



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

Sviluppo di un banco di prova per la
misurazione della temperatura generata
da frese odontoiatriche su strutture
ossee

Development of a test bench for
measuring the temperature generated
by dental drills on bone structures

Relatore: Chiar.mo
Prof. Lorenzo Scalise

Tesi di laurea di:
Giulia Del Borrello

Anno Accademico 2020-2021

Indice

1. Introduzione

- 1.1 Chirurgia orale
- 1.2 Stato dell'arte
- 1.3 Scopo della tesi

2. Materiali e Metodi

- 2.1 Setup sperimentale
- 2.2 Procedura di misurazione
- 2.3 Analisi dei dati

3. Risultati sperimentali

4. Conclusioni

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.

La mancanza congenita o la perdita di uno o più denti possono essere risolte con l'inserimento di un impianto dentale, una vite inserita nell'osso che va a sostituire la radice del dente naturale mancante.

La stabilizzazione meccanica dell'impianto durante l'inserimento permette il rimodellamento osseo attorno all'impianto stesso. Quando il processo di guarigione è completo, la stabilità meccanica iniziale viene completamente sostituita dalla "stabilità biologica".

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. E' importante prevenire uno sviluppo elevato del livello di calore che può portare alla morte del tessuto osseo quando la temperatura raggiunge i 47°C. Questo fenomeno è noto come osteonecrosi termica. L'osteonecrosi genererà parziale o permanente distruzione della capacità rigenerativa del tessuto [12].

Il mantenimento della vitalità delle cellule ossee, infatti, è un importante prerequisito per il processo di guarigione e maturazione dell'impianto, e per stabilire un contatto stabile tra osso ed impianto protesico.

Inizialmente verranno presentate le caratteristiche salienti e i 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 e una piezoelettrica, per valutare le variazioni di temperatura

durante la procedura.

Infine si procederà alla discussione dei risultati ottenuti.

1.1 Chirurgia orale

La chirurgia orale è una branca della chirurgia che utilizza tecniche strumentali per effettuare operazioni chirurgiche che interessano il cavo orale.

Tra queste vi è l'implantologia, una procedura che consiste nel posizionamento di un impianto dentale nell'osso dell'arcata dentale interessata (fig.1.1). Gli impianti dentali sono costituiti da perni realizzati in materiale biocompatibile che non provocano reazioni da corpo estraneo. Il materiale più frequentemente utilizzato è il titanio, in quanto permette una migliore osteointegrazione, andando a formare un intimo legame con l'osso grazie alla sua elevata biocompatibilità.

Il risultato è un legame stabile tra osso e impianto dentale che permette di sopportare carichi masticatori elevati. L'impianto viene lasciato all'interno dell'osso e della gengiva per il tempo necessario all'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 1.1: Impianto protesico

Il campo dell'odontoiatria è in continua evoluzione e al suo interno giocano un ruolo fondamentale i materiali, sfruttati in questo caso per velocizzare il tempo di lavoro e aumentare la precisione al fine di ottenere i migliori risultati. Le frese odontoiatriche sono degli strumenti metallici utilizzati per tagliare, lucidare e levigare le superfici dei denti o eliminare la carie. Attualmente le frese disponibili sul mercato sono in continuo sviluppo e offrono minore usura e maggiore durata anche quando vengono utilizzate contro alte resistenze.

Tra le loro qualità principali si può evidenziare la durezza e la velocità di movimento rotatorio che permette di velocizzare il trattamento odontoiatrico e di eseguirlo con la massima precisione. Il materiale più utilizzato per la loro costruzione risulta essere il titanio, poichè 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.

Negli ultimi anni per effettuare i trattamenti si sta diffondendo l'utilizzo della piezochirurgia, che sfrutta strumenti che anzichè ruotare (come i trapani tradizionali) eseguono delle oscillazioni con frequenze diverse che riducono l'attrito e rendono meno traumatica la seduta.

Il momento biologico dell'asportazione deve essere eseguito con la massima attenzione da parte del chirurgo e nella massima conservazione dei tessuti ancora sani.

Le frese chirurgiche 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.

Il rischio maggiore, infatti, risulta essere il superamento del limite termico consentito.



Figura 1.2: Frese odontoiatriche

Il successo delle operazioni chirurgiche che richiedono la perforazione di ossa dipende in gran parte dalla qualità e prestazioni della procedura di foratura, che produce calore a causa dell'attrito tra l'osso e la punta del trapano. Un alto livello di calore, infatti, porta alla morte delle cellule ossee e alla perdita di afflusso di sangue all'osso.

Questo fenomeno è conosciuto come osteonecrosi termica. L'osteonecrosi come un problema clinico reale genererà parziale o permanente distruzione della capacità rigenerativa del tessuto osseo, provocando guasti catastrofici degli impianti talvolta promuovendo anche infezioni [8]. Il meccanismo d'azione della necrosi termica del tessuto è ben noto e ben documentato. Effetti immediati includono la rottura della membrana cellulare e la coagulazione del flusso sanguigno.

Temperature elevate superiori a 45°C coagulano il sangue e portano alla perdita del flusso ai tessuti. Questo effetto termico è ampiamente utilizzato per l'emostasi della coagulazione e per ablare tessuto indesiderato come nel caso di iperplasia o

tumori. L'obiettivo della perforazione ossea rimane quello di mantenere la temperatura al di sotto della soglia limite, che è di 47°C in caso di osso umano.

1.2 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.

Il materiale e il design del trapano possono influenzare lo sviluppo di calore durante la preparazione del sito implantare.

In alcuni studi recenti sono state introdotte punte in ceramica con le stesse caratteristiche di progettazione di quelle in acciaio [12]. E' stato usato un carico di perforazione costante di 2 kg, alla velocità di 1.500 giri al minuto, misurando la temperatura a profondità di perforazione di 3, 6 e 9 mm.

Le temperature massime medie raggiunte per le tre profondità sono riportate nel grafico in fig.1.3.

La punta in acciaio testata ha generato meno calore rispetto al trapano in ceramica alla profondità di 3 mm. Tuttavia, non vi è alcuna differenza nello sviluppo di calore a profondità maggiori utilizzando i due materiali. La ragione per la quale la punta in ceramica sviluppa calore maggiore a profondità minori potrebbe essere la conducibilità termica inferiore rispetto agli acciai, aspetto che provoca l'accumulo di calore nella zona di attrito.

Anche se è stato generato più calore a profondità minori con la punta fresante in ceramica, non risulta che il materiale della fresa influisca in maniera

considerabile sulla generazione di calore, quindi sono necessari ulteriori studi per determinare la dipendenza della temperatura dal materiale testato.

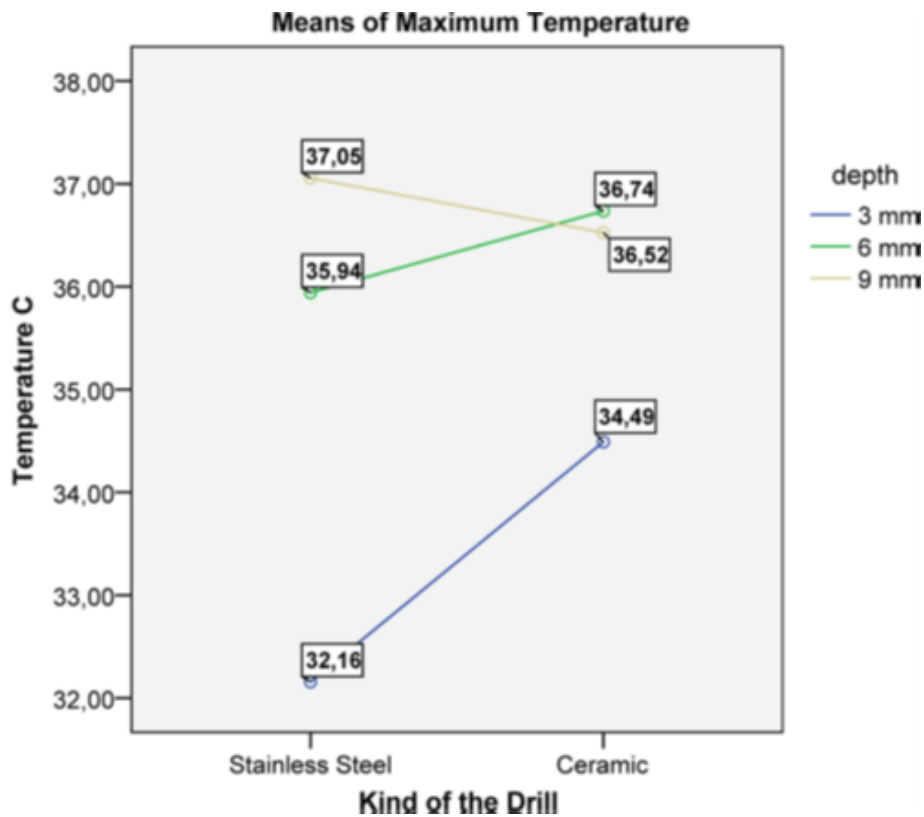


Figura 1.3: Andamento delle temperature medie massime alle diverse profondità di perforazione per entrambi i materiali utilizzati.

Recenti ricerche hanno dimostrato significativi aumenti di temperatura in seguito all'utilizzo di un dispositivo piezoelettrico rispetto ai trapani convenzionali, registrando un surriscaldamento di 10°C superiore rispetto alla soglia raggiunta da questi ultimi.

Il dispositivo chirurgico piezoelettrico, grazie al suo micrometrico taglio selettivo, ha dimostrato essere una valida alternativa per la preparazione del sito d'impianto, a causa della sua relativa sicurezza rispetto ai dispositivi tradizionali quando si lavora in prossimità di strutture vitali come nervi e vasi sanguigni [5]. Sono state applicate due pressioni diverse utilizzando i due dispositivi sopra

citati. I campioni sono stati divisi in 4 gruppi di 6 ciascuno, in base alla strumentazione utilizzata e al carico di pressione applicato, prima di 1 kg e poi 1.5 kg. Nei primi due gruppi è stato utilizzato un dispositivo tradizionale, negli ultimi quello piezoelettrico.

Non sono state rilevate differenze significative nell'incremento di temperatura dovute al carico applicato nelle due tipologie di dispositivi, come osservato in fig.1.4.

In assenza di irrigazione, possono essere raggiunte temperature superiori a 100°C in pochi secondi durante la preparazione per l'osteotomia tramite piezochirurgia, difatti l'assenza di un sistema di raffreddamento può influenzare negativamente l'aumento di temperatura [9].

Tuttavia, nel suddetto studio, l'aumento di temperatura non ha mai superato quella soglia e quando si utilizzava un flusso di irrigazione superiore a 80 mL/min il dispositivo piezochirurgico era sicuro quanto quello tradizionale.

La perforazione tradizionale non ha dato luogo ad un aumento della temperatura al di sopra della soglia critica, suggerendo un approccio clinico più sicuro.

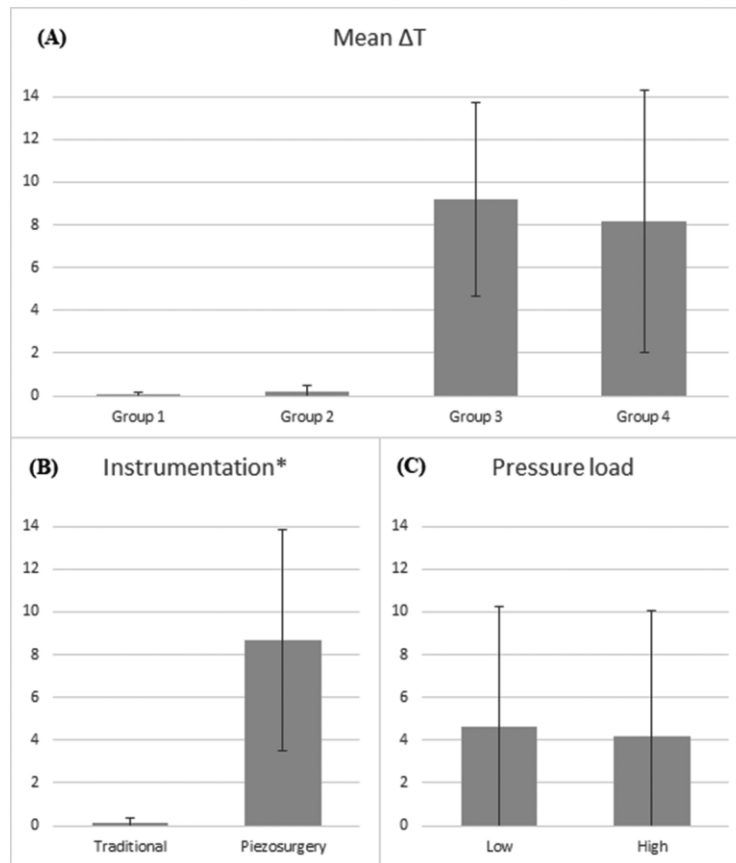


Figura 1.4: Aumento medio della temperatura tra (A) gruppi, (B) strumentazioni, (C) carichi di pressione.

I volumi d'irrigazione, insieme al carico applicato al trapano, sono altri parametri che occorre tenere in considerazione quando vengono studiate le cause del surriscaldamento dei tessuti durante la preparazione implantare.

Sono stati effettuati degli studi in cui frese convenzionali sono state confrontate con quelle ultrasoniche e soniche per determinare lo sviluppo di calore su tessuti ossei corticali e spugnosi facendo variare i due parametri sopra citati [10].

Sono stati applicati carichi di 5, 8, 15 e 20 N con pesi standardizzati in cima ai manipoli. Sono stati utilizzati volumi di irrigazione di 20, 50 e 80 ml/min, effettuando 10 ripetizioni per ogni prova.

Il presente studio ha concluso che sia gli strumenti ultrasonici che sonici inducono molto meno calore rispetto a quelli tradizionali. La fresaonica ha generato il più basso aumento di calore, anche se la differenza non era significativa rispetto alle osteotomie ultrasoniche. In tutte le condizioni i valori

rilevati non hanno mai superato il limite critico di 47 °C, mentre in più osteotomie convenzionali ad alto carico e bassa irrigazione il punto critico era stato quasi raggiunto.

La variazione del carico non ha avuto alcun effetto sulla generazione di calore in entrambi gli strati ossei per tutte le prove effettuate, mentre un aumento del volume di irrigazione ha portato a una riduzione delle temperature sia negli strati corticali che in quelli spugnosi durante tutte le osteotomie testate (fig. 1.5).

Nei casi di un carico elevato sullo strumento, l'irrigazione è stata significativamente aumentata per evitare il surriscaldamento del sito dell'osteotomia. La presenza del sistema refrigerante svolge un ruolo fondamentale nella prevenzione della generazione di calore nel sito di foratura, poiché consente una migliore dissipazione del calore accumulato durante la fresatura. Tuttavia un sistema di raffreddamento inadatto determina una maggiore tendenza all'intasamento, cioè all'accumularsi di materiale di limatura con una conseguente diminuzione della velocità di taglio.

Gli studi sono giunti alla conclusione che osteotomie soniche e ultrasoniche sono vantaggiose in confronto alle osteotomie tradizionali per quanto riguarda lo sviluppo del calore.

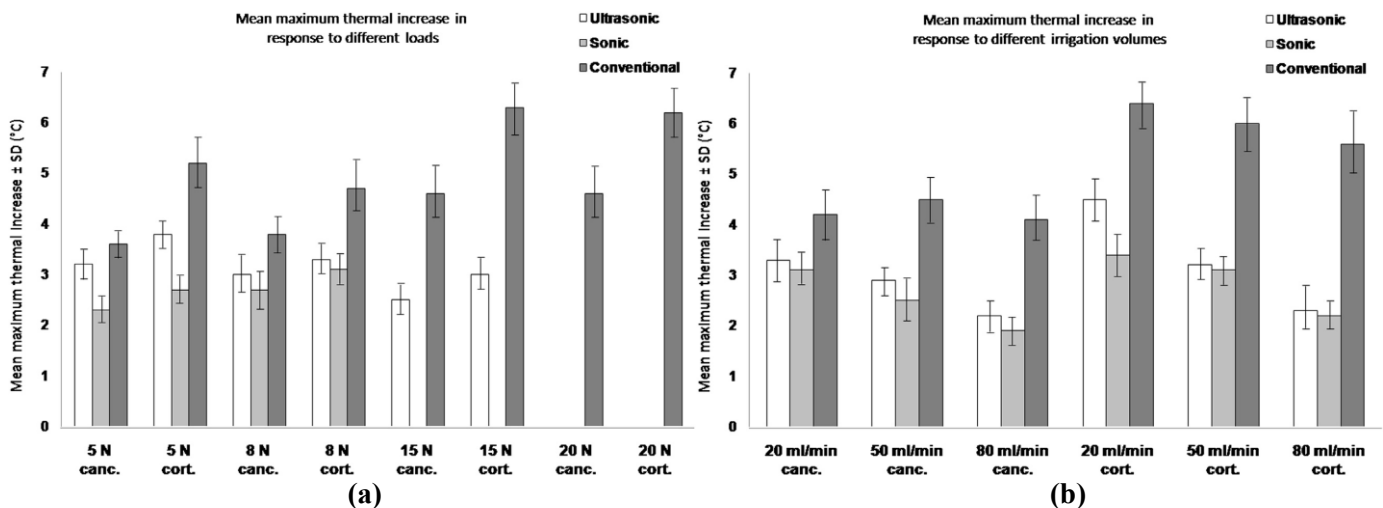


Figura 1.5: (a): Variazione della temperatura al variare del carico applicato.

(b): Variazione della temperatura al variare del volume di irrigazione.

Sono stati effettuati studi per confrontare lo sviluppo di calore durante un'osteotomia guidata e un approccio convenzionale, utilizzando per entrambe dapprima un protocollo di perforazione singolo e poi sequenziale, con punte di diametro via via crescenti (2.2, 2.8, 3.5, 4.2 mm) [3].

Nella letteratura attuale non vi è alcuno studio secondo il quale l'approccio sequenziale genera meno calore rispetto ad una singola perforazione, tuttavia l'utilizzo della guida chirurgica risulta essere una valida alternativa all'approccio convenzionale poiché riduce l'errore chirurgico ed è più precisa. Di contro però, questa tecnica porterebbe ad un incremento di temperatura eccessivo sia perché compromette l'ingresso del fluido d'irrigazione nel sito di perforazione sia per l'attrito che si genera tra il trapano e il manipolo della guida [7].

Ogni protocollo di perforazione è stato ripetuto 10 volte su blocchi di poliuretano espanso. Per il protocollo di foratura singolo, il carico è stato regolato a 2,4 kg, per quella sequenziale è stato scelto di 0,6 kg. Le velocità di rotazione sono state scelte in base alle raccomandazioni del costruttore, mentre la profondità di foratura era di 12 mm e controllata da un arresto di perforazione verticale.

Durante la perforazione sequenziale è stato osservato un periodo di attesa di 9 s prima di iniziare a praticare il foro successivo (tempo necessario per il cambio delle punte). I siti di osteotomia sono stati irrigati con acqua distillata (25°C) a una velocità di 40 ml/min.

Temperature più elevate sono state misurate nell'approccio guidato rispetto al convenzionale, e mediante il protocollo sequenziale piuttosto che con il tradizionale, come suggerivano anche altri studi. Durante la foratura sequenziale guidata con una punta di 4,2 mm il tempo al di sopra dei 47°C era superiore a 1 minuto e ha superato la soglia critica di danno morfologico delle ossa (fig. 1.6). Infatti la perforazione sequenziale ha portato a sviluppi di temperatura generalmente più elevati rispetto alla singola perforazione. Diverse ragioni possono spiegare questo fenomeno: piccoli trapani hanno piccole scanalature che riducono il trasporto di osso fuori dalla cavità rispetto a punte di diametro maggiore, portando così ad aumentare l'attrito e lo sviluppo della temperatura.

Utilizzando punte di diametro maggiore con maggiori scanalature e una singola perforazione questo sviluppo di calore eccessivo potrebbe essere evitato.

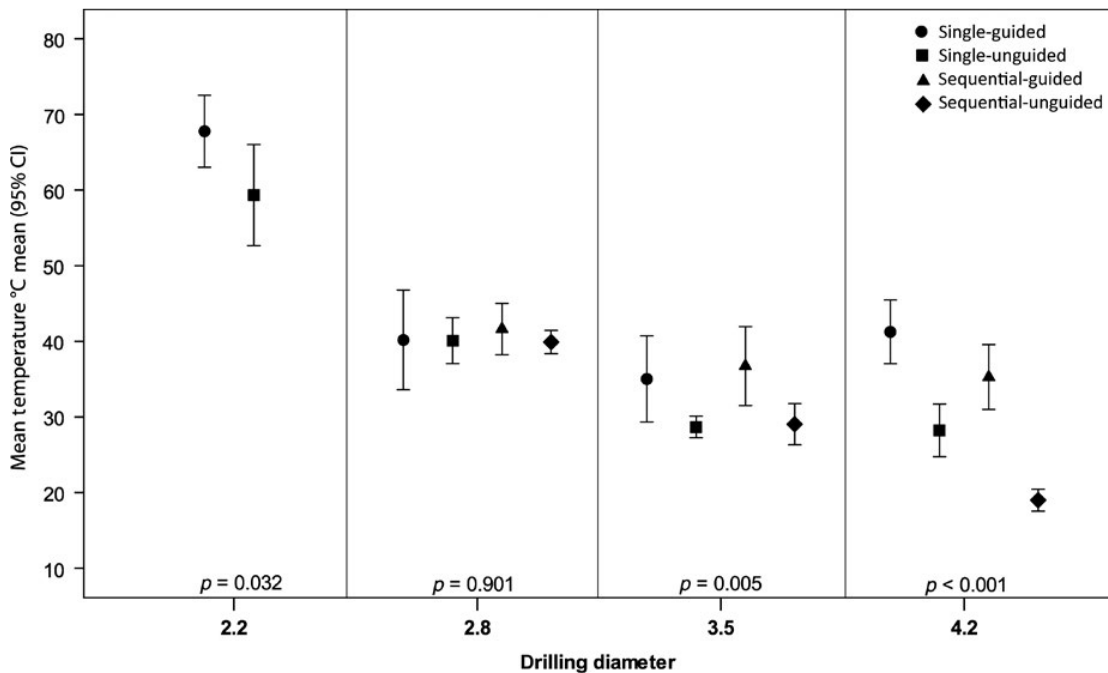


Figura 1.6: Confronto dell'incremento di temperatura tra i quattro gruppi.

Un altro studio si è occupato di valutare le variazioni di temperatura generate nei siti di impianto da osteotomie con due diversi metodi di perforazione (con più punte e con una sola) e di misurare l'influenza dei volumi d'irrigazione sul calore generato [6].

Sono stati preparati due gruppi di 20 campioni ciascuno: le osteotomie sono state completate con quattro punte (1.9, 2.2, 2.8, 3.5 mm) in 20 campioni (gruppo A) e con una sola negli altri 20 (gruppo B). Per 10 campioni in ciascun gruppo (sottogruppi A1 e B1) è stata usata soluzione fisiologica salina a temperatura ambiente, per gli altri 10 campioni in ogni gruppo (sottogruppi A2 e B2) non è stata utilizzata alcuna irrigazione.

I siti di impianto sono stati forati utilizzando le velocità di tornitura raccomandate dal produttore, molto basse rispetto a quelle presenti in altri studi. Velocità più basse, infatti, sono associate ad una minore capacità di taglio e ad

una generazione di calore più elevata, per questo alcuni autori raccomandano addirittura di usare una velocità di foratura tra i 1.000 e 2.000 giri al minuto. Nella pratica clinica, l'ideale dovrebbe essere tra i 1.500 e i 2.000 giri al minuto. In uno studio condotto nel 1996, Brisman ha scoperto che la combinazione di una maggiore velocità di foratura con un maggior carico, fanno sì che la capacità di taglio del trapano sia massimizzata con conseguente riduzione della quantità di calore generato e aumento della rimozione dei tessuti dentali, effetto che non viene riscontrato quando viene aumentando solo uno di questi due parametri [2]. Una velocità troppo alta, infatti, comporta soltanto intasamento e conseguente surriscaldamento generato dalla frizione.

Dunque la velocità di perforazione è un altro parametro da valutare durante un'osteotomia, come il carico applicato.

Nel presente studio non è stato applicato un carico costante, lasciando l'operatore libero di regolare la pressione esercitata in risposta alla resistenza opposta dal trapano nell'osso, in modo da massimizzare la sua capacità di taglio e ridurre il surriscaldamento.

Valutando i risultati, le differenze di temperatura misurate sono clinicamente irrilevanti in termini di calore che hanno generato nel tessuto osseo, indipendentemente dal fatto che è stata o non è stata utilizzata l'irrigazione durante la preparazione del sito implantare.

Vi è un altro studio che confronta l'aumento della temperatura intraossea utilizzando un sistema di perforazione con guida chirurgica prima con e poi senza soluzione salina a temperatura ambiente (25°C) [1]. Un numero sempre maggiore di evidenze, infatti, conferma che l'uso di perforazioni guidate possa fornire una maggiore accuratezza nell'odontoiatria implantare, tuttavia poiché più tessuti molli e la guida stessa circondano l'area di perforazione, possono sorgere problemi circa la conduzione del calore durante la perforazione.

E' stata fissata una velocità di perforazione costante di 800 giri al minuto e sono state studiate punte da 2, 2.5, 3 e 3.5 mm.

Quando è stata utilizzata l'irrigazione esterna l'aumento della temperatura causato

dalla perforazione è stato significativamente privo di effetti, mentre durante la mancanza di raffreddamento diverse misurazioni hanno superato il limite stabilito di 10°C (fig. 1.7). Questo conferma che l'irrigazione esterna può mantenere la temperatura dell'osso al di sotto di quella critica con la tecnica guidata.

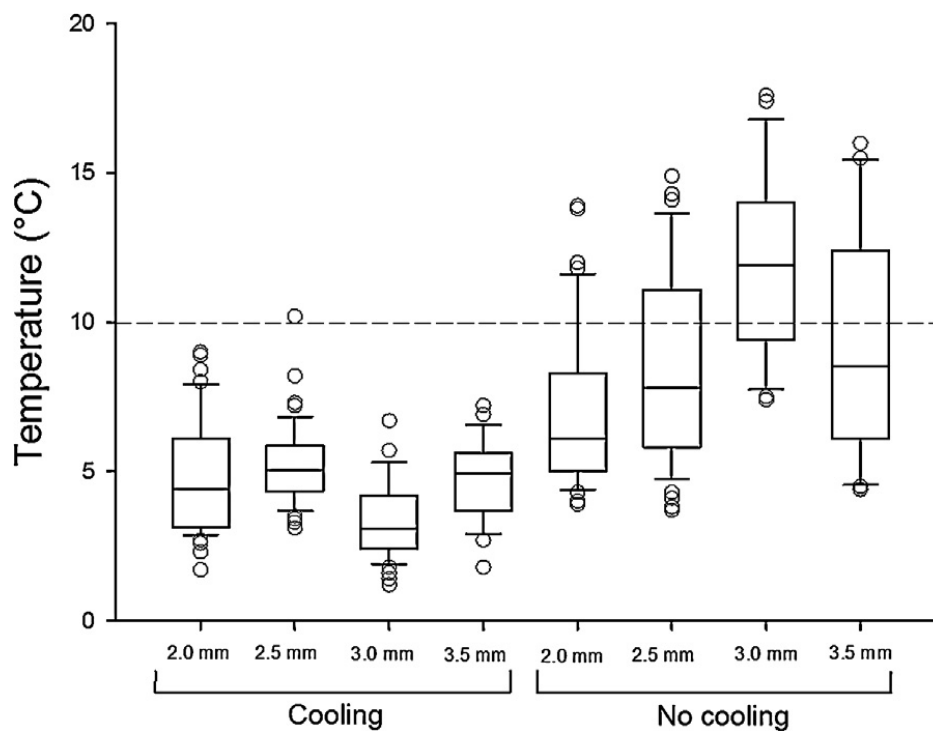


Figura 1.7: Distribuzione delle temperature misurate. La linea orizzontale indica il limite stabilito di 10°C.

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 [4].

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. 1.8 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.

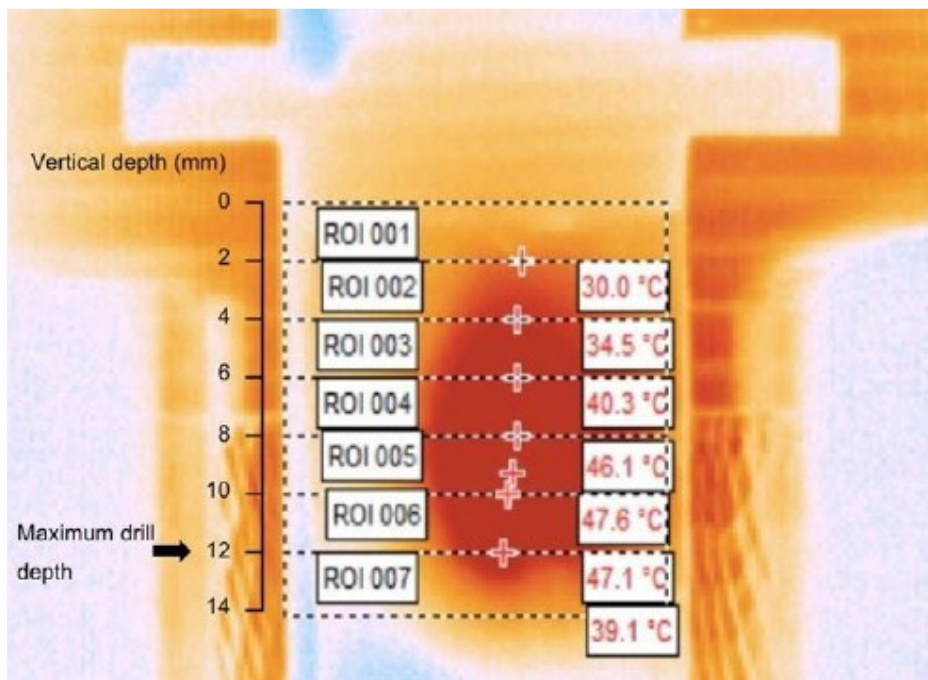


Figura 1.8: Immagine termica a infrarossi mostrante i valori massimi di temperatura registrati per ciascuna regione di interesse (ROI).

1.3 Scopo della tesi

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 utilizzando diverse tipologie di frese: una tradizionale e una piezoelettrica. Verranno utilizzate tre punte differenti per valutare la variazione di temperatura registrata: velo 2 second, pilot 2 second e piezo 2 second. Quest'ultima viene impiegata per il dispositivo piezoelettrico. Al termine delle prove verranno inizialmente valutati due parametri: la massima temperatura raggiunta in ogni foratura e la massima temperatura del delta misurata per ognuna delle tre punte. Successivamente saranno considerate due regioni di interesse (ROI) a 5 e 10 mm di profondità del blocchetto per valutare come la differenza di profondità incide sullo sviluppo di temperatura. Verranno effettuati dei confronti tra i risultati ottenuti per capire come tenere sotto controllo uno sviluppo eccessivo di calore, anche in funzione del dispositivo utilizzato.

2 Materiali e Metodi

Nel seguente capitolo viene descritto l'esperimento effettuato in laboratorio.

Lo scopo delle prove è quello di confrontare l'impatto che una fresa piezoelettrica e una tradizionale hanno sugli incrementi di temperatura durante la foratura.

2.1 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 che viene fatto scorrere verticalmente verso il basso, sotto l'azione del proprio peso, fino a raggiungere uno stop verticale. Sono stati utilizzati un trapano in acciaio inossidabile ed un inserto chirurgico piezoelettrico per osteotomia. Il peso che è stato usato è pari a quello del trapano a cui sono stati aggiunti superiormente due blocchetti per raggiungere 2 kg.

Raggiunto lo stop stabilito, è presente un 3B orthobone, blocco in poliuretano 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 1.5 mm dal bordo.

Come sopra affermato, sono state utilizzate due frese diverse per effettuare le prove, una tradizionale e una piezoelettrica. Le punte prese in esame per l'analisi della temperatura sono state tre: la piezo 2 second, la pilot 2 second e la velo 2 second.

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 termocamera è stata installata a 30 cm dalla superficie del campione di osso artificiale. Inoltre, ogni sito di perforazione è stato collocato nel campione osseo ad una distanza di 1,5 mm dall'area di interesse della telecamera.

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 320x240 px, un range di misurazione che va dai -40 ai 1500°C, e un'ottica a 45°.

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 70 ml/min a 2 cm dal sito di preparazione dell'impianto.

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.

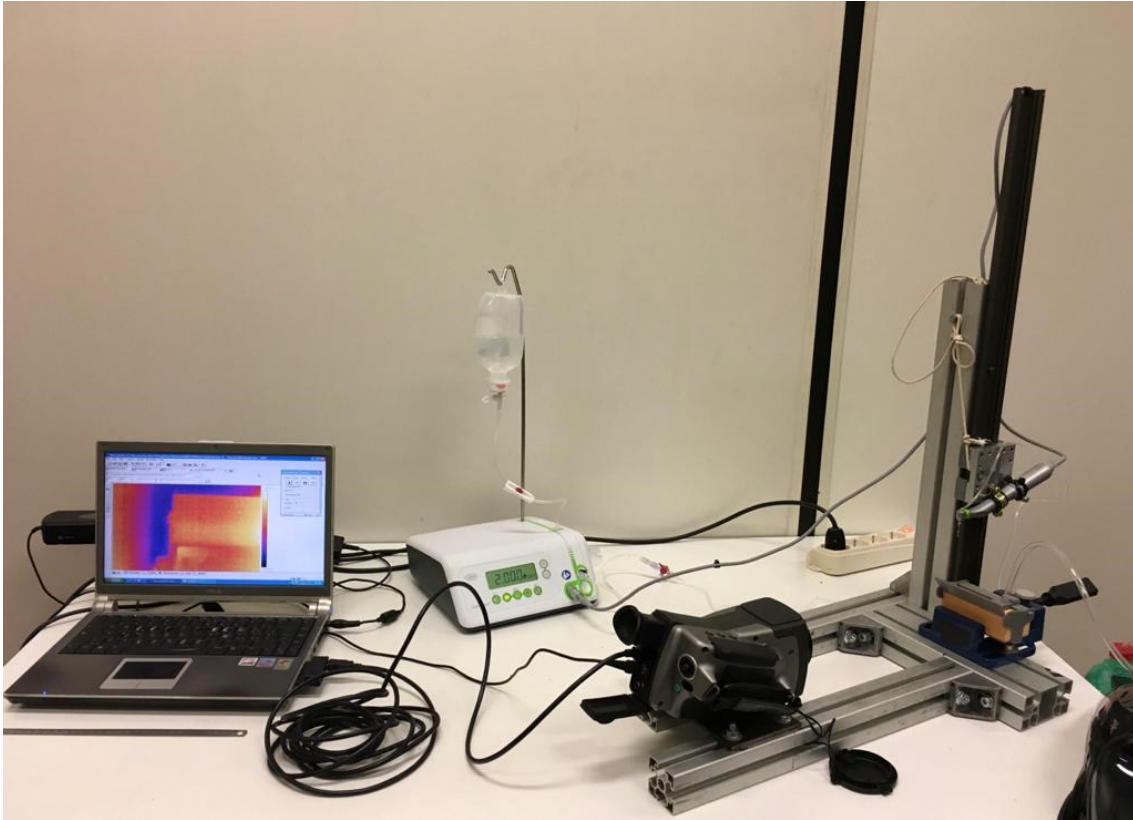


Figura 2.1: Banco di misura utilizzato in laboratorio

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

Il diametro delle punte pilota del trapano hanno una grandezza standard di 2,2 mm, la profondità di perforazione viene fissata a 9 mm ed è controllata da un arresto di perforazione verticale.

Si assume che il sistema refrigerante sia sempre presente e di effettuare la foratura a 1.5 mm dal bordo esterno del blocchetto.

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

Come già constatato da studi precedenti, la profondità di perforazione e la presenza del sistema di irrigazione inficiano sulle variazioni di temperatura in maniera considerevole [7,9].

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

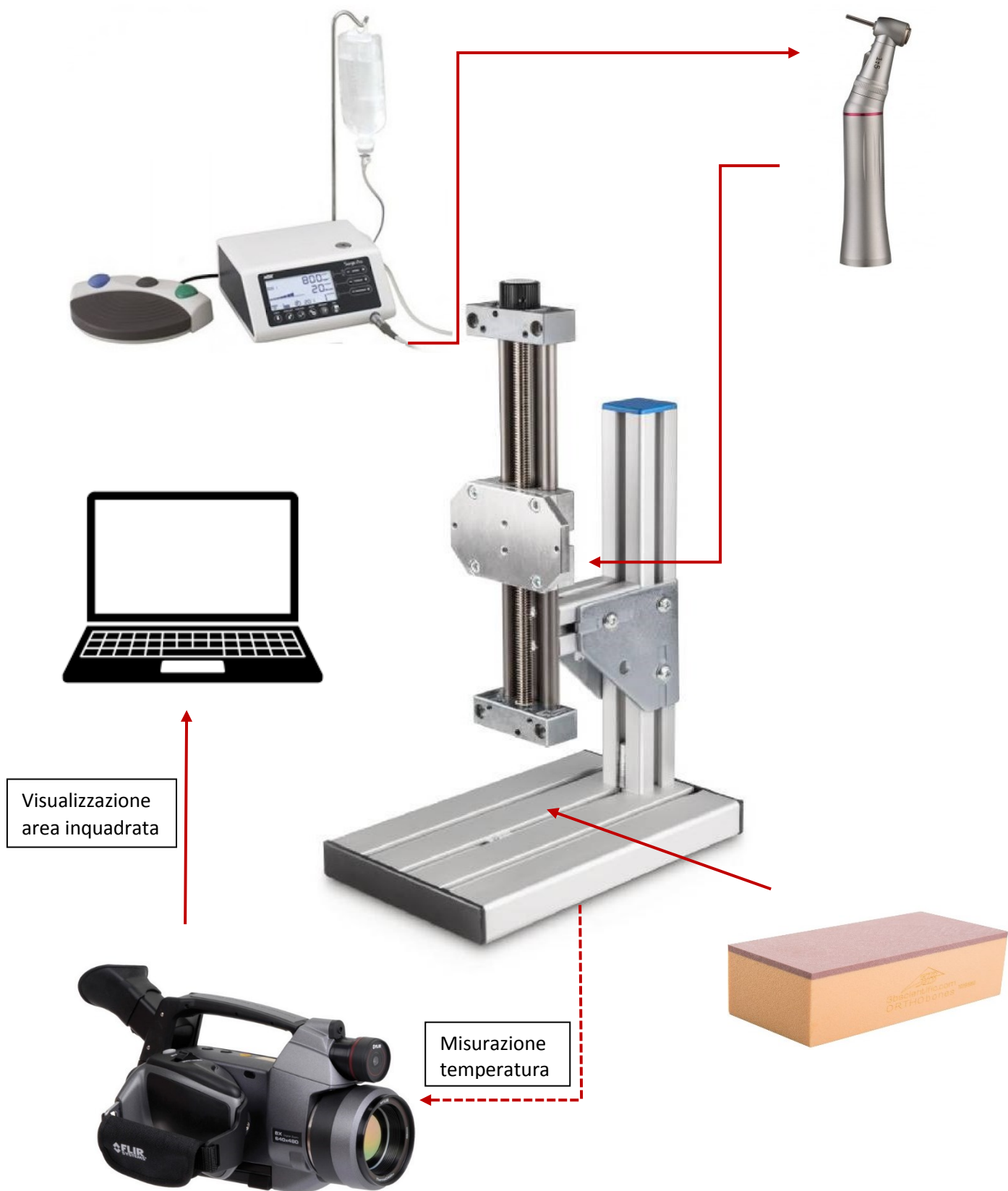


Figura 2.2: Modello del banco di prova

2.2 Procedura di misurazione

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, dopo di che inizia la perforazione.

Il sistema refrigerante entra in funzione e l'acqua penetra nel sito, venendo di volta in volta prelevata dall'aspiratore. Tutte le misurazioni sono state effettuate a temperatura ambiente costante ($22 \pm 1^\circ\text{C}$) e ripetute 25 volte per ognuna delle tre punte.

Sono state eseguite perforazioni del sito di impianto che riproducono la situazione clinica reale e in conformità con le tecniche chirurgiche raccomandate dai produttori. La scelta di utilizzare campioni ossei standard è importante per un confronto rigoroso tra i test. Infatti, i campioni di ossa animali potrebbero portare a differenze dovute alla diversa densità ossea e spessore tra lo strato corticale e quello spugnoso e tra i diversi campioni. Secondo uno studio precedente, i campioni ossei utilizzati nel presente studio sono in grado di simulare le ossa umane sia in termini di temperatura che di tempi di perforazione.

Per tutti i test è stata utilizzata una procedura di foratura verticale intermittente, ovvero 5 secondi di foratura e 3 secondi di ritiro con irrigazione continua.

E' stato utilizzato il software Infrared per registrare le variazioni di temperatura durante ogni procedura di perforazione.

2.3 Analisi dei dati

Poichè la termocamera registra video da un frame al secondo, si avranno a disposizione un numero di immagini pari ai secondi di durata della prova. A partire dall'area inquadrata, una matrice di pixel di dimensioni 240x320, viene creata una ROI per focalizzarsi nella zona in cui si concentra il surriscaldamento osseo, così da individuare una regione di interesse di dimensioni 170x250. Entrambe le matrici sono raffigurate in Fig. 2.2. La superficie del blocco Orthobone è evidenziata da una linea orizzontale di colore blu scuro. E' la zona più fredda di tutta la ROI. Nell'immagine a destra, in giallo, viene mostrato l'aumento di temperatura all'interno del tessuto osseo riscaldato dopo aver effettuato la perforazione.

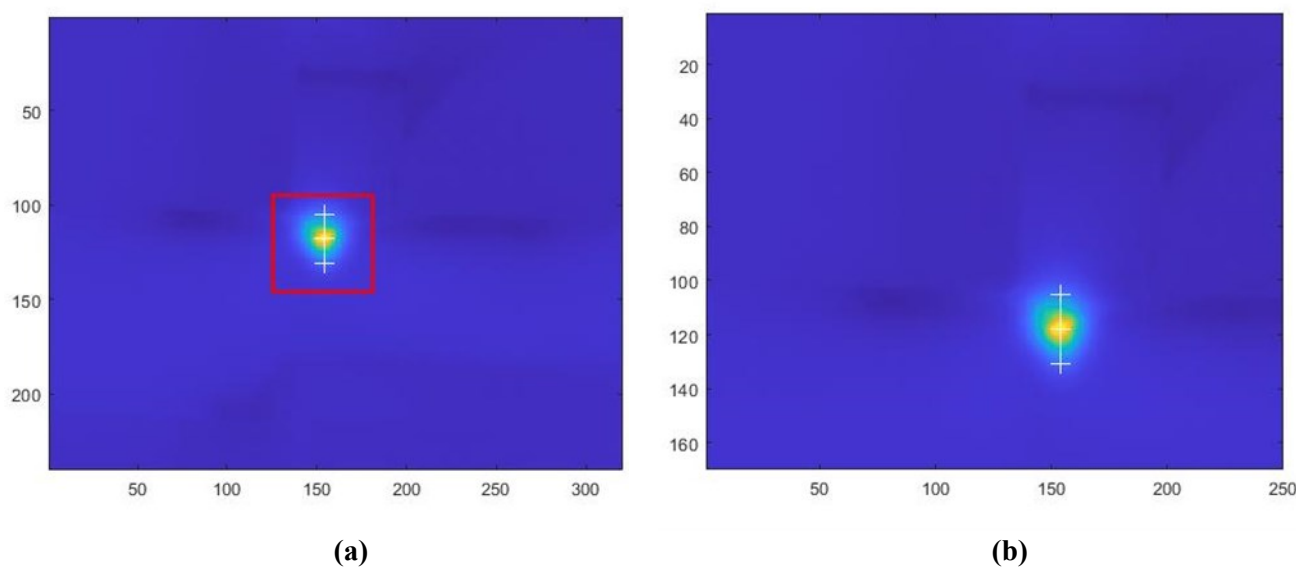


Figura 1.3: (a): matrice 240x320 ripresa dalla termocamera

(b): ROI 170x250 centrata nell'area di interesse

In figura 2.3 è possibile osservare un altro esempio di matrice inquadrata dalla termocamera durante la perforazione con la punta pilot 2 second. Anche in questo caso, il blocchetto di poliuretano è facilmente individuabile, difatti i suoi margini risultano ben chiari. La ROI è centrata nel punto in cui la fresa ha effettuato la perforazione, punto in cui si può osservare una diminuzione di temperatura a causa del fluido di irrigazione.

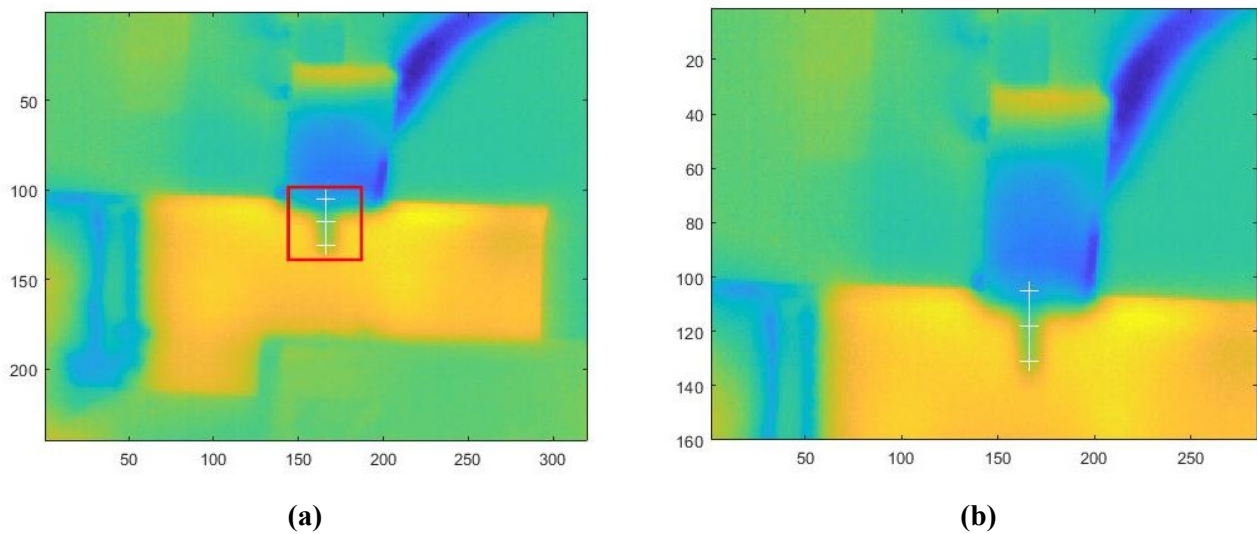


Figura 2.3: (a): matrice 240x320 ripresa dalla termocamera

(b): ROI 160x285 centrata nell'area di interesse

In figura 2.4 è visibile un esempio di matrice nella quale lo sgocciolio del fluido di irrigazione durante la foratura ha reso impossibile la valutazione della prova. Dunque questa prova è stata scartata.

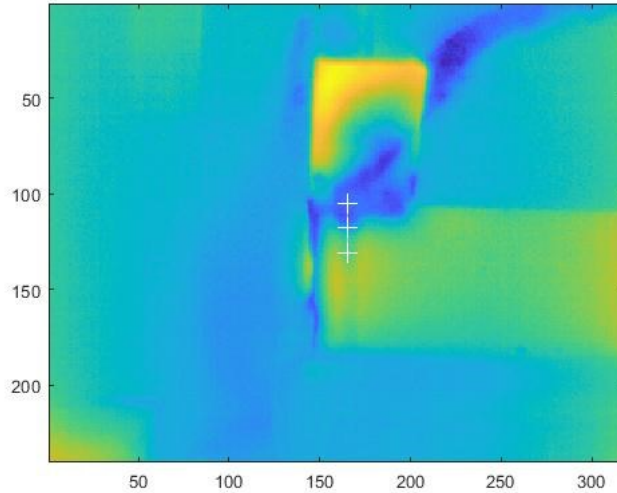


Figura 2.4: Matrice 240x320 ripresa dalla termocamera

Sono state determinate due regioni di interesse (ROI) a profondità di 5 e 10 mm del blocchetto e sono stati valutati due parametri significativi per lo studio del calore generato: la temperatura massima raggiunta in ciascuna perforazione e la temperatura massima del delta raggiunta.

I dati sono stati ricavati utilizzando il software MATLAB R2019b.

Per calcolare il delta è stata presa la temperatura iniziale della ROI come riferimento, per poi trovare la variazione massima di temperatura che si è registrata durante tutta la prova rispetto a quella iniziale. 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'incremento di temperatura di ogni prova per ciascuna delle tre punte utilizzate.

3 Risultati sperimentali

Il seguente capitolo passa in rassegna i risultati ottenuti durante le prove utilizzando le tre punte.

I dati riguardanti le distribuzioni di temperatura a 5 mm di profondità nel blocchetto sono quelli rappresentati in figura 3.1 e 3.2. In particolare, nel primo grafico è riprodotto l'andamento delle massime temperature raggiunte per ciascuna delle perforazioni effettuate per ognuna delle tre punte.

E' evidente come la punta piezo 2 second utilizzata con il dispositivo piezochirurgico sia quella che raggiunge temperature ben più elevate delle altre due, superando di gran lunga il limite termico fissato a 47°C. La temperatura minima raggiunta con questo dispositivo è pari a 58.6°C, mentre quella massima giunge fino a 160.2°C.

La punta pilot e velo generano una distribuzione di calore che non supera il limite termico consentito.

La pilot 2 second raggiunge una temperatura minima di 20.1°C e una massima di 23.7°C.

La velo 2 second presenta una minima di 20°C, una massima di 24.5°C.

Sono state calcolate anche le medie delle massime temperature raggiunte, che per la piezo, pilot e velo sono pari rispettivamente a 112.3°C, 21.7°C, 22.5°C.

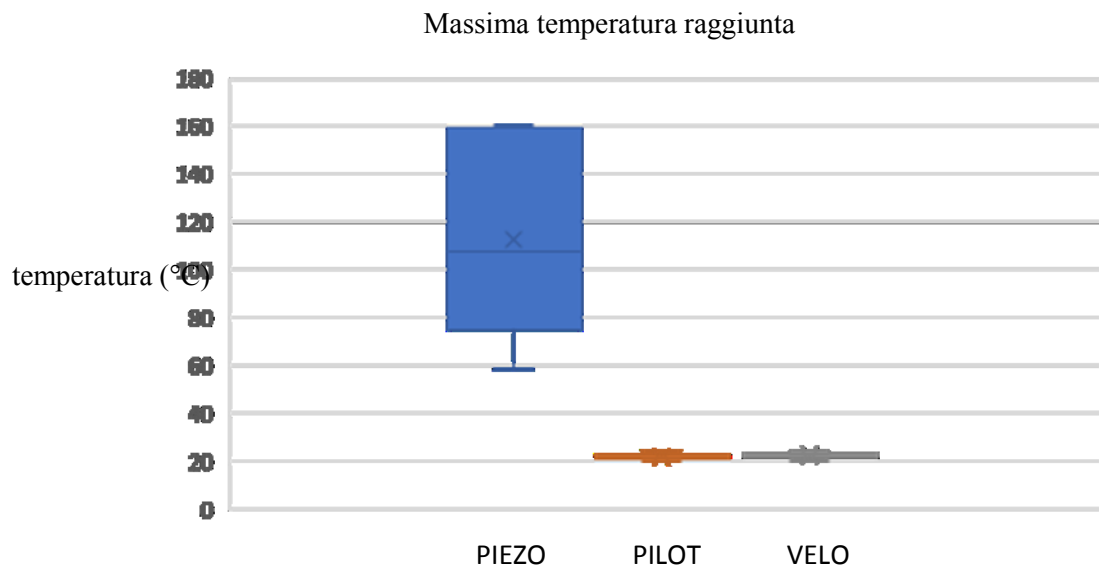


Figura 3.1: Andamento delle massime temperature misurate per ogni perforazione

In figura 3.2 è possibile osservare l'andamento delle massime temperature del delta che sono state raggiunte. Come già affermato, il delta è stato calcolato andando a misurare la variazione massima di temperatura registrata rispetto a quella iniziale di ogni perforazione, da considerare come riferimento.

Utilizzando la punta piezo 2 second la minima registrata è di 36.4°C, mentre la massima è di 138.05°C. La media delle temperature rilevate è pari a 90.2°C.

La pilot 2 second raggiunge una minima di -0.4°C e una massima di 3.2°C, mentre la media è pari a 1.1°C.

Con la velo 2 second si registra una minima di 0.06°C, una massima di 4.5°C e una media di 2.5°C.

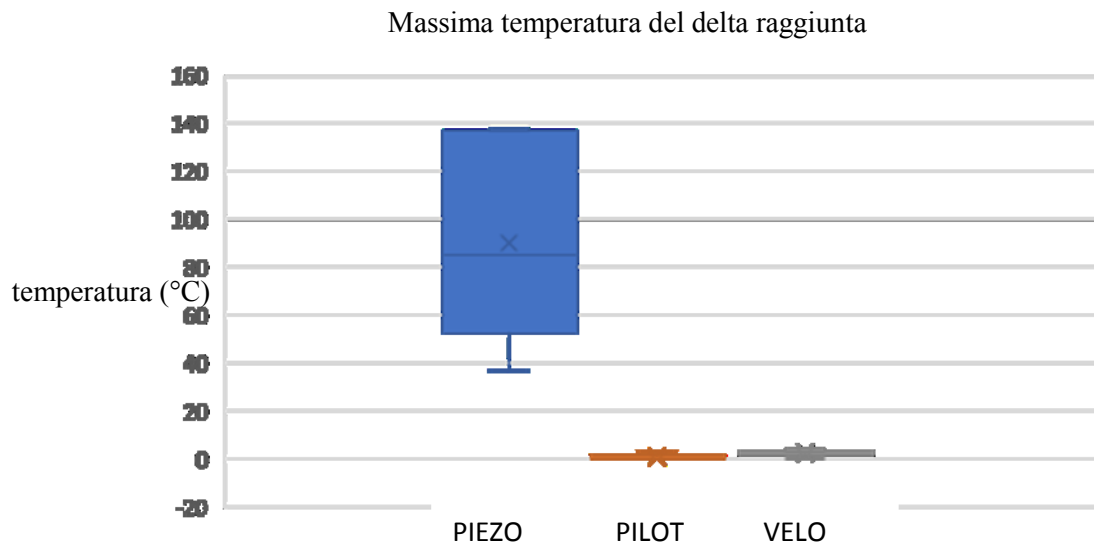


Figura 3.2: Andamento delle massime temperature del delta misurate per ogni perforazione

E' stata selezionata una seconda regione di interesse (ROI) posta a 10 mm di profondità nel campione di osso artificiale nella quale sono state valutate, come precedentemente affermato, le massime temperature misurate per ogni prova e le massime temperature del delta registrate.

Anche in questo caso saranno disponibili due grafici: il primo riproduce l'andamento delle massime temperature (figura 3.3).

Come è possibile osservare, in questo caso la temperatura registrata durante le perforazioni con la punta piezo 2 second raggiunge valori più bassi rispetto a quelli prima citati, a differenza di quanto affermato in letteratura [10].

Con l'utilizzo della piezo la temperatura minima tra le massime registrate ha raggiunto 36.4°C, mentre la massima è stata di 98.2°C. La media tra le massime temperature misurate durante ogni prova è pari a 60.1°C. Anche in questo caso il limite termico viene superato, generando un surriscaldamento eccessivo della regione di perforazione.

La pilot comporta un aumento di calore tale da raggiungere una minima di 20.6°C, una massima di 24.1°C e una media di 22.3°C.

Con la vela le temperature registrate prevedono una minima di 20.6°C, una massima di 24.9°C e una media di 23.3°C.

Con le punte utilizzate con il dispositivo tradizionale la temperatura non supera mai il limite consentito, suggerendo un approccio senza dubbio più sicuro rispetto alla tecnica che sfrutta una strumentazione piezoelettrica.

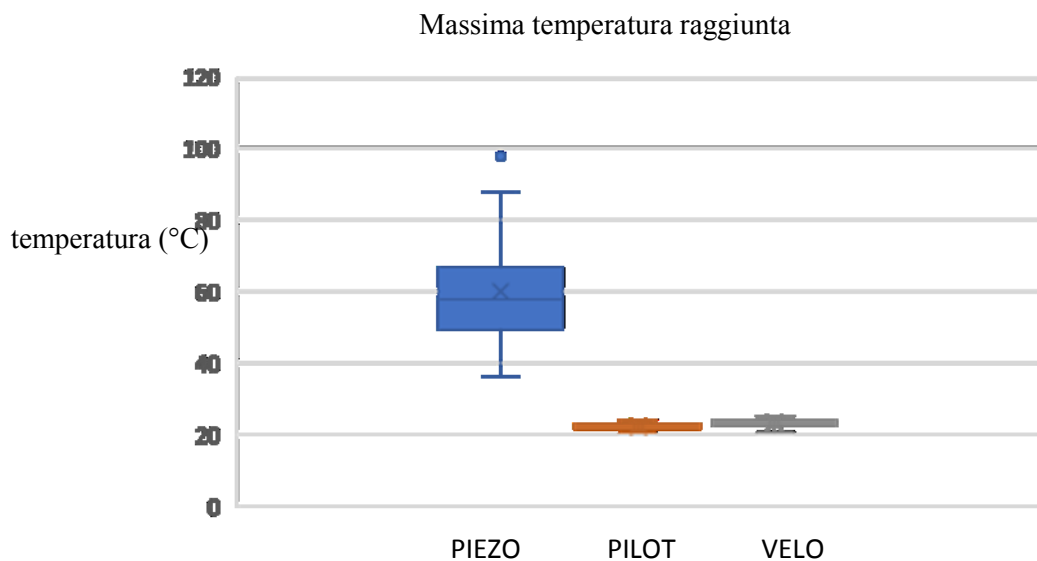


Figura 3.3: Andamento delle massime temperature misurate per ogni perforazione

Nel grafico successivo vengono rappresentate le distribuzioni massime di temperatura del delta registrate durante ciascuna prova (figura 3.4).

Mediante la punta piezo 2 pilot le temperature registrate sono state: una minima di 14.2°C, una massima di 76°C e una media di 37.9°C.

La pilot ha permesso di ottenere una minima di 0.1°C, una massima di 3.6°C e una media di 1.7°C.

Per quanto riguarda la vela, le temperature rilevate sono state 0.02°C per la minima, 4.3°C per la massima e 2.6°C per la media.

Anche in questo caso i valori delle temperature ottenute utilizzando il dispositivo piezoelettrico sono maggiori rispetto a quelli registrati con le altre due punte, in accordo con gli studi effettuati a riguardo sopra citati.

Nella tabella in figura 3.5 è possibile osservare i risultati ottenuti dalle misurazioni effettuate per ciascuna delle due ROI.

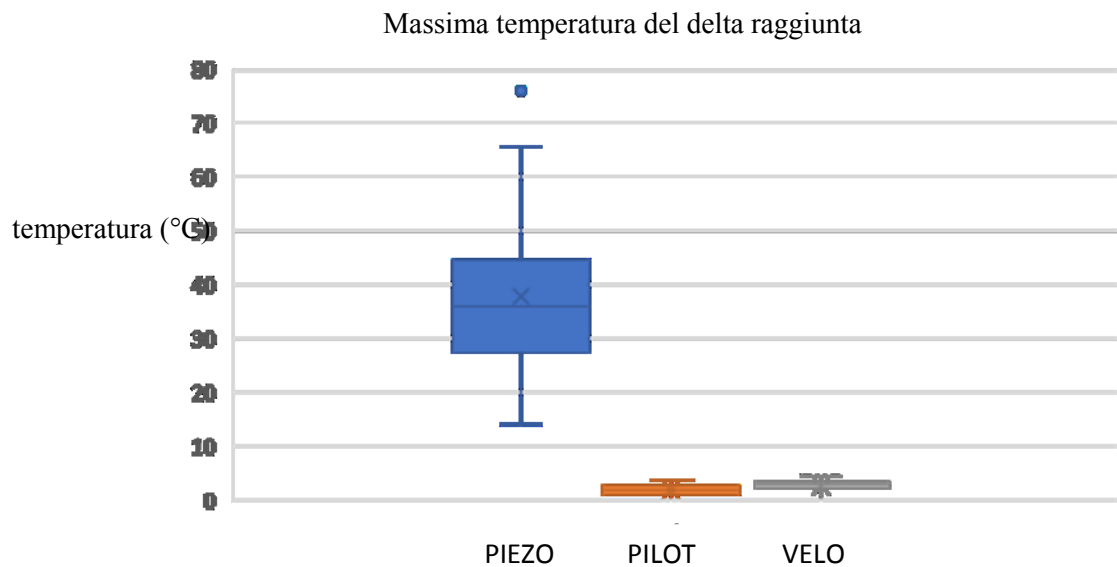


Figura 3.4: Andamento delle massime temperature del delta misurate per ogni perforazione di ogni prova

	PIEZO	PILOT	VELO
Media massima temperatura raggiunta (°C) a 5 mm	112,3	21,7	22,5
Massima temperatura del delta raggiunta (°C) a 5 mm	90,2	1,1	2,5
Massima temperatura raggiunta (°C) a 10 mm	60,1	22,3	23,3
Massima temperatura del delta raggiunta (°C) a 10 mm	37,9	1,7	2,6

Figura 3.5: Risultati ottenuti dalle misurazioni effettuate

In figura 3.6 è rappresentato l'andamento delle temperature registrate durante le prove con il dispositivo piezoelettrico. In blu sono disegnate le curve relative alla ROI a 5 mm di profondità, in rosso quelle a 10 mm. Le linee tratteggiate sono relative alle singole prove effettuate, il tratto più scuro riproduce l'andamento medio delle temperature rilevate. 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.

Nelle prove a 5 mm la temperatura iniziale è di circa 23°C; dopo 15 secondi dall'inizio della prova, se si osserva la curva media, il limite termico è stato già superato. Dopo altri 16 secondi viene registrato il massimo valore di temperatura, che successivamente inizia a diminuire.

Nella ROI a 10 mm la temperatura di partenza è di circa 24°C, mentre i 47°C vengono superati con maggiore ritardo rispetto a prima, dopo 24 secondi dall'inizio della prova. Il massimo è raggiunto nel secondo 37, per poi giungere a valori inferiori per via del raffreddamento.

In generale si nota che nella ROI a 5 mm si osserva un incremento consistente di temperatura piuttosto che a 10 mm, al contrario di quanto affermato in letteratura per i trapani convenzionali [4].

Inoltre, mentre nella ROI a 10 mm si scende sotto il punto critico nel trentesimo secondo per poi risalire nuovamente, a 5 mm di profondità la temperatura non scende mai sotto la soglia dopo averla superata.

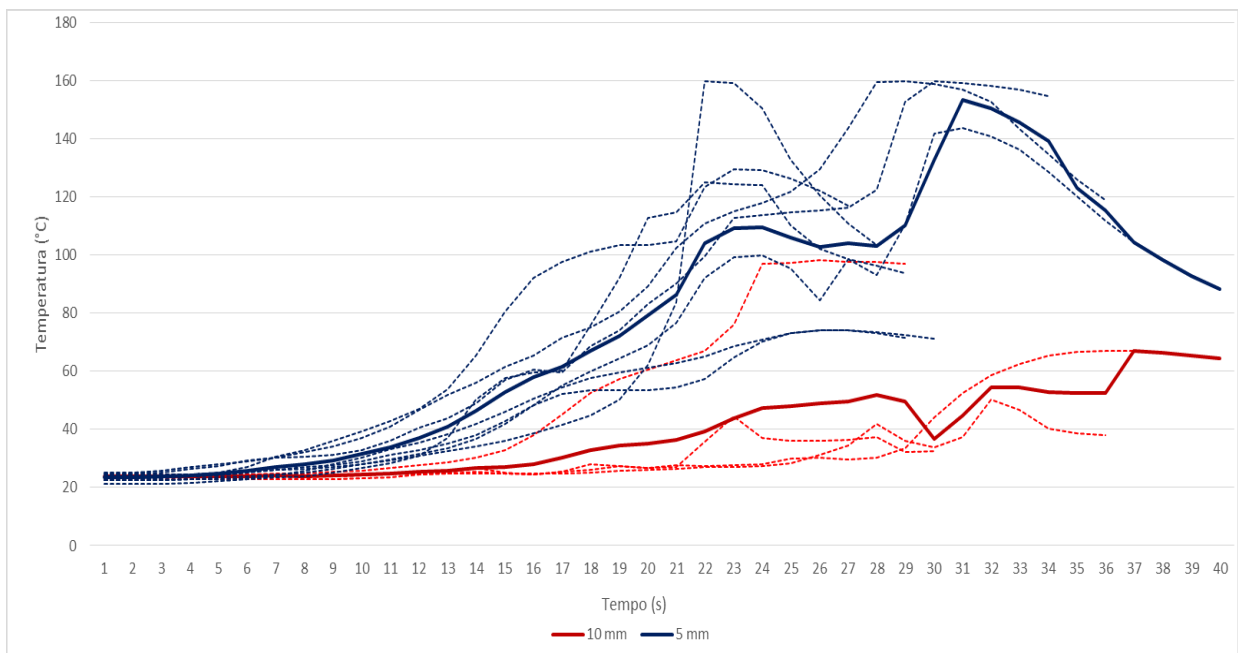


Figura 3.6: Andamento delle temperature registrate durante le prove nel tempo

4 Conclusioni

Sono state eseguite un totale di 75 osteotomie per valutare la variazione e la generazione di calore durante la procedura di perforazione, utilizzando un campione di osso artificiale.

Nel complesso, l'inserto piezochirurgico ha determinato un aumento di temperatura significativamente superiore a quello generato dalla fresa tradizionale, in accordo con gli studi di precedenti articoli [5]. Il calore generato ha superato la soglia limite causando un possibile danno alle cellule ossee, la cui vitalità è fondamentale per la guarigione e l'osteointegrazione.

In questo studio è stato applicato un carico di 19,6 N per tutte le prove: questo peso è probabilmente troppo elevato per il dispositivo piezochirurgico, in quanto per questa strumentazione è stata suggerita una portata di carico massima da 100 a 400 g [12].

Anche la profondità di perforazione influisce sulla generazione di temperatura: maggiori profondità sono state associate a temperature più elevate [4].

A conferma di ciò, per la pilot e la velo è stato ottenuto un valore inferiore di temperatura a 5 mm piuttosto che a 10 mm, anche se le differenze non sono significative. Il dispositivo d'irrigazione ha un effetto refrigerante maggiore nelle aree più superficiali del blocchetto rispetto a quelle più profonde, per questo si osservano temperature maggiori nella ROI a 10 mm.

Con la piezo è stata rilevata una differenza significativa tra le temperature nelle due ROI. In questo caso, al contrario degli altri, il sito più profondo ha registrato un aumento di temperatura minore rispetto a quello più superficiale: il continuo movimento intermittente della punta potrebbe aver permesso alla soluzione salina di raggiungere il fondo del sito, raffreddandolo.

Durante le prove il trapano è stato spostato verso il basso manualmente; questo potrebbe aver influenzato i risultati nel caso della punta ad ultrasuoni, dato che il suo corretto utilizzo prevede un leggero carico di pressione associato ad un movimento rotatorio di quarto di giro per consentire una maggiore efficacia di

taglio osseo. A questo proposito si preferirebbe ottenere prove standardizzate, nelle quali il movimento del manipolo fosse motorizzato per evitare errori. Per fare ciò è stato utilizzato un motore passo-passo 28BYJ-48 collegato ad un arduino Mega 2560. Mediante un codice scritto nel software Arduino, una puleggia ed un supporto stampati con stampante 3D per collegare il manipolo al motore, è stato possibile ottenere uno spostamento del trapano verso il basso e poi in alto di 1 cm, in seguito alla foratura. Non sono state effettuate prove con questo nuovo approccio, dunque non è possibile confrontare i risultati ottenuti sopra citati con quelli standardizzati. Sono necessari ulteriori studi a riguardo. 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, quali la precisione del taglio e i ridotti disagi post-operatori. 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 e piezochirurgici.

Il fulcro della trattazione è stato rivolto alla variazione di temperatura quando si considerano due regioni a profondità differenti nel tessuto, e i risultati ottenuti hanno supportato gli studi fatti in precedenza confermando che il surriscaldamento è più aggressivo con l'aumentare della profondità nei dispositivi tradizionali, ma non al punto tale di surriscaldare il tessuto osseo fino a superare

il limite termico di 47°C; ciò non è valido per il dispositivo piezoelettrico, date le elevate temperature registrate durante il suo utilizzo.

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

Su questo problema risultano ancora mancanti sufficienti conoscenze scientifiche.

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

Bibliografia

- [1] Boa K, et al. External cooling efficiently controls intraosseous temperature rise caused by drilling in a drilling guide system: an in vitro study. *Br J Oral Maxillofacial Surgery* (2015), doi.org/10.1016/j.bjoms.2015.07.013.
- [2] Brisman DL. The effect of speed, pressure and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11:35–37.
- [3] Frösch L, Mukaddam K, Filippi A, Zitzmann NU, Kühl S. Comparison of heat generation between guided and conventional implant surgery for single and sequential drilling protocols—An in vitro study. *Clinical Oral Implant Research*. 2019;30:121–130. doi.org/10.1111/clr.13398.
- [4] 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](https://doi.org/10.11607/jomi.5806).
- [5] Lajolo C, Valente NA, Romandini WG, Petruzzi M, Verdugo F, D'Addona A. Bone heat generated using conventional implant drills versus piezosurgery unit during apical cortical plate perforation. *J Periodontol*. 2018;89:661–668. doi.org/10.1002/JPER.17-0502.
- [6] Lucchiari N, Frigo AC, Stellini E, Coppe M, Berengo M, Bacci C. In vitro assessment with the infrared thermometer of temperature differences generated during implant site preparation: the traditional technique versus the single-drill technique. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016;18:182–191.
- [7] Markovic, A., Lazić, Z., Mišić, T., Šćepanović, M., Todorović, A., Thakare, K., ... Glišić, M. (2016). Effect of surgical drill guide and irrigants temperature on thermal bone changes during drilling implant sites— Thermographic analysis on bovine ribs. *Vojnosanitetski Pregled*, 73,744–750. <https://doi.org/10.2298/VSP141208041M>
- [8] 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](https://doi.org/10.1080/03007995.2019.1603671).

- [9] 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;22:1361–1365.
- [10] 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.
- [11] Stelzle F, Frenkel C, Riemann M, et al (2014) The effect of load on heat production, thermal effects and expenditure of time during implant site preparation - an experimental ex vivo comparison between piezosurgery and conventional drilling. *Clin Oral Implants Res* 25:e140-148.
<https://doi.org/10.1111/clr.12077>
- [12] 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.