



Università Politecnica delle Marche

FACOLTÀ DI INGEGNERIA
Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

**Misurazione della temperatura generata
da frese odontoiatriche su strutture ossee
al variare della velocità di rotazione**

Relatore: Chiar.mo
Prof. Lorenzo Scalise

Tesi di Laurea di:
Letizia Ricci

Correlatore:
Ing. Luca Antognoli

Indice

1	Introduzione	2
2	Chirurgia orale	4
2.1	Frese odontoiatriche	5
2.2	Osteonecrosi	6
2.3	Stato dell'arte	6
3	Materiali e Metodi	12
3.1	Setup sperimentale	12
3.2	Protocollo di misura	14
3.3	Analisi dati	15
4	Risultati sperimentali	17
5	Conclusione	20

1 Introduzione

Il dente è l'elemento di maggior durezza di tutto l'organismo, dunque per curarlo occorre usare uno strumento meccanico, la fresa, il cui movimento di rotazione è determinato da un motore elettrico.

L'assenza di un dente può essere risolta con l'inserimento di un impianto dentale, una vite inserita nell'osso che va a sostituire la radice del dente naturale mancante.

La corretta integrazione di una protesi dentale dipende dal raggiungimento della stabilizzazione meccanica dell'osso mineralizzato, difatti la salvaguardia della vitalità delle cellule di un osso è un prerequisito fondamentale per il processo di guarigione e maturazione e per stabilire un solido contatto tra osso e impianto protesico.

Per la creazione del sito implantare si utilizzano le frese dentali, strumenti rotanti che compiono un processo di lavorazione ed asportazione di truciolo su tessuti del corpo umano aventi le più disparate caratteristiche e durezza, ovvero smalto, dentina sana e dentina cariata, osso corticale e osso spugnoso. Lo scopo della trattazione sarà analizzare il comportamento del tessuto osseo durante il fresaggio.

Il fulcro dell'elaborato riguarderà l'analisi dello sviluppo di calore durante la perforazione del tessuto osseo, evidenziando quelle che sono le cause principali del surriscaldamento, e per osservare come varia la temperatura al variare di alcuni parametri significativi, come la profondità di perforazione, il volume di irrigazione e il numero di osteotomie ripetute [1, 2, 4, 5, 6].

Infatti, se tale grandezza raggiungesse il valore di 47°C il tessuto osseo verrebbe irrimediabilmente danneggiato, producendo la denaturazione delle proteine e la conseguente necrosi tissutale [3].

Nel primo capitolo verranno presentate caratteristiche salienti e limiti delle frese chirurgiche, a seguire le cause del surriscaldamento tissutale e i rischi ad esso connessi.

Successivamente verrà analizzato l'esperimento ricreato in laboratorio, che prevede la creazione di un sito implantare con l'utilizzo di una fresa convenzionale, modificando nel corso delle prove la velocità di rotazione del trapano

a 800 rpm e a 2000 rpm, per valutare le variazioni di temperatura durante la procedura.

Infine si procederà alla discussione dei risultati ottenuti.

2 Chirurgia orale

La chirurgia orale è quella branca dell'odontoiatria che si occupa di tutti gli interventi chirurgici che interessano il cavo orale.

Il campo della chirurgia orale è assai vasto e spazia dal più classico degli interventi, l'estrazione dentaria, fino alle più innovative tecniche di chirurgia ricostruttiva ossea.

Una delle sue declinazioni è l'implantologia: grazie ad essa è possibile sostituire i denti mancanti attraverso l'inserimento nelle ossa mascellari di pilastri artificiali su cui vengono poi installate una o più protesi fisse.

Gli impianti dentali, come quello mostrato in Fig. 2.1, sono dei perni realizzati in titanio, materiale biocompatibile che non provoca reazioni da corpo estraneo.

L'obiettivo primario di ogni intervento di implantologia è la completa osteointegrazione, le radici sintetiche devono cioè essere accettate dal corpo e totalmente integrate nell'osso, a livello fisico e biologico.

L'impianto diventa così parte dell'organismo.

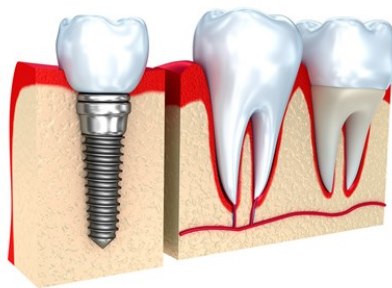


Figura 2.1: Impianto protesico

2.1 Frese odontoiatriche

Le tradizionali tecniche di chirurgia odontoiatrica fanno utilizzo di frese chirurgiche che permettono la sottrazione di tessuti dentali del paziente.

Il materiale più utilizzato per la loro costruzione risulta essere il titanio, poiché è leggero e allo stesso tempo duro e resistente, proprietà molto richieste dato che i trattamenti con strumenti rotanti sono faticosi e c'è la necessità di un manipolo efficace e leggero.

Questi strumenti rotanti, osservabili in Fig. 2.2, devono avere un taglio preciso e pulito e mantenere tale caratteristica il più a lungo possibile, premessa indispensabile per una guarigione sicura della ferita chirurgica.

È importante infatti tagliare tessuti ossei e radici con poco sforzo e minima pressione operativa, per evitare il danno da surriscaldamento.

Le frese dentali sono caratterizzate da un'elevata forza di taglio dell'osso, per cui consentono di tagliare ossa anche molto spesse.

Possiedono inoltre un'ottima efficienza di taglio, che permette di portare a termine l'operazione in breve tempo ed evitare l'eccessivo surriscaldamento tissutale.

Se durante l'ablazione non si osservano le dovute precauzioni, le frese odontoiatriche possono causare una lesione significativa sia in larghezza che in profondità, a causa dello sfregamento tra la punta del trapano e il tessuto, compromettendo in maniera definitiva la riuscita dell'intervento chirurgico. Infatti, pur essendo molto efficaci nel taglio, possono lacerare i tessuti limitrofi, soprattutto i nervi, causando copiose perdite di sangue e un aumento delle tempistiche di guarigione.

Il rischio maggiore a cui si va incontro è la necrosi ossea, che si verifica quando viene superato il limite termico consentito.



Figura 2.2: Tipologie di frese dentali

2.2 Osteonecrosi

L'osteonecrosi è propriamente la morte del tessuto osseo, derivante dalla mancata irrorazione sanguigna del distretto colpito.

Il meccanismo d'azione della necrosi termica dei tessuti è ben noto e documentato [3].

Gli effetti immediati includono la distruzione della membrana cellulare e l'interruzione della coagulazione del flusso sanguigno.

L'osteonecrosi è un problema clinico reale, che può causare una parziale o totale distruzione della capacità rigenerativa del tessuto osseo e della cartilagine articolare, tradotto in un danno funzionale arrecato alla mobilità articolare del paziente.

Comporta potenzialmente guasti catastrofici all'impianto protesico, e talvolta promuove anche infezione.

Il trauma termico provocato durante la preparazione implantare rappresenta un fattore importante che influenza l'osteointegrazione e dunque la sopravvivenza dell'impianto.

La necrosi ossea si manifesta quando la temperatura supera i 47° C per più di un minuto, pertanto durante l'osteotomia implantare l'insulto termico e meccanico all'osso deve essere minimizzato.

2.3 Stato dell'arte

Le cause dell'eccessivo aumento di calore durante l'operazione di foratura sono state indagate a lungo.

L'obiettivo principale degli studi riguardanti la chirurgia implantare è quello di osservare la generazione di calore testando metodologie differenti, e di individuare la soluzione migliore al problema del surriscaldamento.

A seguire sono stati riportati i risultati ottenuti da alcuni studi variando nel corso delle osteotomie la misura di alcune variabili, per osservare se e in che misura queste influenzano la variazione di temperatura.

- **Profondità di perforazione**

I siti per impianti dentali possono essere più o meno profondi.

E' stato dimostrato che, realizzando diverse osteotomie a profondità differenti sia con trapani convenzionali che con quelli piezochirurgici, il fattore che contribuisce in maniera significativa al surriscaldamento in tutte le prove è

la profondità a cui si effettua la foratura [2].

Per valutare i cambiamenti di temperatura nell'osso durante la preparazione di un sito implantare sono stati ripetuti tre cicli da 10, 20 e 30 perforazioni, utilizzando lo stesso strumento rotante, variando la profondità di perforazione da 8 mm a 13 mm.

In tutte le prove è stato utilizzato un sistema per l'irrigazione.

Il massimo valore di temperatura registrato è stato di 38.10°C a partire da una media iniziale di 27.99 °C, utilizzando il trapano piezoelettrico per la perforazione alla profondità di 13 mm.

Le frese convenzionali hanno provocato uno sviluppo di calore più contenuto, raggiungendo una massima di 33.6°C alla profondità di 13 mm e partendo da una temperatura iniziale di 26.64°C.

In media l'aumento di temperatura è stato meno elevato effettuando perforazioni alla profondità di 8 mm, per entrambe le tipologie di trapano utilizzate. In ogni caso la temperatura massima raggiunta si è mantenuta al di sotto della soglia termica consentita.

La profondità di perforazione è dunque una delle cause primarie dello sviluppo di calore durante l'osteotomia, a causa della frizione generata dai residui ossei che si staccano dal tessuto e della minore irrigazione.

L'usura delle frese, visibile dopo 30 perforazioni, non è stata significativa nello sviluppo di calore durante il fresaggio.

L'immagine in Fig. 2.3 è un'immagine termica a infrarossi mostrante i valori massimi di temperatura registrati in ogni regione di interesse durante la preparazione di un sito implantare.

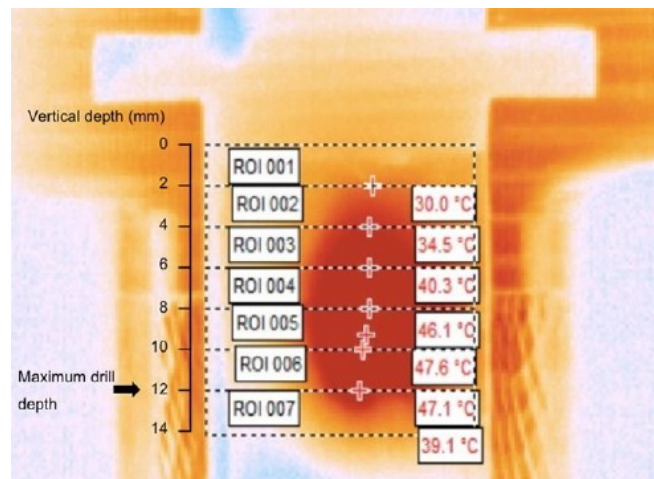


Figura 2.3: Immagine termica a infrarossi mostrante i valori massimi di temperatura registrati per ciascuna regione di interesse (ROI)

Come si può constatare il valore massimo di temperatura viene rilevato in corrispondenza della massima profondità a cui si effettua la perforazione, a riprova del fatto che all'aumentare di questo parametro si verifica un crescente sviluppo di calore.

Per ovviare a questo problema, si può scegliere di effettuare perforazioni ripetute ad una certa distanza temporale, così da poter rimuovere i trucioli che periodicamente si staccano dall'osso e permettere alla zona di raffreddarsi, evitando il surriscaldamento eccessivo.

- **Perforazioni ripetute e presenza della guida chirurgica**

Altri studi hanno rivolto l'attenzione al confronto tra la generazione di calore prodotta durante una pratica chirurgica guidata e quella ottenuta utilizzando un approccio convenzionale, entrambi effettuando dapprima una singola foratura, poi perforazioni ripetute con punte di diametro crescente (2.2 mm, 2.8 mm, 3.5 mm, 4.2 mm) e mantenendo un intervallo di 9 secondi tra una foratura e l'altra, necessario per cambiare le punte [1].

Tutte le prove sono state effettuate partendo da una temperatura iniziale di 25°C, irrigando il sito implantare con acqua distillata alla velocità di 40 ml/min.

La preparazione chirurgica guidata è conveniente sotto diversi aspetti, essendo caratterizzata da una migliore accuratezza, efficienza e riduzione dell'errore chirurgico.

Ciononostante è stato verificato che il rischio di aumento di temperatura con conseguente necrosi dei tessuti è maggiore per la punta da 2,2 mm, 3,5 mm e 4,2 mm rispetto alla foratura tradizionale per due principali motivi. Innanzitutto la presenza della guida ostacola l'ingresso dell'acqua nel foro, utilizzata per raffreddare il sito, e in secondo luogo l'attrito che si viene a creare tra il trapano e il manico di guida causa un notevole aumento di calore.

Paragonando invece le prove effettuate con una singola foratura e con perforazioni ripetute, nel secondo caso si è registrato un aumento di temperatura maggiore, poiché il sito dell'impianto viene ripetutamente surriscaldato.

Il limite termico di 47°C non è mai stato superato, ad eccezione per la perforazione con la punta di 4,2 mm e quando è stata utilizzata la guida chirurgica. I risultati ottenuti sono mostrati nel grafico in Fig. 2.4.

Perciò, quando si utilizza la chirurgia implantare guidata, è preferibile effettuare una singola foratura rispetto ad una procedura sequenziale, per alleviare la produzione di calore.

Potrebbe essere utile effettuare l'osteotomia con un intervallo di tempo più breve tra un passaggio e l'altro, poiché verrebbe ridotto il tempo totale di

esposizione al calore.

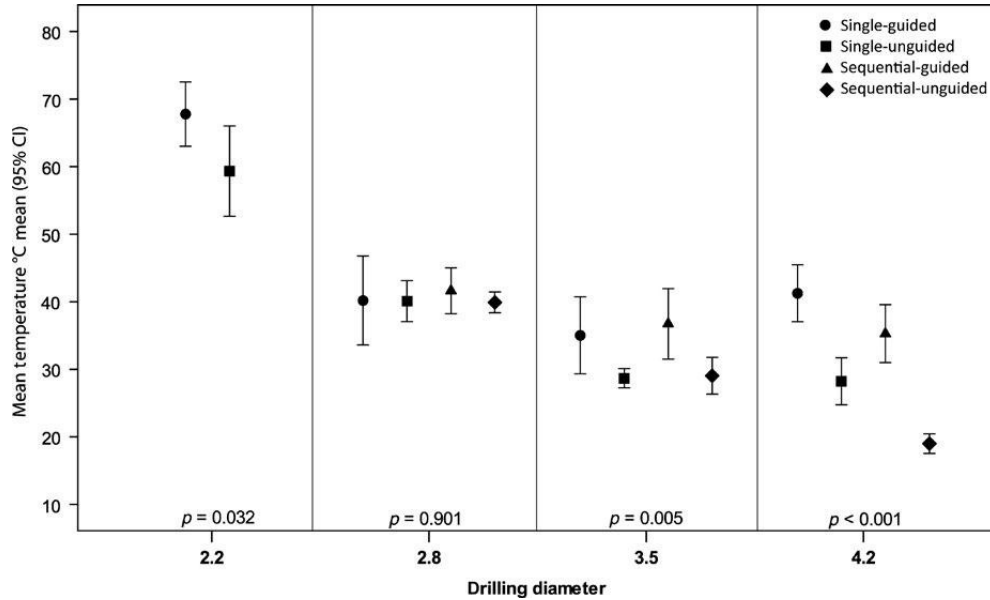


Figura 2.4: Confronto dell'incremento di temperatura tra i quattro gruppi

- **Volume di irrigazione e carico applicato**

Altri due parametri che sono stati fatti variare per analizzare le variazioni temperatura durante la fresatura sono il carico applicato al trapano e il volume di irrigazione [5].

Le prove sono state realizzate utilizzando frese soniche, ultrasoniche e convenzionali su due diversi strati ossei, corticale e spugnoso.

Sono stati montati dei manipoli su un supporto per trapano verticale e sono stati fissati pesi standardizzati alle loro parti superiori per esercitare carichi di 5, 8, 15 e 20 N, e volumi di irrigazione di 20, 50 e 80 ml/min per ogni carico.

I due strati ossei hanno manifestato comportamenti simili durante tutte le procedure.

Le prove effettuate hanno condotto alla conclusione che la variazione del carico applicato non ha avuto alcun effetto sull'aumento di temperatura, mentre un aumento del volume di irrigazione ha comportato temperature più basse durante tutte le osteotomie testate.

Gli strumenti rotanti convenzionali hanno causato un aumento di temperatura di 6.5°C ad una irrigazione di 20 ml/min, diminuendo di volta in volta

all'aumentare del volume di irrigazione.

Le frese classiche, rappresentate in grigio scuro negli istogrammi in Fig. 2.5, sono state associate ad uno sviluppo di calore più elevato rispetto all'osteotomia sonica, in grigio chiaro, e ultrasonica, in bianco.

In nessun caso, comunque, è stata raggiunta la soglia critica di 47°C.

La presenza del sistema refrigerante svolge un ruolo fondamentale nella prevenzione della generazione di calore nel sito dell'osteotomia, poiché consente una migliore dissipazione del calore accumulato durante la fresatura.

Tuttavia un sistema di raffreddamento inadatto determina una aumentata tendenza all'intasamento, cioè all'accumularsi di materiale di limatura con una conseguente diminuzione della velocità di taglio.

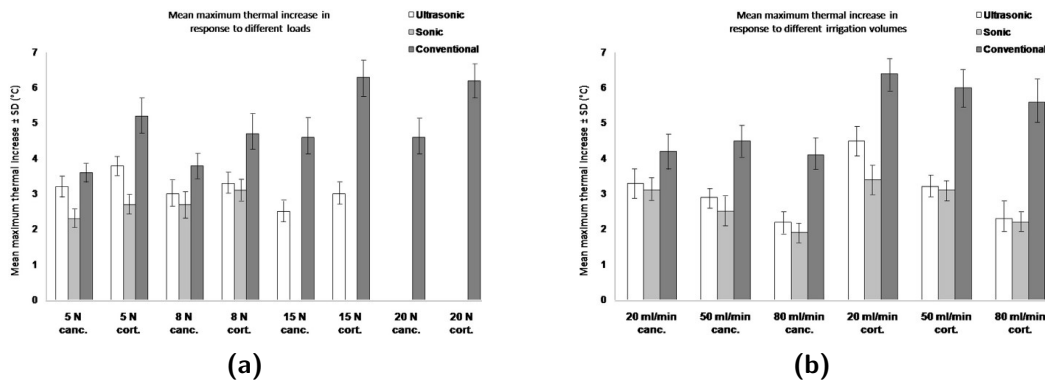


Figura 2.5: (a): Variazione della temperatura al variare del carico applicato.
 (b): Variazione della temperatura al variare del volume di irrigazione.

• Materiale di costruzione

Il materiale e il design del trapano, unito al numero di usi a cui viene sottoposto, influenzano anch'essi la temperatura dell'osso durante la preparazione del sito implantare.

E' stato dimostrato da uno studio che l'utilizzo di punte in acciaio causa un minore sviluppo di calore rispetto alle punte in ceramica [6].

Un carico di perforazione costante di 2,0 kg è stato applicato durante le procedure, alla velocità di 1.500 giri/min.

Le temperature massime medie ottenute alla profondità di 3 mm, 6 mm e 9 mm sono riportate nel grafico in Fig. 2.6

Alla profondità di 3 mm è stato registrato un aumento di calore più elevato

con i trapani in ceramica, mentre a profondità crescenti non si sono verificate differenze significative nell'aumento di calore per entrambi i materiali testati. La ragione per cui inizialmente si registra un aumento di temperatura maggiore con le punte fresanti in ceramica potrebbe essere dovuto alla minore conducibilità termica della ceramica rispetto all'acciaio, aspetto che provoca l'accumulo di calore nella zona di attrito.

In nessun caso la temperatura ha raggiunto il valore di 47°C; sono dunque necessari ulteriori studi per testare l'influenza del materiale sul calore generato.

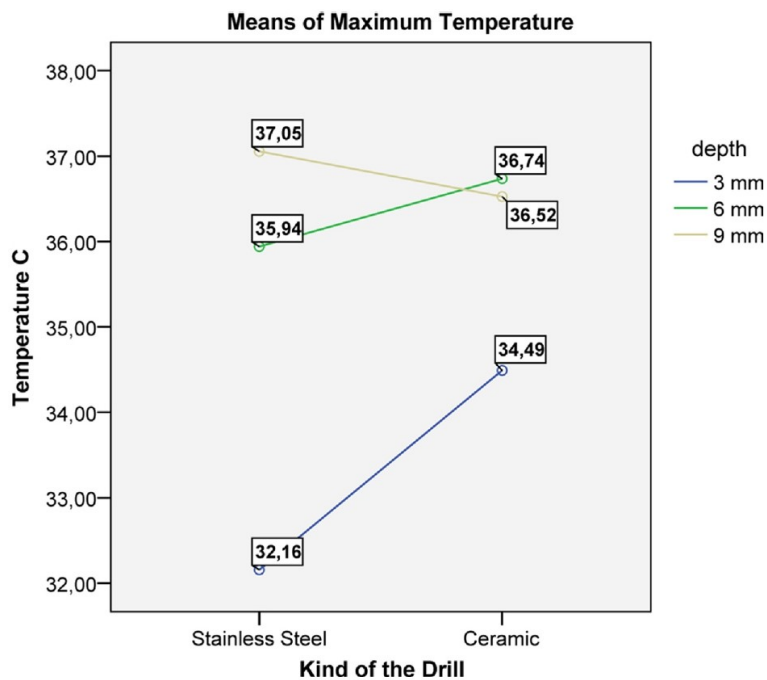


Figura 2.6: Andamento delle temperature medie massime alle diverse profondità di perforazione per entrambi i materiali utilizzati

3 Materiali e Metodi

Nel seguente capitolo viene descritto l'esperimento effettuato in laboratorio. Lo scopo delle prove è quello di analizzare l'incremento di temperatura durante la foratura in funzione di un parametro, la velocità di rotazione del trapano, le cui variazioni provocano un diverso surriscaldamento del tessuto osseo.

Dall'analisi compiuta da studi precedenti riguardo il comportamento del tessuto osseo al variare della velocità di rotazione è noto che più si aumenta quest'ultima e migliore sarà il grado di finitura della superficie lavorata.

Un aumento del numero di giri per minuto determina infatti un aumento della rimozione dei tessuti dentali, ma non comporta necessariamente una maggiore efficienza di taglio; una velocità troppo alta comporta soltanto intasamento e conseguente surriscaldamento generato dalla frizione.

3.1 Setup sperimentale

Il banco di misura costruito per effettuare il fresaggio si compone di diversi ambienti.

L'impalcatura del sistema è costituita da un manipolo con trapano, mostrato in Fig. 3.1, che viene fatto scorrere verticalmente verso il basso, sotto l'azione del proprio peso, fino a raggiungere uno stop verticale. Qui si trova un 3B orthobone, blocco utilizzato per test biomeccanici, che simula le caratteristiche della struttura ossea in esame.

Esso è saldamente fissato ad un sostegno fisso e viene posizionato in modo tale che la punta del trapano, una volta scesa, vada ad effettuare il foro ad una distanza di 2 mm dal bordo.

Per rilevare la temperatura si utilizza una termocamera a infrarossi posizionata di fronte al blocchetto: questo strumento è in grado di misurare l'energia infrarossa emessa da ogni corpo con una temperatura superiore allo zero assoluto, riuscendo a rendere visibile la distribuzione delle temperature delle

aree inquadrare, generando una foto.

La tecnologia di questi strumenti è ottica e quindi, a differenza delle tradizionali tecnologie per la misura della temperatura, senza contatto. Il modello utilizzato in laboratorio è FLIR Thermacam s40, con una sensibilità minore di 0.1°C , un detector 320×240 px, un range di misurazione che va dai -40 ai 1500°C , e un'ottica a 45° .

La termocamera è collegata ad un computer.

Si rende necessaria inoltre la presenza di un dispositivo di irrigazione, solidale al trapano, per raffreddare la zona in cui è avvenuta l'osteotomia. Questo dispositivo entra in funzione non appena il trapano inizia la foratura, facendo scorrere acqua lungo la zona superiore del blocchetto Orthobone alla velocità di 40 ml/min .

Per evitare che la superficie anteriore, perpendicolare al banco e ripresa della termocamera per la misura di temperatura, venga bagnata dal sistema refrigerante, è stato montato uno schermo di protezione, realizzato con un software e stampato con una stampante 3D.

Infine si fa uso di un aspiratore per eliminare l'acqua in eccesso.

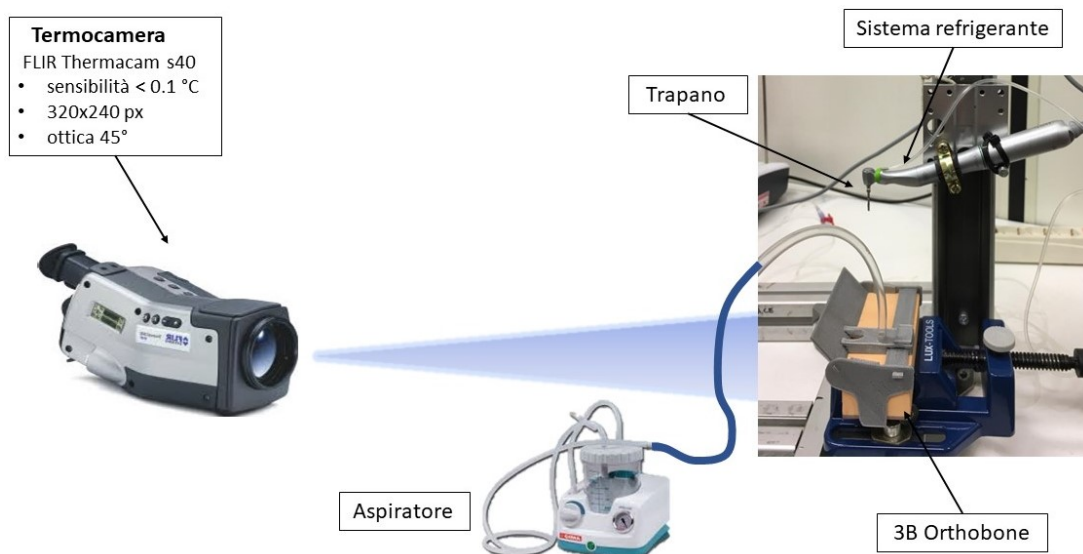


Figura 3.1: Banco di misura utilizzato in laboratorio

Per prima cosa vengono impostati i valori dei parametri da mantenere costanti durante tutte le prove.

Il diametro della punta pilota del trapano ha una grandezza standard di 2 mm, e la profondità di perforazione viene fissata ad 1 cm.

Si assume che il sistema refrigerante sia sempre presente e di effettuare la foratura a 2 mm dal bordo esterno del blocchetto.

Tutte queste variabili influenzano il surriscaldamento del tessuto osseo, provocando un diverso incremento di temperatura.

Per quanto riguarda il diametro delle frese, quelle di diametro minore generano più calore rispetto alle frese di diametro maggiore, perché con queste ultime è minore la velocità massima consentita.

D'altro lato però, la punta di diametro più grande consente l'asportazione di una maggiore quantità di tessuto nel minor tempo, riducendo lo stress termico apportato al materiale.

Come già constatato da studi precedenti, anche la profondità di perforazione e la presenza del sistema di irrigazione incidono sulle variazioni di temperatura in maniera considerevole [2, 4, 5].

Si sceglie di mantenere costanti questi parametri in modo da effettuare il confronto sulle variazioni di temperatura raggiunte in funzione della sola velocità di rotazione.

Si cerca di mantenere costante anche il tempo di durata di tutte le prove, per far sì che i dati siano maggiormente confrontabili.

3.2 Protocollo di misura

Si inizia la procedura e la maniglia con la punta fresante, una volta rilasciata, scende verticalmente verso il blocchetto, dopo aver impostato la velocità di rotazione del trapano a 800 rpm.

Quest'ultimo viene messo in funzione, e contemporaneamente viene avviata la ripresa della termocamera.

La fresa impiega circa un secondo per raggiungere la superficie del blocchetto, dopodiché inizia la perforazione.

Il sistema refrigerante entra in funzione e l'acqua penetra nel sito, venendo di volta in volta prelevata dall'aspiratore.

L'osteotomia ha una durata di dieci secondi, ma si protrae la ripresa fino a venti secondi per osservare il decremento di temperatura dopo l'estrazione della punta del trapano.

La procedura viene ripetuta per sette volte nelle medesime condizioni.

Terminate le prove a 800 rpm, viene aumentata la velocità di rotazione del trapano a 2000 rpm.

Si effettuano otto prove a questa nuova velocità, mantenendo invariati me-

todiche e parametri fissi.

3.3 Analisi dati

Terminate le prove, la termocamera viene collegata ad un computer.

Poiché questo strumento registra video da un frame al secondo, si avranno a disposizione un numero di immagini pari ai secondi di durata della prova.

L'area inquadrata, una matrice di pixel di dimensioni 240x320, viene ridimensionata per focalizzarsi nella zona in cui si concentra il surriscaldamento osseo, così da individuare una regione di interesse di dimensioni 81x61.

Entrambe le matrici sono raffigurate in Fig. 3.2

Si possono quindi analizzare i singoli frame mostranti le diverse bande di temperatura raggiunte durante l'osteotomia.

La superficie del blocco Orthobone è chiaramente riconoscibile, evidenziata da una linea orizzontale di colore blu, che si trova una temperatura di 22°C. E' la zona più fredda di tutta la ROI, a causa del sistema di irrigazione che raffredda la superficie.

Al centro dell'immagine, in giallo, viene mostrato l'aumento di temperatura all'interno del tessuto osseo riscaldato dopo aver effettuato la perforazione.

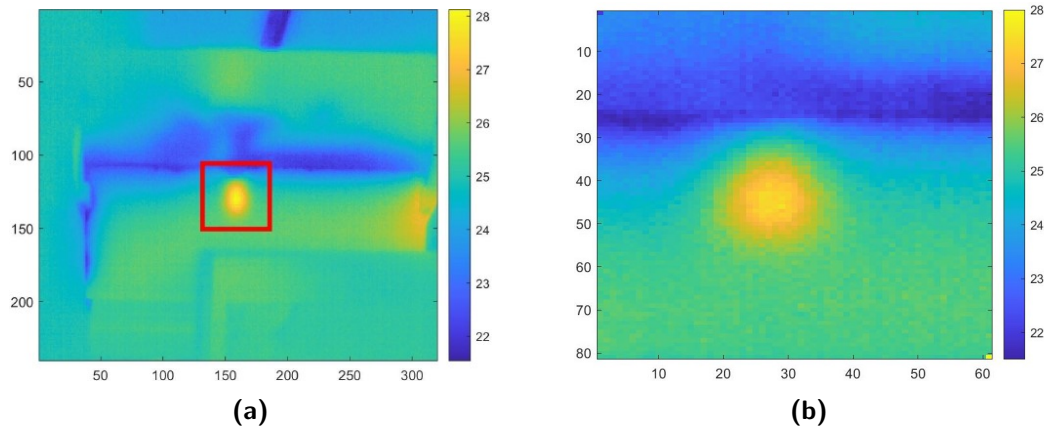


Figura 3.2: (a): matrice 240x320 ripresa dalla termocamera
(b): ROI 81x61 centrata nell'area di interesse

All'interno della ROI sono stati ricercati due parametri significativi per lo studio del calore generato: la temperatura massima raggiunta e l'incremento di temperatura per ciascun frame di ogni prova.

I dati sono stati ricavati utilizzando il software MATLAB R2020a.

Come temperatura iniziale è stata selezionata la media della ROI per ogni prova, mentre come temperatura massima è stato ricercato il valore più alto all'interno della matrice.

Una volta ricavate queste informazioni è stato possibile rappresentare graficamente l'andamento e l'incremento di temperatura di ogni prova, in funzione del tempo.

E' stato scelto il frame successivo all'estrazione del trapano dal materiale come tempo di riferimento per il termine della procedura.

Il tempo impiegato da ogni prova a raggiungere il picco massimo di temperatura è stato in media a metà della ripresa, nell'istante precedente all'estrazione del trapano.

4 Risultati sperimentali

Il seguente capitolo passa in rassegna i risultati ottenuti dalle prove a diversa velocità.

Il grafico in Fig. 4.1 mostra l'andamento della temperatura massima della ROI registrata per ogni frame di ciascuna prova.

In rosso sono state disegnate le curve relative alle prove effettuate a 2000 rpm, in blu quelle a 800 rpm.

Le linee tratteggiate indicano l'andamento della temperatura massima per ogni prova, quella marcata è la media delle temperature massime.

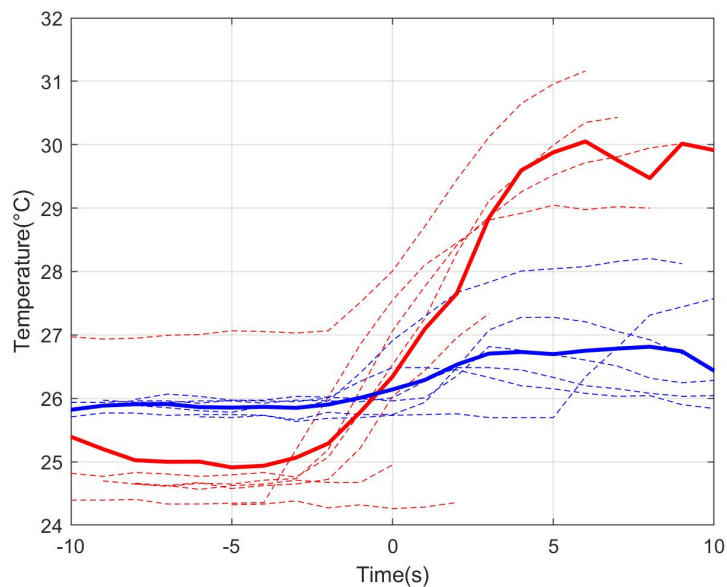


Figura 4.1: Andamento della temperatura massima per ogni frame di ogni prova

Nei primi secondi di ciascuna prova non si registra un incremento di temperatura perché l'irrigazione permette di raffreddare tempestivamente l'area sottoposta al fresaggio.

Al crescere del tempo l'aumento di temperatura è più evidente, poiché l'acqua penetra sempre meno nel sito dell'impianto.

Il valore massimo di temperatura viene raggiunto per entrambe le velocità alla profondità di 8 mm.

Dopodiché la temperatura cessa di aumentare e inizia il raffreddamento.

Nelle prove a 800 rpm la temperatura di partenza è di circa 25°C, mentre le prove a 2000 rpm partono da una temperatura meno elevata, di circa 24°C.

In generale si nota che nelle prove a 800 rpm il decremento di temperatura, avvenuto dopo il picco massimo, è più evidente rispetto alle prove a velocità maggiore, in quanto in questo caso è minore il surriscaldamento provocato al tessuto, e dunque quest'ultimo si raffredda più velocemente.

Le prove a 2000 rpm invece continuano a surriscaldarsi al crescere del tempo, e le curve a salire più a lungo.

Il grafico in Fig. 4.2 descrive invece l'incremento di temperatura, per ogni prova, di ogni frame rispetto al frame precedente.

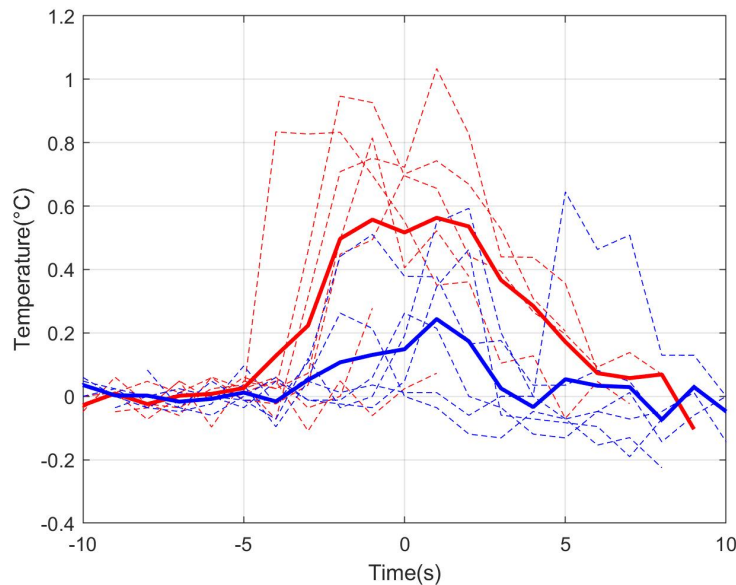


Figura 4.2: Incremento di temperatura tra un frame e il precedente

In accordo con quanto detto finora, la variazione di temperatura nei primi secondi di ciascuna prova è minima.

Al crescere del tempo aumenta l'incremento di temperatura tra un frame e

l'altro, e l'osso inizia a surriscaldarsi velocemente.

Una volta raggiunto il picco massimo registrato, la velocità di variazione della temperatura inizia a diminuire.

L'incremento è meno rapido perché, subito dopo aver raggiunto il massimo valore di temperatura, inizia il raffreddamento.

Quest'ultimo però non è istantaneo, ma graduale, perché il tessuto è ancora surriscaldato dalla fresatura.

Terminata la durata della prova si è tornati pressoché alla temperatura di partenza: il tempo impiegato dall'estrazione del trapano alla fine della ripresa è stato sufficiente a riportare il tessuto alle condizioni termiche iniziali. L'aspetto che accomuna tutte le prove è che non è mai stato superato il limite termico consentito, essendo le temperature massime registrate nettamente inferiori a 47°C. I dati riguardanti l'incremento di temperatura nelle prove effettuate sono mostrati in Fig. 4.3.

Nelle prove a 800 rpm, partendo da una temperatura media iniziale di 24.7°C, si è registrato un incremento termico medio di 2.34°C.

Aumentando la velocità di rotazione a 2000 rpm anche il calore sviluppato ha subito un incremento.

Da una temperatura media iniziale di 23.9°C, dall'inizio della procedura è stata registrata la massima di 31°C, con un incremento medio di 6.25°C.

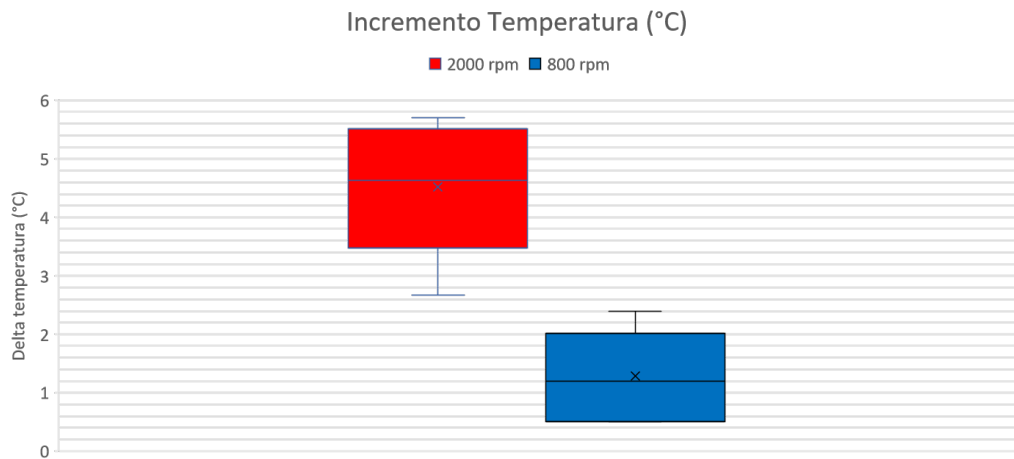


Figura 4.3: Incremento medio di temperatura delle prove a 800 e a 2000 rpm

5 Conclusione

Ad oggi la maggior parte degli impianti dentali viene posizionata utilizzando una tecnica chirurgica basata su strumenti rotanti.

Tuttavia, l'odontoiatria ha recentemente implementato la chirurgia piezoelettrica, introdotta per superare alcuni dei limiti dei tradizionali strumenti rotanti di chirurgia ossea.

Indipendentemente dalla tecnica utilizzata, quando in chirurgia dentaria si fa ricorso al taglio di un tessuto osseo per la realizzazione di una sede implantare, è una prerogativa indispensabile effettuare l'intervento in totale sicurezza per il paziente.

Dunque è opportuno controllare continuamente con attenzione la profondità del letto implantare, evitando ripetizioni non necessarie e un avanzamento eccessivamente lento della fresatura, che provocherebbero danni alle strutture anatomiche sensibili.

Lo studio proposto ha avuto come scopo quello di porre l'attenzione al surriscaldamento del tessuto osseo durante la creazione di un sito per protesi dentali, utilizzando gli strumenti rotanti convenzionali.

Il fulcro della trattazione è stato rivolto alla variazione di temperatura quando viene modificata la velocità di rotazione del trapano, e i risultati ottenuti hanno supportato gli studi fatti in precedenza confermando che il surriscaldamento è più aggressivo con l'aumentare della velocità di rotazione del trapano, ma non al punto tale di surriscaldare il tessuto osseo fino a superare il limite termico di 47°C .

Confrontando i dati relativi all'aumento di temperatura al variare della velocità di rotazione con quelli della letteratura, è stato constatato che, nello studio riguardante la variazione di temperatura al variare della profondità di perforazione [2], alla profondità di 8 mm la temperatura massima media registrata era di 35.8°C , superiore a quella da noi riportata.

Si può dunque asserire che l'utilizzo di un sistema refrigerante, combinato con una opportuna velocità di rotazione, sembra essere un metodo sicuro per la preparazione del sito dell'impianto e la perforazione dell'osso in termini di controllo della temperatura.

La relazione tra il calore generato e l'osteotomia di perforazione, tuttavia, è di natura multifattoriale e la sua complessità non è stata completamente studiata.

La mancanza di conoscenze scientifiche su questo problema esiste ancora.

Ulteriori studi dovrebbero essere condotti per determinare i vari fattori che generano meno calore durante l'osteotomia.

Con tutti i limiti di questo studio e la necessità di ulteriori lavori a confronto, si possono considerare efficaci i sistemi di impianto finora testati e non a rischio di provocare surriscaldamento osseo che può portare a necrosi.

Bibliografia

- [1] Frösch, L.; Mukaddam, K.; Filippi, A.; Zitzmann, N.U.; Kühl, S. Comparison of heat generation between guided and conventional implant surgery for single and sequential drilling protocols-an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research* **2018**, 30, 121-130, doi:10.1111/clr.13398.
- [2] Fugito, K.Jr.; Cortes, A.R.; de Carvalho Destro, R.; Yoshimoto, M. Comparative Study on the Cutting Effectiveness and Heat Generation of Rotary Instruments Versus Piezoelectric Surgery Tips Using Scanning Electron Microscopy and Thermal Analysis. *Int. J. Oral Maxillofacial Implants* **2018**, 33, 345-350, doi:10.11607/jomi.5806.
- [3] Mediouni, M.; Kucklick, T.; Poncet, S. et al. An overview of thermal necrosis: present and future. *Curr Med Res Opin.* **2019**, 35, 1555-1562, doi:10.1080/03007995.2019.1603671.
- [4] Rashad, A.; Kaiser, A.; Prochnow, N.; Schmitz I.; Hoffmann; E.; Maurer, P. Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clin Oral Implants Res* **2011**, 22, 1361-5, doi:10.1111/j.1600-0501.2010.02126.x.
- [5] Rashad, A.; Sadr-Eshkevari, P.; Heiland, M. et al. Intraosseous Heat Generation During Sonic, Ultrasonic and Conventional Osteotomy. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* **2015**, 43, 1072–1077, doi: 10.1016/j.jcms.2015.05.018.
- [6] Sumer, M.; Misir, A.F.; Telcioglu N.T.; Guler A.U.; Yenisey M. Comparison of Heat Generation During Implant Drilling Using Stainless Steel and Ceramic Drills. *J. Oral Maxillofac. Surg.* **2011**, 69, 1350–1354, doi: 10.1016/j.joms.2010.11.001.