the results of the exam performed with optic microscopy, we can observe that Bur is less accurate as it generates irregular edges, tearing the periosteal tissue. This behavior derives from the shape of the bur and its intrinsic rotative movements that does not permit to follow a perfect straight pathway. Differently, piezoelectric technologies I and II permit to carry out straighter osteotomic cuts thanks to their shape that facilitate straight bone cutting. Finally, both Lasers generate slightly undulating cutting edges; this is due to absence of direct contact of device and physiological fluctuations of operator's hand. Morphology of bottom of osteotomic cut presents noticeable variations according to instrument: cutting shape by Bur seems rec-

tangular while it seems more rounded after Piezosurgery II; it results wedge-shaped by Lasers and Piezosurgery I. Therefore, evaluating Scanning Electron Microscopy (SEM) exams about osteotomic surface roughness, we can observe that Bur produces a big amount of small debris obstructing medullar spaces. Second version of Piezosurgery works generating abundant debris because of vibration type. On the contrary, this eventuality results almost completely absent after Lasers and Piezosurgery I: those devices generate an inferior quantity of debris, substantially preserving medullar spaces.

In addition, considering results of histological analysis of sections as regards sacrificed animals at time 0 and after five days, it is necessary to reflect on present difference, considering how cellular death is enzymatically emphasized as time goes by. In time 0 samples, damaged osteocytes are observed in a 200 μm -wide area around cutting edge; this result is not synonym of their long-term survival but it is image of a possible mechanic or thermal direct damage linked to osteotomy impact around lesion. Actually, we think that result at 5 days is more significant, as it has been possible to note long-term eventual damage on osteocytes: histological situation presents a very high number of osteocyte gaps, containing numerous intensely colorable roundish formations, and confirmed to be nuclear remainders by TEM analysis (Figure 2).

Comparing histological situations obtained after using different instruments, we can ascertain that Bur generates minor damage respect to any other technique thanks to its reduced overheating. Laser Er:YAG works at a slightly inferior level and does not generate any lesion in depth, while other devices engender partial bone necrosis because of thermal damage generated by insufficient cooling capacity.

Furthermore, three aspects must be considered since they can widely alter time and adequateness during the intraoperative phase, resulting detrimental for some instruments. First, reliability of osteotomic equipments used, penalizing for Laser systems because of frequent breaking of fer-

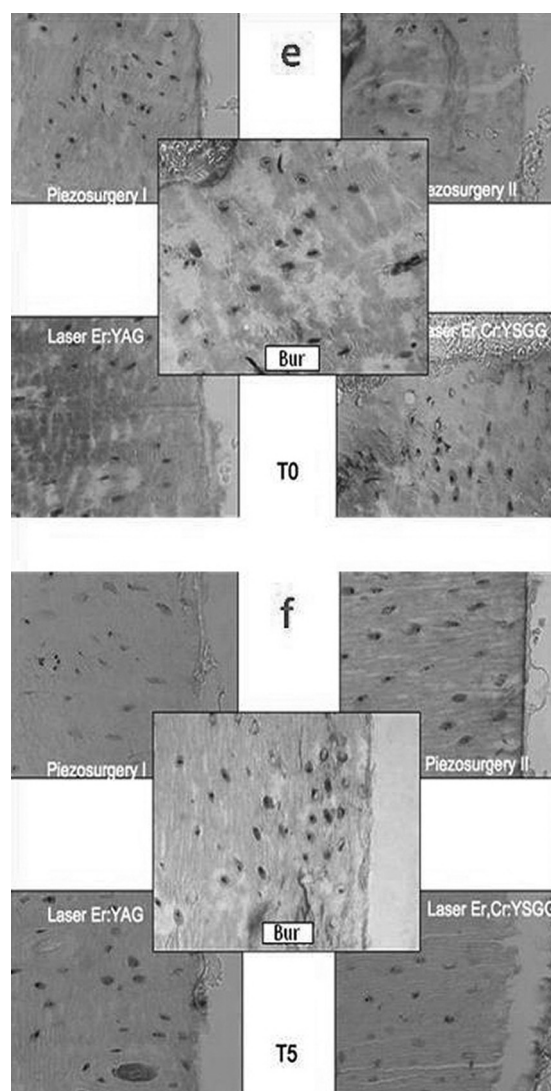


Figure 2.—Histological microscopy: e—at time 0 (T0) f—after five days (T5).

rules. Second, effectiveness of instrument action, which is maintained with bur, decreased with other equipments especially with depth increase. A third influence can be operator's ability to use of instruments. Through a comparison between our results and the most recent Literature, we can find confirmation in attributing to Piezosurgery I and II systems and Lasers some superior osteotomic properties, in terms of cutting precision and accuracy respect to bur.¹⁶ Even if they present slightly inferior levels respect to burs as regards biological damage.¹⁷

Conclusions

As a conclusion, we can say that all tested instruments lead to valid osteotomies. Although direct comparison demonstrates that Piezosurgery I, II and both Lasers consent to obtain extremely precise cutting results, with soft tissue and sensitive structure preservation unlike Bur which offers a low cutting quality and a higher tearing likelihood of gingival tissue; actually, purchase and management elevated costs, needs of training dedicated for equipments such as Piezosurgery and Laser limit their general use, whereas latter remain advantageous in case of risky interventions near noble structures. Endly, at a surgical level, choice of device fundamentally depends on experience maturated by operator in time, characteristics of operation and patient's clinical conditions.

References

- Bertossi D, Albanese M, Nocini PF, D'Agostino A, Trevisiol L, Procacci P. Sliding genioplasty using fresh-frozen bone allografts. *Arch Fac Plast Surg* 2012;12:1-7.
- Nocini PF, Bertossi D, Albanese M, D'Agostino A, Chilosi M, Procacci PJ. Severe maxillary atrophy treatment with Le Fort I, allografts, and implant-supported prosthetic rehabilitation. *Craniofac Surg* 2011;22:2247-54.
- Procacci P, Albanese M, Sancassani G, Turra M, Morandini B, Bertossi D. Ectopic mandibular third molar: report of two cases by intraoral and extraoral access. *Minerva Stomatol* 2011;60(7-8):383-90.
- Nocini PF, Chiarini L, Bertossi D. Cosmetic procedures in orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2011;69:716-23.
- Bertossi D, Vercellotti T, Podesta A, Nocini PF. Orthodontic microsurgery for rapid dental repositioning in dental malpositions. *J Oral Maxillofac Surg* 2011;69:747-53.
- Nocini PF, D'Agostino A, Trevisiol L, Bertossi D. Treatment of scars with Er:YAG laser in patients with cleft lip: a preliminary report. *Cleft Palate Craniofac J* 2003;40:518-22.
- De Santis D, Trevisiol L, Cucchi A, Canton LC, Nocini PF. Zygomatic and maxillary implants inserted by means of computer-assisted surgery in a patient with a cleft palate. *J Craniofac Surg* 2010;21:858-62.
- Nocini PF, Schlegel KA, De Santis D, Park J, Warnke PH, Terheyden H, Wiltfang J. Two techniques for the preparation of cell-scaffold constructs suitable for sinus augmentation: Steps into clinical application. *Tissue Engin* 2006;12:2649-56.
- Nocini PF, De Santis D, Ferrari F, Bertele GP. A customized distraction device for alveolar ridge. Augmentation and alignment of ankylosed teeth. *Inter J Oral Maxillofac Impl* 2004;19:133-44.
- Nocini PF, Albanese M, Fior A, De Santis D. Implant placement in the maxillary tuberosity: The Summers' technique performed with modified osteotomes. *Clin Oral Impl Res* 2000;11:273-8.
- Nocini PF, Albanese M, Castellani R, Zanotti G, Canton L, Bissolotti G *et al.* Application of the "All-on-Four" concept and guided surgery in a mandible treated with a free vascularized fibula flap. *J Craniofac Surg* 2012;23:628-31.
- De Santis D, Cucchi A, Longhi C, Vincenzo B. Short threaded implants with an oxidized surface to restore posterior teeth: 1- to 3-year results of a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:393-403.
- Barone A, Santini S, Marconcini S, Giacomelli L, Gherlone E, Covani U. Osteotomy and membrane elevation during the maxillary sinus augmentation procedure. A comparative study: piezoelectric device vs. conventional rotative instruments. *Clin Oral Implants Res* 2008;26.
- Mainman TH. Stimulated optical radiation in ruby lasers. *Nature* 1960;187:493-4.
- Eggers G, Klein J, Blank J, Hassfeld S. Piezosurgery: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2004;42:451-3.
- Rupprecht S, Tangermann K, Kessler P, Neukam FW, Wiltfang J. Er:YAG laser osteotomy directed by sensor controlled systems. *J Craniomaxillofac Surg* 2003;31:337-42.
- Maurer P, Kriwalsky MS, Block Veras R, Brandt J, Heiss C. Light microscopic examination of rabbit skulls following conventional and Piezosurgery osteotomy. *Biomed Tech* 2007;52:351-5.

Conflicts of interest.—The authors certify that there is no conflict of interest with any financial organization regarding the material discussed in the manuscript.

Received on July 1, 2013.

Accepted for publication on July 5, 2013.

Analisi sperimentale sulla valutazione di osteotomie tramite frese-carburo di tungsteno, piezoelettrico e laser

Negli ultimi anni, gli interventi di chirurgia dentale e maxillo-facciale sono diventati più complessi¹⁻⁶ e articolati⁷⁻¹¹; sono stati pertanto introdotti nuovi strumenti in grado di migliorare la guarigione,

il rispetto dei tessuti e di garantire una invasività chirurgica ridotta.

La fresa è tradizionalmente lo strumento di scelta: è disponibile in diverse forme, lunghezze e ma-

teriali, e permette inoltre una flessibilità del lavoro e un elevato rapporto qualità/prezzo per l'operatore. Nel 2000 un nuovo strumento ad ultrasuoni, è stato introdotto per effettuare l'osteotomia¹². Contemporaneamente l'evoluzione della tecnologia laser¹³, ha permesso di creare sonde a fotoni laser caratterizzate da onde di lunghezza selettivi per l'idrossiapatite e in grado quindi di vaporizzare il tessuto osseo mineralizzato.

Ogni singolo dispositivo presenta caratteristiche positive e difetti per quanto riguarda le condizioni operative e tipo di trattamento. Tuttavia, poco si sa circa l'efficacia e danni ai tessuti biologici. Pertanto, lo studio propone un confronto tra osteotomie diverse, attraverso una valutazione diretta in condizioni di lavoro controllate.

Il protocollo di studio è stato diviso in due fasi: la prima uno studio effettuato *in vitro* per valutare il tempo di taglio, dimensione e morfologia della superficie di taglio, mentre la seconda è stata fatta *in vivo* su conigli per valutare danni tissutali.

Materiali e metodi

Gli strumenti utilizzati in questa ricerca sono:

— fresa cilindrica in carburo di tungsteno (Komet, Germania) con manometro a 1,2 mm posizionato su un motorizzato Micro-dosatore 7000 (Nouvag, Svizzera), velocità di rotazione 2000-30.000 giri/min e coppia tra 5 e 55 Ncm;

— Piezosurgery® I (Mectron, Italia). Le vibrazioni variano tra 60 e 200 micron orizzontalmente e tra 20 e 60 micron verticalmente, mentre la frequenza si trova tra 25.000-30.000 Hertz (secondo il programma attualmente selezionato), e viene usato con inserto OT (a 5 denti sega con uno spessore 0,55 millimetri, coperto con nitrato di titanio);

— Piezosurgery® II (Mectron, Italia). Questa versione aggiornata del Piezosurgery® è uno strumento completamente controllato digitalmente, in modo da variare la frequenza tra 24.000-29.500 Hertz, a seconda del tipo di tessuto. Questo dispositivo completamente a controllo numerico esegue una scansione automatica in modo che le vibrazioni dell'inserto si adattano alla qualità dell'osso;

— LASER Delight Hoya ConBio Er: YAG (Erbium: ittrio-alluminio-granato) (Sweden & Martina, Italia); 2940 nm conferisce selettività del raggio per l'acqua, e di conseguenza, per l'osso. La luce pulsata è di durata inferiore a 300 ms, la frequenza oscilla tra i 3 e 30 Hertz, l'energia massima è di 285 mJ e la potenza massima è 8,55, la sonda è di calibro 600 micron. Acqua e aria spray hanno una pressione di raggiungere 40 e 30 psi;

— LASER Waterlase BIOLASE, USA Er: YSGG® (erbio, Cromo: ittrio-scandio-gallio-Granato). Emette 20 pulsazioni al secondo (Hertz) (2780 nm), ciascuno con energia variabile da 0 a 300 mJ, potenza max 6 Watt, sonda da 600 micron e lunghezza 4

mm, l'aria e la quantità d'acqua sono pre- oppure può essere controllato dall'operatore

Esperimento in-vitro

Questo esperimento si propone di valutare i risultati riguardo a incisioni transcorticali di 1 cm effettuate su 100 segmenti costole di mucca sezionate (stessa forma e dimensione), effettuate con cinque strumenti differenti. Due linee guida parallele sono state disegnate sulla corticale per realizzare le incisioni test comparabili per lunghezza (Figura 1). I tempi sono stati presi da cronometro digitale, la lunghezza e la profondità sono state misurate con specifiche sonde (Kennon Instruments, USA) e lo spessore è misurato con uno specifico strumento (thickness tester ABC, Germania).

Immagini (Kodak Elite Chrome 400 ISO, USA) delle costole sono state scattate con microscopia ottica WILD MPS 51 S (Wild Heerbrugg, Svizzera) ad ingrandimento x 6 per una visione globale, e x25 e x50, e successivamente con Microscopia Elettronica a Scansione XL30 (Philips, Paesi Bassi).

Esperimento in-vivo

La seconda parte dello studio è stato fatto *in vivo* in sala operatoria del Centro di Servizio Interdipartimentale per la ricerca sperimentale che utilizza animali da laboratorio (CIRSAL): sono stati utilizzati due conigli bianchi della Nuova Zelanda (Harlan, Italia) SPF (libero da patogeno) di peso compreso tra 2 e 2,5 kg. Il protocollo di ricerca su animali da laboratorio è stato visto e approvato (art. 7 D.L. 116/92 n. 116). La sperimentazione riguarda cinque osteotomie diverse su tibia e su quattro emimandibole al fine di valutare gli effetti biologici. I conigli sono stati suturati subito dopo; poi uno è stato sacrificato immediatamente, l'altro dopo cinque giorni, rispettivamente; segmenti ossei sono stati esaminati presso il Dipartimento Anatomia Umana di Modena e Reggio Emilia.

I campioni destinati ad essere osservati sono stati analizzati e fotografati al SEM (XL30, Philips, Paesi Bassi) nelle compatte regioni corticali di osteotomie con ingrandimento x35 e x90, il fascio di elettroni orientato perpendicolarmente e a 30° rispetto alla superficie della corticale.

Invece, altri campioni sono stati inclusi in PMMA (polimetilmetacrilato) per essere valutati in stereomicroscopia (Zeiss, Germania).

Analisi statistica

Una valutazione statistica è stata effettuata grazie ai dati recuperati dalla prima parte dello studio, osteotomie a spessore parziale effettuata su 100 costole di mucca. I dati sono stati analizzati presso il Dipartimento di Statistica Medica dell'Università degli Studi di Verona. Il test non parametrico di "Kruskal-Wallis" è stato utilizzato. Questo ha per-

messo di ridurre al minimo l'effetto generato da differenze di mineralizzazione che possono essere comuni nelle zone ossee, nel frattempo sfruttando numerosità elevate.

Risultati

Analisi statistica

I risultati mostrano una variabilità statisticamente significativa dello spessore, tempo, profondità e numero di passaggi. Nessuna differenza è stata osservata in lunghezza.

L'analisi istologica

Nel campione analizzato al tempo 0, l'osteotomia eseguita con laser e Piezosurgery II sembra generare notevoli danni agli osteociti vicino alla superficie di taglio, con la presenza di spazi vuoti contenenti cellule con nucleo apparentemente danneggiato, mentre l'osteotomia eseguita con frese e Piezosurgery I presenta un elevato numero di osteociti integri con nucleo grande, centrale, e non frantumato. Nel campione analizzato cinque giorni dopo le osteotomie, il taglio piezoelettrico (I e II) provoca notevoli danni agli osteociti con chiari segni di frammenti nucleari arrotondati. Laser Er: YAG e laser Er, Cr: YSGG presentano danno cellulare osservabile solo vicino al bordo di taglio, mentre in profondità, gli osteociti sembrano integri. Il taglio con la fresa presenta solo alcuni osteociti degenerati vicino alla porzione tagliente.

Analisi morfologica

Questo test è stato effettuato confrontando le macrofotografie dei diversi tipi di tagli osservati nei campioni di tibie e emimandibola.

Osteotomia eseguita con frese genera bordi irregolari a causa della forma della fresa e dei suoi movimenti rotativi. La tecnologia piezoelettrica I e II permette di effettuare tagli osteotomici diritti grazie alla loro forma che facilita il taglio. I due laser generano tagli leggermente ondulati, a causa della mancanza di contatto diretto del dispositivo e delle fluttuazioni fisiologiche della mano dell'operatore.

Discussione

In questo studio, abbiamo selezionato tre strumenti principali per l'osteotomia utilizzati in Odonoiatria. Abbiamo sperimentato *in vivo* e *in vitro* caratteristiche di taglio ed infine valutati i dati recuperati.

Le sperimentazioni *in vitro* hanno messo in luce il fatto che la larghezza di taglio osteotomico presenta una variabilità statisticamente significativa. A causa del rischio di rottura esistenti e le vibrazioni intrinseche durante la rotazione, la fresa esprime i

valori più alti, Piezosurgery I, Piezosurgery II, laser Er: YAG e laser Er, Cr: YSGG, questi ultimi presentano il valore più basso, gli altri sono elencati in ordine decrescente. In modo analogo, i valori ottenuti dall'analisi dei parametri relativi alla profondità di osteotomia e alla velocità di penetrazione cambiano significativamente: diminuiscono da fresa a Piezosurgery I e II, infine Laser. Ultimo parametro è la lunghezza, tuttavia, non si evince alcuna variazione statisticamente significativa tra uno strumento e l'altro, sottolineando precisione di lavoro di per tutti. D'altro lato, considerando il numero di passaggi, i risultati ottenuti sono ancora una volta significativamente differenti. Dal punto di vista statistico per effettuare la stessa osteotomia, si va dal valore minimo per la fresa a quello leggermente superiore per il laser, fino al numero elevato di personaggi riportati per entrambi i dispositivi Piezosurgery. Infine, i dati relativi al tempo osteotomico mostrano alcune differenze statisticamente significative tra i dispositivi: la fresa ha bisogno di due volte (Piezosurgery I e Er, Cr: YSGG) o tre volte (Piezosurgery II e Er: YAG) meno tempo per eseguire la stessa procedura.

Tuttavia, l'analisi della morfologia superficiale di taglio su segmenti biotici di coniglio, attraverso i risultati degli esami effettuati con microscopia ottica, si può osservare che la fresa è meno accurata e genera bordi irregolari, strappando il tessuto periostale. Questo comportamento deriva dalla forma della fresa e dei suoi movimenti rotatori intrinseci che non permettono di seguire un percorso perfettamente rettilineo. Diversamente, le tecnologie di Piezoelettrici I e II permettono di effettuare tagli osteotomici più regolari grazie alla loro forma che facilita il taglio dritto sull'osso.

Infine, entrambi i laser generano tagli leggermente ondulati, questo è dovuto alla mancanza di contatto diretto del dispositivo e alle fluttuazioni fisiologiche della mano dell'operatore. La morfologia del fondo di taglio osteotomico presenta variazioni notevoli a seconda dello strumento: la forma di taglio da fresa sembra rettangolare mentre è più arrotondato dopo Piezosurgery II, mentre è più cuneiforme il Laser e Piezosurgery I.

Pertanto, valutando la microscopia a scansione elettronica (SEM) sulle rugosità osteotomiche superficiali, si può osservare che la fresa produce una grande quantità di piccoli detriti che occludono gli spazi midollari. La seconda versione del Piezosurgery genera detriti abbondanti a causa del tipo di vibrazione.

Al contrario, questa eventualità risulta pressoché assente dopo Lasers e Piezosurgery I: tali dispositivi generano una quantità inferiore di detriti, sostanzialmente preservando gli spazi midollari.

Inoltre, considerando i risultati istologici delle sezioni per quanto riguarda gli animali sacrificati al tempo 0 e dopo cinque giorni, è necessario considerare che la morte cellulare è enzimaticamente

evidenziata con il passare del tempo. Quindi nei campioni al tempo 0, gli osteociti danneggiati che si osservano in un'area di 200 micron intorno al margine di taglio, rappresenta un danno meccanico o termico legato all'impatto dell'osteotomo sull'osso. In realtà, il risultato dopo 5 giorni è il più significativo, in quanto il danno diretto meccanico e termico si somma alla morte cellulare innescata al tempo zero: infatti la situazione istologica rivela un numero molto elevato di lacune osteocitarie, contenenti numerose formazioni tondeggianti intensamente colorate, che si confermano essere residui nucleari attraverso l'analisi TEM (Figura 2). Confrontando le situazioni istologiche ottenute dopo l'uso di diversi strumenti, possiamo constatare che la fresa genera danno minore rispetto a qualsiasi altro, grazie al minor surriscaldamento ridotto.

Laser Er: YAG funziona a un livello leggermente inferiore e non genera alcuna lesione in profondità, mentre gli altri dispositivi generano necrosi ossea parziale probabilmente a causa dei danni termici generati dalla insufficiente capacità di raffreddamento.

Inoltre, sono stati verificati tre importanti aspetti: in primo luogo, l'affidabilità delle apparecchiature osteotomiche utilizzate, che è risultata penalizzante per i sistemi laser a causa della rottura frequente delle sonde, in secondo luogo, l'efficacia di taglio dello strumento, che mentre viene mantenuta con la fresa, invece diminuisce con gli altri sistemi, in particolare modo con l'aumento di profondità. Il terzo aspetto riguarda la capacità dell'operatore di utilizzare degli strumenti. Attraverso un confronto tra i nostri risultati e la letteratura più recente, possiamo trovare conferma nell'attribuire a Piezosurgery I e sistemi II e laser alcune proprietà osteotomiche superiori, in termini di precisione e accuratezza di taglio rispetto alla fresa¹⁶, anche se presenta proprietà leggermente inferiori rispetto alla fresa per quanto riguarda il danno biologico¹⁷.

Conclusioni

In conclusione, si può dire che tutti gli strumenti testati generano una valida osteotomia. Sebbene il confronto diretto dimostra che Piezosurgery I, II e entrambi i laser consentono di ottenere risultati di taglio estremamente precisi, con conservazione dei tessuti molli e della struttura anatomica a differenza della fresa che offre una bassa qualità di taglio ed una maggiore probabilità di lacerazione del tessuto gengivale; in realtà, i costi di acquisto e di gestione elevati, la necessità di una formazione specifica per

le attrezzature come Piezosurgery e Laser, limitano il loro uso nell'utilizzo comune, mentre rimangono indicate in caso di interventi a rischio in prossimità delle strutture nobili.

Pertanto, a livello chirurgico, la scelta del dispositivo dipende fondamentalmente dall'esperienza maturata dall'operatore nel tempo, dalle caratteristiche di funzionamento e dalle condizioni cliniche del paziente.

Riassunto

Obiettivo. Osteotomie vengono eseguite in chirurgia orale con cinque tipi di strumenti: 1) frese cilindriche al Carburo di tungsteno, 2-3) Piezosurgery (tipo I e II), 4-5) laser (Er: YAG, Er, Cr: YSGG). Questo studio mette a confronto la qualità del taglio di tutti e cinque gli strumenti, valutare la precisione (lunghezza, spessore, profondità e morfologia), la velocità (numero di passaggi e di tempo) e l'entità del danno.

Metodi. L'esperimento è diviso in due parti: *in vitro* e *in vivo*. L'esperimento *in vitro* prevede dieci osteotomie (2 per tipo di strumento) su dieci costole di mucca. La parte *in vivo* prevede l'esecuzione di due osteotomie per i cinque strumenti sia sulla mandibola che sulla tibia di due conigli bianchi della Nuova Zelanda; complessivamente quattro osteotomie per ogni strumento. I campioni vengono fissati e preparati per l'esame istologico a stereomicroscopico.

Discussione. Risultati mostrano una variabilità statisticamente significativa sullo "spessore" del taglio (P value=0,001), "tempo" (P value=0,001), "profondità", efficacia di taglio (P value=0,001 P value=0,001) e il "numero di passaggi" (P value=0,001). Non sono state osservate differenze in "lunghezza" (P value=0,078). L'analisi istologica rivela che l'osteotomia eseguita con laser e Piezosurgery II genera maggiori danni agli osteociti vicino alla zona del taglio.

Conclusioni. In realtà, i maggiori costi di acquisto e di gestione, la minore versatilità di utilizzo, e la necessità di una formazione specifica per il Piezosurgery e laser limitano il loro uso generale, ma rimangono vantaggiosi in caso di interventi a rischio in prossimità delle strutture nobili. La scelta del dispositivo dipende quindi dall'esperienza maturata dall'operatore in termini di tempo, caratteristiche di funzionamento e condizioni cliniche del paziente.

PAROLE CHIAVE: Tungsteno carburo - Osteotomia massellare - Procedure chirurgiche operative.