



**UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI MESSINA  
DIPARTIMENTO DI SCIENZE BIOMEDICHE,  
ODONTOIATRICHE E DELLE IMMAGINI MORFOLOGICHE E  
FUNZIONALI**

**Corso di Dottorato (D.M. 45/2013) in Bioingegneria Applicata alle  
Scienze Mediche (DT116/35)**

---

**Le Riabilitazioni implanto-protesi associate alla Bioingegneria.  
Approcci interdisciplinari associati alla chirurgia orale  
SSD 06/F1 - MED/28**

Candidato  
Dott. Cesare D'Amico

Relatore  
Chiar.mo Prof. Marco CICCIO'

---

**XXXVII CICLO**

**2023/2024**

*A mio Fratello, Nino*

## Sommario

|   |               |
|---|---------------|
| <b>INTRODUZIONE</b> .....                                     | <b>- 3 -</b>  |
| BACKGROUND .....  | - 3 -         |
| OBIETTIVO .....   | - 5 -         |
| <b>MATERIALI E METODI</b> .....                               | <b>- 6 -</b>  |
| PROTESI E BIOMECCANICA DENTALE .....                          | - 6 -         |
| BIOINGEGNERIA IN ODONTOIATRIA .....                           | - 11 -        |
| <i>Flusso di lavoro digitale in odontoiatria</i> .....        | - 12 -        |
| ANALISI DEGLI ELEMENTI FINITI .....                           | - 13 -        |
| <i>Analisi degli elementi finiti e impianti dentali</i> ..... | - 18 -        |
| <i>Von Mises</i> .....  | - 20 -        |
| <i>Analisi meccanica delle fratture</i> .....                 | - 21 -        |
| IMPIANTI DENTALI.....   | - 24 -        |
| <i>Anatomia e fisiologia ossea</i> .....                      | - 33 -        |
| CHIRURGIA ORALE, GUIDATA E IMPLANTOLOGICA.....                | - 34 -        |
| <b>RISULTATI</b> .....  | <b>- 37 -</b> |
| CHIRURGIA DIGITALE ASSISTITA CON IMPIANTO PREGUIDATO .....    | - 37 -        |
| <b>DISCUSSIONE</b> .....                                      | <b>- 43 -</b> |
| LIMITAZIONI.....  | - 53 -        |
| <b>CONCLUSIONE</b> .....                                      | <b>- 53 -</b> |
| <b>NON SONO STATI RICEVUTI FINANZIAMENTI</b> .....            | - 54 -        |
| RINGRAZIAMENTI.....   | - 55 -        |
| <b>DIDASCALIA FIGURA</b> .....                                | <b>- 56 -</b> |
| <b>RIFERIMENTI</b> .....                                      | <b>- 58 -</b> |

## INTRODUZIONE

### Background

L'Implantologia è un ramo della chirurgia orale, si occupa della sostituzione dei denti mancanti con l'uso di impianti dentali, che possono essere utilizzati per sostituire un singolo dente o come supporti per ponti fissi o per ancorare protesi mobili. Infatti, la riabilitazione di uno o più elementi dentali con l'implantologia richiede un approccio multidisciplinare per ogni singolo caso da trattare. Dal 1952, anno in cui il prof. Branemark ha scoperto il fenomeno dell'ossei-integrazione implantare [1], ad oggi l'industria e la ricerca hanno prodotto impianti dentali con morfologie e superfici di rivestimento così innovative da garantire risultati sempre più affidabili al punto da permetterci di ridurre anche il tempo di attesa tra il momento in cui viene inserito l'impianto dentale e quello in cui è collegato alla protesi dentaria; infatti, da 6-8 mesi dei vecchi protocolli, allo stesso giorno (carico immediato) 2-3 mesi per quelli attuali. Un impianto dentale è una piccola vite di titanio progettata per sostituire la radice di un dente naturale mancante. Il titanio è perfettamente biocompatibile; è lo stesso materiale utilizzato per la costruzione di protesi ortopediche. Gli impianti dentali vengono inseriti nell'osso dove prima c'erano i denti naturali. Grazie alla biocompatibilità del titanio, l'impianto dentale si integra perfettamente con l'osso e diventa un buon punto di ancoraggio per il dente sostitutivo (corona).

La riabilitazione implantare è una tecnica innovativa di implantologia che permette di riabilitare un intero arco dentale senza traumi eccessivi per il paziente e garantendo un comfort simile a quello dei denti naturali e certamente molto più elevato rispetto alle protesi o protesi rimovibili [2]. La riabilitazione implantare è necessaria quando il paziente ha perso tutti i denti e soprattutto nel caso in cui ha utilizzato protesi per anni, infatti, in questi casi vi è una perdita di materiale osseo dovuta al processo naturale di

riassorbimento, a sua volta causato la mancanza del sistema radicolare del dente [2]. La mancanza di uno o più denti interessa 240 milioni di persone nel mondo industrializzato [3]. Le protesi prive di metallo hanno ora una quota di mercato del 7-8%. La lettura di questi dati è duplice: da un lato si può affermare che circa il 93% delle protesi dentarie sono ancora realizzate con materiali e metodi tradizionali attribuibili alle corone e ai ponti in metallo-ceramica, dall'altro si può affermare che i margini di crescita in termini di mercato dei metalli-le protesi gratuite sono molto elevate, soprattutto se confrontate a una richiesta della stessa proveniente dalla società civile, sempre più sensibile agli aspetti legati alla biocompatibilità, l'estetica e le prestazioni funzionali e biomeccaniche delle protesi almeno superabili a quelle realizzate in metallo-ceramica [4].

Le nuove tecnologie guidate dal computer consentono al dentista di effettuare interventi implantologici sfruttando, per l'inserimento degli impianti dentali, le zone del l'osso mascellare o mandibolare in cui si è verificata una maggiore conservazione del materiale osseo; o in ogni caso una conservazione sufficiente per dare l'ancora giusta. Tutto parte dall'esecuzione di una Tomografia Computerizzata o Cone Beam, è un esame tridimensionale che, attraverso un software, permette di elaborare virtualmente un intero intervento implantare e quindi di esaminare la reale possibilità di eseguire, senza ulteriori interventi, una riabilitazione implantare dell'arco dentale con la tecnica "All on Four" o "All on Six". Con questa tecnologia è possibile individuare i punti del l'osso dove è possibile ancorare gli impianti dentali, quattro o sei, sui quali applicare le protesi, anzi in alcuni casi basta addirittura cambiare semplicemente l'inclinazione del perno per inserire l'impianto. senza ulteriore intervento. Se, dal trattamento virtuale, queste misure si rivelano insufficienti per dare il giusto ancoraggio agli impianti dentali, è possibile procedere con innesti tissutali, in questo modo la riabilitazione dell'impianto è possibile anche in caso di insufficienza ossea [5-7]. I trapianti possono essere eseguiti con diversi

tipi di materiali, la scelta dipende dalla volontà del paziente o dalle sue condizioni cliniche, può essere materiale autologo (prelevato dallo stesso paziente), eterologo o allogenico [8,9]. Grazie alla bioingegneria, oggi è stato possibile migliorare tutte le componenti protesiche e aumentare la prevedibilità delle riabilitazioni. Uno strumento utile messo in atto è l'analisi degli elementi finiti (FEM) [10,11].

## Obiettivo

La chirurgia protesica, riferita agli impianti dentali, sta diventando una pratica di routine nella pratica odontoiatrica clinica. Come accennato, si tratta di pianificare l'inserimento dell'impianto secondo un workflow completamente digitale, una volta ottenuti gli esami radiografici del paziente e le scansioni digitali orali. L'inserimento degli impianti dentali, che sarà effettuato attraverso una guida chirurgica, che guiderà il chirurgo durante questa fase per limitare il più possibile il margine di errore, ha lo scopo di inserire gli impianti dentali nella posizione prevista attraverso gli esami. Lo scopo di questo metodo è quello di migliorare la posizione degli impianti dentali, al fine di consentire una corretta riabilitazione protesica, limitando gli angoli dei pilastri protesici e consentendo meno stress biomeccanico. Ovviamente, questo stress e le forze che si creano non sono calcolate nella pratica clinica attuale, e sono limitate a inserire gli impianti in modo che questi abbiano posizioni compatibili con la riabilitazione protesica scelta. Lo scopo di questo studio è quello di guidare il posizionamento degli impianti, non solo sulla base di quale sarà la riabilitazione protesica, ma anche sulla base delle condizioni anatomiche del paziente, e su questo quadro generale per effettuare uno studio ad elementi finiti che possa prevedere il comportamento degli impianti fissaggi e quindi migliorarne la pianificazione, con l'obiettivo ultimo di posizionare gli impianti nel miglior punto possibile, da un punto di vista biomeccanico, creando così un intervento chirurgico guidato digitalmente.

## MATERIALI E METODI

### Protesi e biomeccanica dentale

Tra le discipline mediche, l'odontoiatria è quella più colpita, nelle sue applicazioni quotidiane, da problemi biomeccanici in attività quali protesi dentarie, ortodonzia e conservativi. Il progresso scientifico in medicina e quindi anche in odontoiatria richiede tecniche chirurgiche minimamente invasive, protesi dentali ad alta tecnologia e altamente biocompatibili, che utilizzano la minor quantità di materiale possibile senza ridurre la qualità dei prodotti, e, infine, la prevedibilità del risultato nel tempo in termini di prestazioni biomeccaniche ed estetiche [12]. La protesi dentale deve rispondere, da un lato, all'esigenza di una semplificazione nella sua progettazione, costruzione e applicazione, e dall'altro, alla necessità di una riduzione globale sia dei costi di produzione che di quelli, in definitiva, destinati e sostenuti dal l'utilizzatore finale-paziente [13,14].



*Figura1 Esempio di protesi amovibile (CCBY 4.0)*

La protesi dentale è una disciplina medica dedicata al ripristino delle funzioni orali eFigura1 della cavità orale porta a squilibri nella masticazione e alterazioni anatomiche.

Di solito, un fattore fisiologico noto come mobilità dentale significa che lo spazio lasciato dalla perdita di un dente viene riempito da denti vicini [15].

Questo fenomeno determina sia un cambiamento nella fisionomia del volto del paziente che malocclusioni potenzialmente dannose sia per i denti, più soggetti a traumi dovuti al carico masticatorio, sia a livello posturale e muscolare [16,17].

Le protesi dentali sono suddivise in 3 macro gruppi:

- protesi mobili;
- protesi dentarie fisse;



- protesi combinate: combinano elementi fissi per sostenere strutture ortodontiche mobili.

In funzione dello stato della cavità orale, le protesi mobili sono ancorate ai denti (scheletrateate con ganci o attacchi, protesi temporanee in nylon) oppure posizionate direttamente sulle gengive (protesi totale mobile, sovrastate sugli impianti dentali) [18,19].

Tra i materiali più utilizzati troviamo lo zirconio. È un materiale caratterizzato da elevata resistenza e alta resa estetica. Essendo traslucido, lo zirconio è infatti in grado di restituire un effetto molto simile a quello dei denti naturali. Questo materiale permette anche di creare protesi dentali di alta qualità a prezzi accessibili e di creare protesi senza metallo, poiché sostituisce la base metallica delle protesi in ceramica. La ceramica è utilizzata per i restauri dentali che richiedono un elevato effetto estetico. La ceramica offre anche un'elevata resistenza e quindi è in grado di durare nel tempo. Può essere utilizzato nelle protesi in ceramica metallica e zirconio-ceramica o come ceramica completa. Nel primo caso è necessario affidarsi ad una tecnica di produzione che prende il nome di fusione laser. In particolare, questo procedimento permette di produrre componenti metallici con proprietà meccaniche comparabili a quelle ottenibili con i procedimenti tradizionali [20]. In alcuni casi, il metallo viene sostituito con zirconio dando vita alle protesi ceramiche in zirconio. La ceramica integrale, invece, è costituita da un unico strato interamente in ceramica, per cui non vi sono parti metalliche o la presenza di zirconio [21]. Sono stati sviluppati dopo quelli costituiti da due strati. Il loro punto di forza è quello di dare al dente un aspetto quanto più vicino possibile a quello di un dente naturale, e la ceramica è un materiale estremamente biocompatibile. Dal 2005, la vetroceramica interamente in ceramica costituita da vetro a base di disilicato di litio si è affermata sul mercato (Figura222).



*Figura2 Esempio di ceramica felspatica (CCBY 4.0)*

La resina, d'altra parte, è un materiale molto più economico dello zirconio e della ceramica. Come quest'ultimo, infatti, è in grado di restituire un elevato effetto estetico, rendendo i denti indistinguibili da quelli naturali. Allo stesso tempo, tuttavia, ha una resistenza meno efficace e più facilmente si usura. Viene quindi utilizzato maggiormente per protesi temporanee o per protesi totali come il Toronto Bridge al fine di ottenere un costo inferiore rispetto ad altri materiali [13,23-25].

I metalli utilizzati in questi prodotti vanno dal titanio al cromo-cobalto-molibdeno, fino alle leghe d'oro più comuni di platino, palladio e argento con un tenore d'oro che varia da

200 a 600 millesimi per grammo. Le ceramiche sono materiali inorganici non metallici. Le ceramiche prive di metallo possono essere suddivise in due grandi famiglie caratterizzate dalla composizione e dalle peculiarità che definiscono le diverse indicazioni e modalità operative:

- ceramiche a base di feldspato, vetroso e disilicato di litio (materiali ceramici tradizionali a base di silicati)
- ceramiche ad alta resistenza (neo ceramica avanzata): ossidi puri, nitruri, carburi, silicati.

Le ceramiche feldspatiche hanno una bassa resistenza alla flessione compresa tra 50 e 80 MPa (Megapascal), vitree a base di leucite fino a 120 MPa, quelle a base di litio disilicato fino a 400 MPa. Queste ceramiche, ancora oggi ampiamente utilizzate in odontoiatria, per le loro caratteristiche estetiche di traslucenza, hanno applicazioni limitate nelle strutture a ponte e corona a causa della loro bassa resistenza in relazione alle sollecitazioni cui devono essere sottoposti nelle funzioni occlusali e masticatorie. Ma è l'uso di ceramiche ad alta resistenza che ha portato a una svolta nelle applicazioni di protesi dentali: si tratta di allumina, che ha una resistenza alla flessione di circa 600 MPa e zirconia (biossido di zirconio; zirconio è un metallo) che ha una resistenza alla flessione di circa 1200 MPa. La zirconia è quella che presenta le migliori caratteristiche biomeccaniche per essere utilizzata in corone e ponti sia dei settori anteriori (incisivi e canini) che posteriori (premolari e molari). La zirconia più frequentemente utilizzata in odontoiatria è quella temprata con ossido di ittrio (Y-TZP) ma si utilizzano anche zirconia temprata con ossido di magnesio (Mg-PSZ) e allumina temprata con zirconio (ZTA). Le ceramiche complete sono utilizzate anche come faccette per i denti anteriori, o come rivestimenti estetici che integrano e/ o sostituiscono lo smalto dei denti con una tecnica

minimamente invasiva per correggere i difetti estetici dovuti a scolorimento e anomalie di forma o posizione. Sia l'allumina che la zirconia sono ossidi. Zirconia è un biossido di zirconio ed è, nelle applicazioni dentali, temprato con ittrio (YZTP) che migliora la sua stabilità dimensionale [26-28].

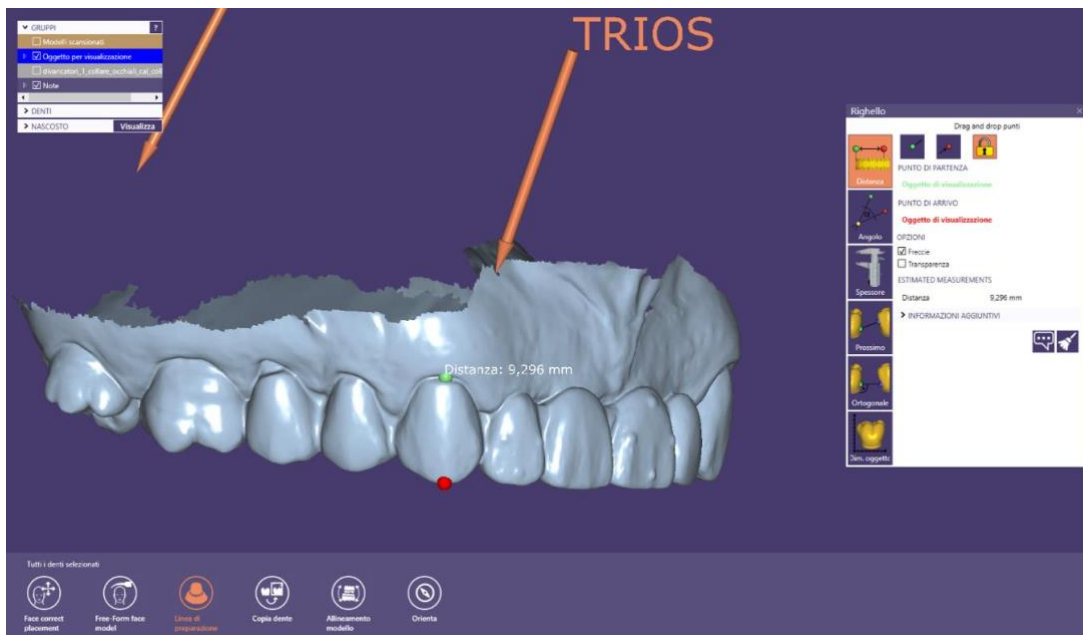
### Bioingegneria in odontoiatria

I contributi della tecnologia sono stati decisivi, basti pensare ai biomateriali che vengono utilizzati in chirurgia dentale di tutti i livelli: dai cementi alle resine fotopolimerizzabili, ai materiali usati per la costruzione degli impianti e ai trattamenti superficiali a cui sono sottoposti. Tuttavia, molte di queste tecnologie non sono state sviluppate specificamente per il settore dentale, ma sono state "ereditate" da altre discipline mediche come l'ortopedia e la neurochirurgia. Parlando di contributi dedicati in senso stretto, d'altra parte la diagnostica dentale strumentale è stata particolarmente favorita dall'introduzione della tecnologia di acquisizione a fascio conico che, con una dose ridotta di raggi rispetto alla tradizionale acquisizione tomografica, restituisce al medico immagini diagnostiche di alta qualità su cui sviluppare un piano di trattamento completo. La diagnosi e la terapia costituiscono le due parti del piano di trattamento del paziente e le tecnologie si sono concentrate sullo sviluppo di entrambe. Il processo diagnostico è probabilmente quello che ha subito più evoluzioni nel corso degli anni, dato che l'intero percorso terapeutico e riabilitativo del paziente dipende dalle decisioni prese dal clinico in questa fase. Oggi è possibile utilizzare attrezzature in studio che fino a pochi anni fa non erano molto accessibili; La tecnologia del cono è emersa sia sotto forma di macchine per l'analisi di grandi campi, come il cranio completo, sia incorporata in panorami digitali "multifunzionali", che supportano le decisioni del clinico in modo esauriente e spesso tridimensionale. Le informazioni acquisite con queste tecnologie possono essere interpretate con software diagnostici di altissima precisione che permette di ricostruire

perfettamente l'anatomia del soggetto e simulare la chirurgia sul modello virtuale [6,29,30]. Questa pianificazione può essere tradotta nel reale piano terapeutico grazie alla possibilità di lavorare in chirurgia guidata, o trasferire il progetto virtuale in una guida chirurgica personalizzata alle esigenze del medico e del paziente, e di preparare in anticipo una protesi temporanea da montare nella fase post-chirurgica. nel caso in cui sia possibile effettuare un carico immediato. Tutto questo è supportato anche dalle tecnologie CAD-CAM fornite nei moderni laboratori odontoiatrici, la cui arte si combina con l'utilizzo di materiali e macchine sempre più sofisticati [10,31,32].

#### Flusso di lavoro digitale in odontoiatria

Grazie all'evoluzione delle tecnologie (Figura 3). Ovviamente questo grazie all'acquisizione di immagini radiografiche tridimensionali e scansioni intraorali, che se accoppiate ci permettono di avere una ricostruzione affidabile dei nostri pazienti. Alcuni software sviluppati negli ultimi anni ci permettono di completare questo flusso di lavoro digitale, come il Digital Smile Design (DSD). DSD consente una pianificazione completa del trattamento; i risultati programmati e quelli ottenuti dopo l'intervento sono comparabili. L'aumento della corona clinica è un intervento che deve essere sempre opportunamente pianificato. I pazienti accettano tecniche chirurgiche orali migliori se si utilizzano tecniche come la DSD [33].



*Figura3 Scansione intraorale ed esempio di misurazione (CCBY 4.0)*

## Analisi degli elementi finiti

L'uso dell'analisi degli elementi finiti (FEA) nell'implantologia orale aiuta a comprendere le caratteristiche dei singoli componenti protesici-impiantati, le loro proprietà fisiche e chimiche e le condizioni ambientali ottimali perché offrono le migliori prestazioni. Il FEM è una tecnica numerica destinata a cercare soluzioni approssimative di problemi descritti da equazioni differenziali parziali riducendole ad un sistema di equazioni algebriche. Sebbene in alcuni settori limitati compete con altre strategie numeriche (metodo delle differenze finite, metodo dei volumi finiti, metodo degli elementi limite, metodo cellulare, metodo spettrale, ecc.), il FEM mantiene una posizione dominante nel panorama delle tecniche numeriche. L'approssimazione e costituisce il nucleo della maggior parte dei codici di analisi automatica disponibili sul mercato. In generale, il metodo degli elementi finiti si presta molto bene alla soluzione di equazioni alle derivate parziali quando il dominio ha una forma complessa (come il telaio di un'automobile o il motore di un aereo), quando il dominio è variabile (per esempio uno stato solido di reazione con condizioni limite variabili), quando la precisione richiesta della soluzione

non è omogenea nel dominio (in un crash test su una vettura, la precisione richiesta è maggiore vicino alla zona d'impatto) e quando la soluzione ricercata manca di regolarità [10].

Il FEM nasce dalla necessità di risolvere complessi problemi di analisi elastica e strutturale nel settore dell'ingegneria civile e aeronautica. Le origini del metodo possono essere fatte risalire agli anni 1930-35 con le opere di A. R. Collar e W. J. Duncan, che introdussero una forma primitiva di elemento strutturale nella risoluzione di un problema di aeroelasticità, e agli anni 1940-41 con opere di Alexander Hrennikoff e Richard Courant, dove entrambi, anche se in approcci diversi, condividevano l'idea di dividere il dominio del problema in sottodomini di forma semplice (gli elementi finiti). La nascita e lo sviluppo del metodo degli elementi finiti avvennero però nella seconda metà degli anni '50 con il contributo fondamentale di M. J. Turner della Boeing, che formulò e perfezionò il Direct Stiffness Method, primo approccio agli elementi finiti nel campo della continuità. Il lavoro di Turner ha trovato una diffusione al di fuori dei ristretti campi dell'ingegneria aerospaziale, e in particolare nell'ingegneria civile, attraverso i lavori di John Argyris presso l'Università di Stoccarda (che negli stessi anni aveva proposto un'unificazione formale del metodo delle forze e del metodo dello spostamento, sistematizzando il concetto di assemblaggio delle relazioni di un sistema strutturale a partire dalle relazioni degli elementi componenti), e da Clough presso l'Università di Berkeley (che ha parlato per primo di FEM e la cui collaborazione con Turner aveva dato vita al famoso lavoro, considerato come l'inizio del moderno FEM). Altri contributi fondamentali alla storia del FEM sono quelli di B. M. Irons, a cui si devono gli elementi isoparametrici, il concetto di funzione di forma, il patch test e il risolutore frontale (un algoritmo per risolvere il sistema lineare algebrico), di R. J. Melosh, che ha inquadrato il FEM nella classe dei metodi di Rayleigh-Ritz e ne ha sistematizzato la formulazione

variazionale (una rigorosa e famosa esposizione delle basi matematiche del metodo è stata fornita nel 1973 da Strang e Fix) e da E. L. Wilson, che ha sviluppato il primo (e in gran parte imitato) open source software FEM che ha dato vita a SAP. Nel 1967 Zienkiewicz pubblicò il primo libro sugli elementi finiti. Dal 1970, il FEM ha trovato un uso diffuso come strategia di modellazione numerica per sistemi fisici in una vasta gamma di discipline ingegneristiche, ad esempio elettromagnetismo, dinamica dei fluidi, calcolo strutturale e geotecnica. Nel corso degli anni sono nati la maggior parte dei codici commerciali di analisi FEM (NASTRAN®, ADINA®, ANSYS®, ABAQUS®, SAMCEF®, MESHPARTS®, ecc.) ancora oggi disponibili [34].

Il FEM si applica a corpi fisici che possono essere suddivisi in un certo numero, anche molto grande, di elementi di forma definita e di piccole dimensioni. Nel continuum, ogni singolo elemento finito è considerato un campo di integrazione numerica di caratteristiche omogenee. La caratteristica principale del metodo degli elementi finiti è la discretizzazione attraverso la creazione di una griglia (mesh) composta da primitive (elementi finiti) di forma codificata (triangoli e quadrilateri per domini 2D, tetraedri ed esaedro per domini 3D). Su ogni elemento caratterizzato da questa forma elementare, la soluzione del problema è assunta per essere espressa dalla combinazione lineare di funzioni chiamate funzioni di base o funzioni di forma. Va notato che a volte la funzione è approssimata, e i valori esatti della funzione non saranno necessariamente quelli calcolati nei punti, ma i valori che forniranno l'errore più basso sull'insieme della soluzione. L'esempio tipico è quello che si riferisce a funzioni polinomiali, in modo che la soluzione globale del problema sia approssimata con una funzione polinomiale in pezzi. Il numero di coefficienti che identifica la soluzione su ciascun elemento è quindi legato al grado del polinomio scelto. Questo, a sua volta, regola l'accuratezza della soluzione numerica trovata. Nella sua forma originale, e ancora più diffusa, il metodo



degli elementi finiti è utilizzato per risolvere problemi basati su leggi costitutive lineari. Sono tipici i problemi di sollecitazione - deformazioni nel campo elastico, diffusione del calore all'interno di un corpo materiale. Alcune soluzioni più raffinate permettono di esplorare il comportamento dei materiali anche in un campo altamente non lineare, ipotizzando comportamenti plastici o viscoplastici. Inoltre, vengono talvolta considerati problemi accoppiati, nell'ambito dei quali vari aspetti complementari possono essere risolti simultaneamente, ciascuno attribuibile a sé ad un FEM separato. Tipico in questo senso è il problema geotecnico del comportamento di un dato suolo (campo geomecanico) in presenza di movimenti di filtrazione delle acque sotterranee (campo idrogeologico). Per arrivare al modello degli elementi finali, seguiamo i passi fondamentali, ognuno dei quali comporta l'inserimento di errori nella soluzione finale:

- Modellazione: questa fase è presente in tutti gli studi di tipo ingegneristico: si passa dal sistema fisico ad un modello matematico, che astrae alcuni aspetti di interesse dal sistema fisico, focalizzando l'attenzione su alcune variabili aggregate di interesse e "filtrando" le restanti. Ad esempio, nel calcolo del momento flettente di un fascio, non si tiene conto delle interazioni a livello molecolare. Il sistema fisico se complesso è diviso in sottosistemi. Nel caso in questione non è necessario, o si può presumere che sia una parte di un sistema più complesso, ad esempio una nave o un aereo. Il sottosistema sarà quindi suddiviso in elementi finiti ai quali verrà applicato un modello matematico. Contrariamente ai trattamenti analitici, è sufficiente che il modello matematico scelto sia adatto alle geometrie semplici degli elementi finiti. La scelta di un tipo di elemento in un programma software equivale a una scelta implicita del modello matematico che lo sottende. L'errore che può portare all'uso di un modello deve essere valutato

con prove sperimentali, operazione generalmente costosa in termini di tempo e risorse.

- Discretizzazione: in una simulazione numerica è necessario passare da un numero infinito di gradi di libertà (condizione propria del "continuum") ad un numero finito (situazione propria della griglia). La discretizzazione, nello spazio o nel tempo, mira ad ottenere un modello discreto caratterizzato da un numero finito di gradi di libertà. Viene inserito un errore dato dalla discrepanza con la soluzione esatta del modello matematico. Questo errore può essere adeguatamente valutato se esiste un modello matematico adatto per l'intera struttura (quindi preferibile da utilizzare rispetto all'analisi FEM) e in assenza di errori numerici di calcolo, ciò può essere considerato vero utilizzando calcolatori elettronici.

La definizione della geometria del modello che idealizza la struttura reale viene effettuata collocando nodi, o punti nodali, sulla struttura in corrispondenza con i punti caratteristici.

Nel posizionare i nodi sulla struttura, occorre tener conto di alcune considerazioni:

- il numero di nodi deve essere sufficiente a descrivere la geometria della struttura. Per esempio, in corrispondenza del collegamento trave-colonna, cambiamenti di direzione, ecc.
- i nodi devono essere posizionati anche ai punti e sulle linee di interruzione. Per esempio, quando cambiano le caratteristiche dei materiali, delle sezioni, ecc. La struttura del materiale è diversa.
- i nodi possono essere collocati in punti non necessari per la definizione geometrica della struttura, ma i cui spostamenti e sollecitazioni interne devono essere noti
- se il software non lo prevede, i nodi devono essere posizionati nei punti in cui vengono applicati carichi concentrati o masse nodali

- nodi devono essere posizionati in tutti i punti da limitare
- nel caso di strutture bidimensionali (lastre, solai, ecc.) la suddivisione (maglia) in elementi finiti bidimensionali deve essere sufficientemente densa per catturare le variazioni di sollecitazione o spostamento nelle regioni importanti per l'analisi [35,36].

Nella fisiologia del l'apparato stomatognatico si registrano forze occlusali massime che vanno in media da 155 N degli incisivi a 208 N dei canini fino a 288 N dei premolari e 565N dei molari. In particolari condizioni di sollecitazione occlusale, i molari possono esercitare forze occlusali massime fino a 800N. In caso contrario, le forze masticatorie massime variano tra 70N e 150N. Per contro, le forze che agiscono sui restauri dentali in un paziente con ponte fisso che sostituisce un molare in un emiarco, con l'altro emiarco intatto, sono mediamente intorno a 240 N nel l'emiarco dove è presente il ponte e circa 300 N nel l'emiarcata intatta.

Queste considerazioni sulle forze occlusali massime e sulle forze masticatorie vanno tenute in grande considerazione quando si valuterà l'eventuale sollecitazione di carico di una struttura protesica sottoposta a sollecitazioni biomeccaniche nella sua funzione fisiologica occlusale [35,37,38].

#### Analisi degli elementi finiti e impianti dentali

La protesi totale su impianti rappresenta oggi un'opzione di prima scelta, soprattutto nei casi di più o meno anziani in cui c'è bisogno di ancorare i pazienti con protesi inferiori classiche, sempre più difficili da stabilizzare rispetto alla protesi superiore. È importante ricordare che un impianto osteointegrato, pur dando buona ritenzione e supporto alla nostra protesi, differisce significativamente dal dente naturale. La differenza più importante dal punto di vista biomeccanico è l'assenza del legamento parodontale (PDL),

che nel dente naturale svolge le funzioni di ammortizzazione dei carichi occlusali, la sensibilità proprioceptiva e promuove le attività di rigenerazione ossea. Sotto carico, i movimenti complessi di un dente naturale, che coinvolgono prima il PDL e successivamente l'osso alveolare. In un impianto dentale osteointegrato, per l'azione di attenuazione dell'assenza della PDL, si ha un modello lineare della forza di deformazione che dipende esclusivamente dalla deformazione elastica dell'osso alveolare [39].

Per questi motivi, carichi masticatori eccessivi, che spesso non sono percepiti come tali dal paziente a causa della mancanza di PDL, possono portare alla perdita dell'impianto. Tra i diversi tipi di forze che rendono il carico occlusale più pericoloso, vi sono quelli che vengono scaricati in direzione trasversale, cioè quelle forze che agiscono in direzione trasversale o se il punto d'applicazione di queste lontano dal l'asse del l'impianto, poiché questo tenderà a ruotare o flettersi. Queste forze sono meno favorevoli e più dannose di quelle della compressione assiale [39].

La difficoltà principale nella simulazione del comportamento biomeccanico delle protesi ossee compensative rispetto alle forze di trazione risiede nella modellazione della mascella e della mandibola del l'uomo e nella loro reazione al carico. Per eseguire questa analisi si utilizzano di solito i seguenti parametri: modulo di Young (Tabella 1,  $E$ ) e densità ( $\rho$ ) sono stati considerati [21,40-42]. I tessuti ossei (corticali e cancellosi), sono stati considerati come ortotropici (Tabella 1).

*Tabella 1 Proprietà dei materiali secondo la letteratura [1-4].*

| Proprietà                   | Osso corticale | Cancellous Bone |
|-----------------------------|----------------|-----------------|
| $\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ] | 1.8            | 1.2             |

|                             |      |       |
|-----------------------------|------|-------|
| <b>E<sub>xx</sub>[GPa ]</b> | 9.6  | 0.144 |
| <b>E<sub>yy</sub></b>       | 9.6  | 0.099 |
| <b>[GPa]</b>                |      |       |
| <b>E<sub>zz</sub> [GPa]</b> | 17.8 | 0.344 |
| <b>v<sub>xx</sub></b>       | 0.55 | 0.23  |
| <b>v<sub>yy</sub></b>       | 0.30 | 0.11  |
| <b>v<sub>zz</sub></b>       | 0.30 | 0.13  |
| <b>G<sub>xx</sub> [GPa]</b> | 3.10 | 0.053 |
| <b>G<sub>yy</sub></b>       | 3.51 | 0.063 |
| <b>[GPa]</b>                |      |       |
| <b>G<sub>zz</sub> [GPa]</b> | 3.51 | 0.045 |

## Von Mises

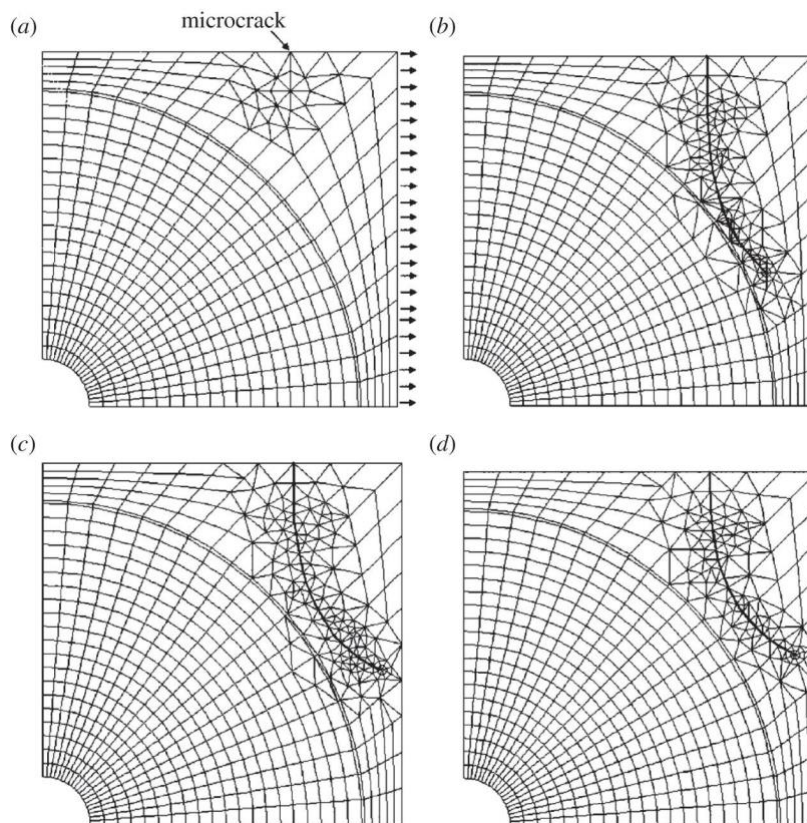
Il criterio della massima distorsione (nel campo tecnico comunemente chiamato criterio di von Mises, anche se la radice è incerta) è un criterio di resistenza relativo ai materiali duttili (è quindi un criterio di resa), isotropo, con uguale resistenza alla trazione e alla compressione. Nello spazio tridimensionale delle tensioni principali, questo dominio corrisponde ad un cilindro con sezione circolare e asse posto nel trisetto del l'ottante positivo. Questo cilindro circoscrive il prisma rettilineo con una base esagonale associata al criterio della massima sollecitazione tangenziale. Il criterio di von Mises presuppone che la resistenza al l'elasticità del materiale sia raggiunta quando l'energia di distorsione raggiunge un valore limite, dove la distorsione è la componente della deformazione che provoca un cambiamento nella forma, ma non nel volume, di un elemento volumetrico. Il criterio può essere attribuito in origine a Maxwell (1856), che lo ha proposto sulla base di considerazioni puramente matematico-formali. In un contesto più strettamente

meccanico, il criterio è stato successivamente proposto da Richard von Mises (1913) e, quasi indipendentemente e sulla base di considerazioni diverse, anche da Huber (1904) e Hencky (1924) [43].

#### Analisi meccanica delle fratture

Le ossa hanno una struttura gerarchica costituita da collagene, acqua e minerali. La disposizione di questi componenti in diverse unità funzionali crea una struttura leggera e resistente, multifunzionale e capace di adattarsi a diversi ambienti meccanici. Per comprendere l'influenza della qualità ossea, caratterizzata dalla composizione del materiale osseo e dal disegno strutturale, sulle sue proprietà meccaniche, è necessario studiare come resiste alle fratture ossee a diverse scale di lunghezza. In quanto tessuto vivente, l'osso ha una capacità unica di ripararsi attraverso processi di crescita e rimodellamento che gli conferiscono una struttura dinamica. Il processo di rimodellamento permette alla struttura ossea di adattarsi ai cambiamenti esterni. Questo processo continuo rimuove anche il tessuto osseo danneggiato e lo sostituisce con nuovo materiale osseo. Tuttavia, un rimodellamento eccessivo dei microdanni indotti dall'invecchiamento e dalle malattie ossee degrada la qualità delle ossa e aumenta la possibilità di fratture. Per comprendere meglio i fenomeni di frattura delle ossa, è necessario migliorare la nostra comprensione dei cambiamenti nella struttura e composizione legati all'invecchiamento, che a loro volta influiscono sulle proprietà meccaniche del l'osso. A livello microstrutturale, le principali caratteristiche strutturali che controllano la tenacità della frattura ossea corticale comprendono osteoni, linee di cemento e discontinuità estese come i canali haversiani. Tali discontinuità potrebbero rivelarsi siti di concentrazione di stress per l'inizio delle fessure. Infine, su scala microscopica e non solo, le microstrutture ossee e le proprietà dei materiali variano con l'età, il che influisce in modo significativo sulla tenacità ossea su scala macroscopica [44].

La maggior parte delle analisi FEM della deformazione ossea e del fallimento su scala nanometrica ha utilizzato una rappresentazione bidimensionale della disposizione sfalsata di piastrine minerali in una matrice di collagene. Ad esempio, Raeisi Najafi et al. [Figura4 delle fessure nell'osso corticale utilizzando un modello FEM. I loro risultati mostrano che una traiettoria di microfessure si discosta dall'osteone (figura 4).



*Figura4 Simulazione della traiettoria delle fessure ossee. Tutti i diritti riservati [44].*

Alcuni studi hanno utilizzato una tecnica FEM coesiva per modellare la frattura ossea su microscala. Ural e collaboratori hanno utilizzato questa tecnica di modellazione [46] in un modello bidimensionale idealizzato di un singolo osteone, circondato da una linea di cemento e da un osso interstiziale (Figura5 ed hanno studiato i meccanismi che influenzano la possibile deformazione e penetrazione delle fessure. vicino alle linee di

cemento. Successivamente, hanno esteso il loro studio a un modello multiosteonico basato su immagini microscopiche di sezioni trasversali del l'osso corticale umano 2 [47].

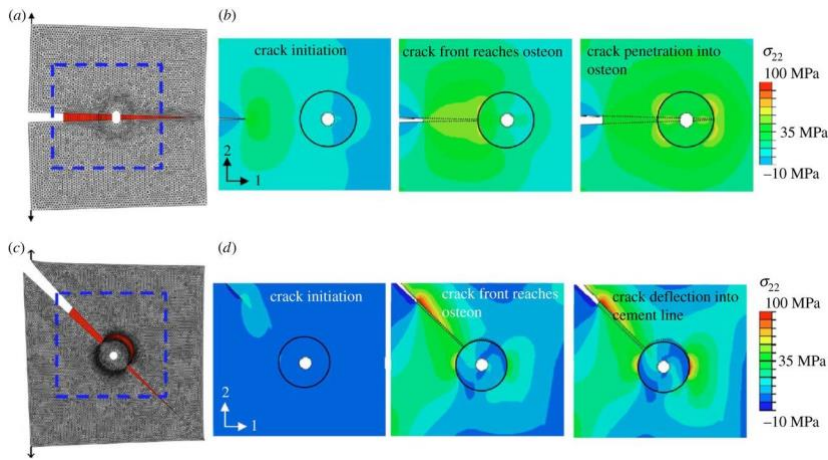


Figura5 Modello FEM coesivo per singolo osteone. Tutti i diritti riservati [44].

Il metodo degli elementi finiti estesi (XFEM) è stato utilizzato anche per studiare il percorso di crescita (Figura 6). La topologia della microstruttura ossea è stata ottenuta con un microscopio ottico e le proprietà meccaniche delle caratteristiche microstrutturali sono state misurate con un metodo di nanoindentazione. Ha confermato un ruolo significativo della microstruttura ossea nel percorso di propagazione delle fessure.

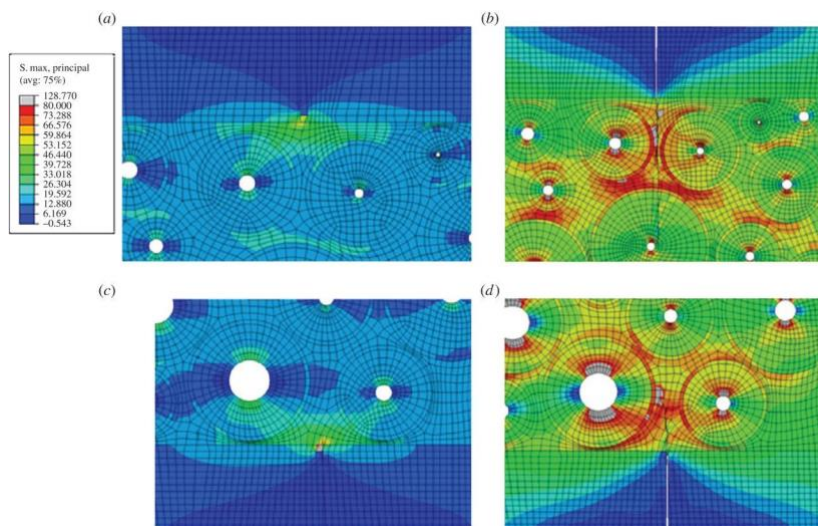


Figura6 Modello per l'analisi della distribuzione delle sollecitazioni e delle microfessure.

Tutti i diritti riservati [44].



## Impianti dentali

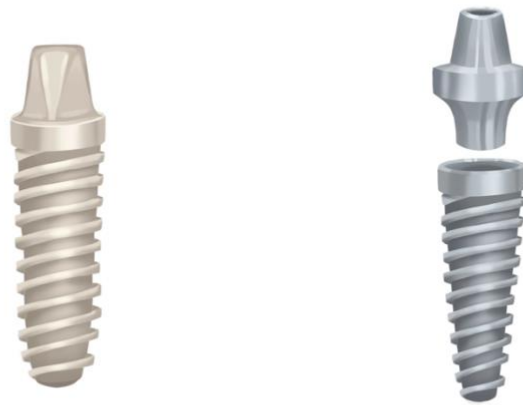
Le componenti protesi-impianto devono rispondere a una serie di requisiti che sono:

- Affidabilità, in termini di risposta biologica ottimale dei tessuti, tempi di guarigione sostenibili e collegamento adeguato tra i vari elementi (data la presenza di una serie di dispositivi interconnessi come il componente intraosseo che simula la radice degli elementi dentali, la componente ossea che simula i posti protesici come li conosciamo per le preparazioni protesiche fisse convenzionali e un componente che simula la morfologia degli elementi dentali).
- Semplicità, che è un fattore molto importante perché l'evoluzione va verso l'ottimizzazione delle forme e tutto ciò che riguarda la possibilità di sostituire gli elementi mancanti con impianti dentali, ma questo deve avvenire con tutta una serie di procedure e passi ridotti in tempi lunghi, procedure che sono facili da imparare e con poca strumentazione chirurgica.
- Versatilità, ovvero la caratteristica di poter utilizzare dispositivi implantari indifferentemente per diverse aree della bocca, come metodo di connessione che può funzionare bene in molti casi.
- Esigenze del paziente, inteso come principale reclamo.
- Caso clinico, perché le scelte non possono essere standardizzate ma mirata al singolo paziente.
- esperienza del l'operatore.

Davanti al paziente che viene visitato per la prima volta, che è edentuloso e che richiede la sostituzione di elementi dentali mancanti, prima di tutto è importante capire qual è il bisogno del soggetto, perché non sempre rappresenta il nostro filo conduttore e a volte la richiesta risulta poco pratica; occorrerà quindi prendere in considerazione altri aspetti, tra cui uno studio più attento del caso clinico e la preparazione di un piano di trattamento nel

quale l'aspetto protesico svolga un ruolo predominante, perché alla fine gli impianti non rappresentano l'obiettivo finale ma uno strumento per raggiungere l'obiettivo, e in tutto questo l'esperienza dell'operatore gioca un ruolo molto importante.

Parlando di tecniche implantare-protesiche, si dovrà considerare una serie di parti fondamentali tra cui: l'apparecchio (componente intraosseo), gli accessori (per inserire impianti dentali) e i componenti protesici (Figura7) [48,49].



*Figura7 Esempi di impianti dentali monofasici e bifasici. Per gentile concessione di AuthorityDental CC 2.0.*

Il termine "apparecchio" è il sinonimo anglosassone di impianto dentale. Questa componente è ora formata da una parte cervicale chiamata collo, una parte centrale formata da bobine che danno maggiore stabilità meccanica primaria chiamato corpo e una parte apicale chiamata punta. Banalmente potrebbe essere assimilata a una vite, ma è a questa vite che affidiamo una funzione importante e di conseguenza i componenti che la compongono sono estremamente rilevanti. L'altro aspetto che viene chiesto al medico,

caso per caso, e questo non è solo legato alla richiesta del paziente, ma è collegato all'analisi e all'attuazione del piano di trattamento, è quello di cercare di identificare una serie di condizioni relative sia alle aree protesiche che a quelle anatomiche, relativo al diametro e alla lunghezza dell'impianto, adatto per la sostituzione dello specifico elemento dentale. Ciò significa che in termini di diametro la scelta può variare a seconda se si devono sostituire elementi dentali del settore anteriore, elementi come canino o premolare, o molari [50,51].

Ciò comporta la possibilità di inserire impianti con un diametro standard compreso tra 3,75 e 4,5 mm per molti elementi dentali, come gli incisivi centrali, canini, molari, ma c'è anche l'indicazione morfologica di utilizzare impianti di diametro inferiore in caso di elementi dentali che hanno larghezza mesio-distale e emergenze a profilo ridotto, come gli incisivi laterali superiori e gli incisivi inferiori. Per quanto riguarda la lunghezza degli impianti, nel corso degli anni c'è stata una grande rivalutazione nella letteratura. Il punto di partenza è stato l'utilizzo di impianti dentali di lunghezza adeguata (per esempio, per la riabilitazione dell'edentulosità mandibolare totale, nell'area interforaminale sono stati utilizzati impianti con una lunghezza mai inferiore a 12-14 mm). Le ragioni di questa scelta sono molteplici: prima di tutto, la fase iniziale dell'implantologia non ha permesso di andare oltre, gli impianti erano anche lisci e non trattati in superficie, quindi la possibilità di sviluppare una stabilità secondaria non era così importante. In questi casi, avere impianti abbastanza coerenti per quanto riguarda la dimensione verticale potrebbe rappresentare un vantaggio considerevole. L'altro aspetto che è stato preso in considerazione nel corso degli anni è stato quello di cercare di identificare le regole provenienti da protesi dentali convenzionali [52,53].

La scelta del dispositivo dipende anche dalla tecnica chirurgica eseguita e dalle diverse modalità di integrazione da ottenere sui tessuti duri e morbidi. Si riconoscono quindi gli

impianti transmucosi che hanno un collo liscio posizionato al di sopra del margine osseo e su cui poggiano i tessuti molli, impianti sommersi posizionati al livello del margine osseo e chiusi dalla vite di chiusura o dalla vite di chiusura chirurgica e coperti da lembi chirurgici, impianti intermedi che hanno la possibilità di essere posizionati a livello osseo ma che non sono sommersi con l'inserimento di viti a testa cilindrica, ma piuttosto chiusi con viti di guarigione che sporgono rispetto ai tessuti molli e che consentono, anche in questo caso, integrazione dei tessuti molli direttamente nella fase di osseointegrazione. Il medico può scegliere se utilizzare un protocollo di inserimento trapiantato, sommerso o semisommerso basato per esempio sulla gestione dei tessuti molli: poiché nel caso in cui questo parametro non sia strettamente rilevante, come nella regione posteriore, sarà preferibile un impianto transgengivale, mentre se questo è anche essenziale dal punto di vista estetico, come nei settori frontali, l'impianto endosseous permetterà la gestione dei tessuti molli in modo più graduale. Tuttavia, la scelta di un impianto sommerso rispetto a uno transmucoso può essere dettata da altri fattori, come situazioni di scarsa stabilità primaria dell'impianto (come accade nell'osso D4 particolarmente povero dal punto di vista qualitativo e/o quantitativo, con l'obiettivo di evitare assolutamente qualsiasi movimento dell'impianto durante le prime delicate fasi di osseointegrazione), situazioni in cui, contemporaneamente all'inserimento dell'impianto, è necessario procedere alla rigenerazione ossea (quindi è imperativo che non vi sia contaminazione batterica dei materiali utilizzati per la rigenerazione), situazioni in cui si vuole essere sicuri che l'impianto posizionato nel sito post-estrazione non rischi di contaminazione batterica (quindi è possibile ricorrere a impianti post-estrazione immediati), situazioni in cui una gomma non danneggiata sopra l'impianto al momento della riapertura per aumentare la forma e il volume dell'osso, o situazioni in cui il paziente ha fattori di rischio che aumentano la possibilità di mancato osseointegro dell'impianto [54].

Questa diversità presente sul mercato comporterà la possibilità di eseguire diverse procedure chirurgiche; per esempio, gli impianti transmucosi richiedono un solo tempo chirurgico perché sono strutturati in modo tale che la comparsa della testa dell'impianto è già determinata nella prima fase di guarigione e quindi non necessitano di un secondo tempo chirurgico, che invece deve essere eseguita se si optano per impianti posti a livello osseo (perché se si copre e sutura tutto, sarà necessario riaprire per sostituire la vite di copertura con una vite di guarigione o un pilastro). Un altro aspetto che ci permette di classificare le infissi è la forma. Una forma a cui ci siamo abituati nella prima parte della moderna implantologia era la forma cilindrica o conica con filo. La tendenza degli ultimi anni sembra andare più verso la forma conica, ma ci sono anche impianti con morfologia ibrida, per i quali la prima porzione che segue il collo è cilindrica e poi la porzione successiva è conica. La componente intraossea, che può essere totalmente sommersa o transmucosale e che rappresenta il corpo reale del dispositivo, deve essere collegato a un dispositivo protesico sovrastante che rappresenta la struttura reale e che collega la protesi dentale con la parte intraossea [55-57].

Il collegamento del dispositivo ai componenti protesici avviene secondo due sistemi:

- Connessione esterna
- Connessione interna

Ciò significa che sulla testa del collo dell'impianto può esserci un sistema di filettatura e un dispositivo anti-rotazione che può sporgere (e poi saremo di fronte a una connessione esterna), o che può essere dentro il corpo dell'impianto (e poi avremo una connessione interna). La tendenza generale negli ultimi anni è quella di utilizzare impianti collegati internamente, perché apparentemente se si crea un vuoto all'interno dell'impianto in qualche modo, lo indebolisce, ma allo stesso tempo aumenta la facilità d'uso dei componenti protesici. L'esagono esterno è stato il primo sistema di collegamento

utilizzato in implantologia ed è nato con Brånemark all'inizio solo come meccanismo di accoppiamento con una funzione di guida per facilitare l'inserimento del supporto, poi ha ampliato le sue funzioni per diventare un vero e proprio antimeccanismo di rotazione. Nella letteratura esistono diversi studi che documentano l'incidenza di complicazioni tecniche che interessano gli impianti dotati del sistema di connessione esagonale esterno con percentuali che vanno dal 6 al 45%. Infatti, in un follow-up di 3 anni su 69 impianti con attacco esagonale esterno, Jemt ha notato che solo nel primo anno di carico, in 31 casi è stato necessario riavvitare la vite di collegamento del pilastro. Tuttavia, il problema si è ripetuto anche nei due anni successivi e precisamente nel secondo anno in 27 casi e nel terzo in 21. Secondo uno studio, la percentuale di sfilamento delle viti nelle protesi fisse è pari al 27%. Tuttavia, non va dimenticata l'importanza di un perfetto adattamento tra l'impianto e l'esagono del l'abutment. Secondo uno studio, infatti, quando l'erosione della forza di fissaggio raggiunge un livello soglia, il supporto ruota in senso antiorario. Per cercare di superare le complicazioni biomeccaniche, come il distacco della vite di collegamento o la frattura del pilastro o della vite di collegamento, i produttori di impianti con connessione esagonale esterna, e non solo, hanno introdotto l'uso di chiavi dinamometriche che davano alla vite una coppia calcolata. Questa misura, tuttavia, non ha eliminato completamente il problema e ne ha ridotto l'incidenza. I carichi applicati sulle interfacce tra i vari componenti dell'impianto portano quindi al verificarsi di varie discrepanze a livello dello stesso, riducendo notevolmente l'adattamento e la precisione del collegamento. Tra i collegamenti interni, quelli più utilizzati sono i collegamenti con esagono interno, ottagono interno, coni a vite o cono di Morse (un cono 8° e un ottagono per il riposizionamento dei componenti protesici). Le connessioni interne hanno subito dimostrato una maggiore stabilità meccanica e una migliore stabilità rispetto a quelle

esterne. Si può anche dire che i collegamenti interni hanno dimostrato di resistere meglio all'applicazione prolungata di forze laterali [57].

La parte interna dell'impianto ha un filo che permette l'avvitamento della vite di collegamento e di collegamento e sistemi anti-rotazionali che permetteranno ai montanti o agli abutment protesici di rappresentare il secondo livello di riabilitazione protesico-implantare.

I sistemi antirotazione sono utilizzati per garantire che il collegamento meccanico tra l'attacco e la protesi rimanga stabile nonostante le sollecitazioni masticatorie e per questo ogni casa crea un metodo di collegamento che è solitamente il risultato di un brevetto e che differenzia un dispositivo da un altro. Questo è anche il motivo per le viti che hanno un collegamento interno con una filettatura interna con un sistema anti-rotazione che ha una forma esagonale, per esempio.

La qualità dei sistemi è il risultato di una serie di procedure industriali di precisione e questa è una caratteristica di esso, perché la realizzazione del sistema anti-rotazionale è il risultato di un lavoro di fresatura estremamente raffinato, dato che il rischio è quello di creare antisistemi rotazionali. -rotazionale in cui gli angoli non sono fresati in modo perfetto, per la quale si verificano con aperture angolari maggiori o minori di quanto dovrebbero essere, un evento che coinvolge il collegamento con il sistema protesico sovrastante non sarà preciso [58,59].

L'effetto può essere che non si formi una condizione stabile tra il dispositivo e il supporto protesico sovrastante, specialmente quando abbiamo carichi di masticazione significativi.

I sistemi di collegamento che consentono l'aggancio tra le due parti effettuato mediante una vite non devono consentire la rotazione (ciò è possibile con l'utilizzo di connessioni poligonali) e devono essere agganci perfetti, senza movimenti di torsione ai vertici dei poligoni (per esempio il doppio ottagono interno è molto stabile e versatile ma presenta

più complicazioni a causa della presenza di molti vertici e la possibilità di movimento di  $30^\circ$  su  $30^\circ$ , oppure vi sono connessioni coniche che si adattano insieme con piramidi coniche, rispondendo così al criterio del «morso conico» che permette fisicamente di bloccare i due pezzi meccanici a causa della presenza di un attrito di scorrimento) [58].

Il collo degli impianti può essere:

- Transgingivale: in questo tipo di impianto il processo di tornitura è estremamente importante, infatti solo se ben controllato si produrranno i colli che vengono opportunamente levigati, al fine di evitare l'adesione del biofilm batterico;
- Impianti sommersi: questi impianti non hanno un collo liscio particolarmente consistente perché il loro margine superiore deve essere posto al livello del margine osseo. Esistono anche impianti dentali che hanno un collo in zirconio posizionato nella parte più cervicale dell'impianto, ma anche impianti completamente realizzati con questo materiale. Il problema degli impianti totalmente in zirconio è che si tratta di un monoblocco (impianto-supporto), dove il supporto avrà quindi una morfologia fissa e non variabile. Le bobine sono caratterizzate da un passo, cioè dalla distanza tra due bobine adiacenti misurata parallelamente al suo asse; maggiore è il numero di giri del corpo dell'impianto per unità di lunghezza e quindi maggiore è la superficie funzionale per unità di lunghezza del corpo dell'impianto. Il passo delle bobine è quindi molto importante, soprattutto nelle soluzioni a carico immediato, perché in questo caso l'aggressività delle bobine porta allo sviluppo di una maggiore stabilità primaria e determina una riduzione del micro-caricomovimento, che deve essere evitato nelle prime settimane di applicazione della protesi, poiché si ha una perdita di stabilità primaria e ancora la stabilità secondaria non è ben definita, quindi l'aggressività delle bobine dà più sostegno dal punto di vista meccanico. Le forme dei rotoli sono un'altra caratteristica molto importante. Le forme dei fili degli impianti dentali sono principalmente: filetti standard a V, filettature a forma di



sperone e filetti quadrati. Queste forme determinano una diversa distribuzione dei carichi [60-62].

Nel modello originale di impianto introdotto da Brånemark nel 1965, il design dell'impianto era caratterizzato da bobine con filettatura a V. Il progetto originale è stato modificato negli ultimi anni per consentire una migliore distribuzione dei carichi [63].

Esistono anche sul mercato impianti senza bobine, che hanno una rugosità superficiale ottenuta mediante deposito di titanio. Inoltre, ci sono impianti con un profilo di taglio più aggressivo nella parte più apicale mentre più stabilizzante nella parte del corpo e cervicale, così quando vengono inseriti, creano un filo nell'osso, perché i fili sono molto più taglienti sul bordo della porzione apicale (profilo di taglio progressivo). Esistono anche sistemi con vie di fuga, o scanalature verticali che servono a evitare una compressione eccessiva del sangue sulle pareti ossee durante l'inserimento dell'apparecchio [64].

Gli impianti sono realizzati in leghe di titanio, classificate secondo una suddivisione ASTM (American Society for Testing Materials) da leghe di grado 1 a grado 5. Questa classificazione si basa sulla quantità di titanio e di ossigeno, nonché sulla presenza di metalli idonei all'uso chirurgico o protesico. Le leghe di grado 5, ad esempio, contengono un componente di altri materiali oltre al titanio, in modo da renderle più omogenee dal punto di vista biomeccanico e quindi più adatte per l'impiego nel settore protesico o per i componenti supra-ossei; Le leghe di titanio di grado 1, invece, sono generalmente utilizzate per l'uso chirurgico o per la creazione di dispositivi, poiché favoriscono l'osteointegrazione [65].

Esistono molti meccanismi che rendono ruvido un impianto, ma possono essere suddivisi in due tecniche principali:

- tecnica sottrattiva: ad esempio, si possono utilizzare sostanze chimiche come nell'incisione, che possono corrodere la superficie e renderla ruvida;
- Tecnica additiva: per esempio, si può usare il plasma di titanio spruzzato. Ad esempio, il titanio è reso liquido dalla temperatura, viene spruzzato ad alta pressione sulla superficie e le goccioline solidificate rendono la superficie ruvida [65].

#### Anatomia e fisiologia ossea

Per attuare correttamente un piano di trattamento protesico-impiantato è indispensabile classificare il grado di riassorbimento osseo delle mascelle, poiché questo determinerà alterazioni sia quantitative (volumetriche) che qualitative (strutturali e di densità).

Nel corso degli anni, diversi autori hanno cercato di classificare il rimodellamento osseo a livello delle ossa mascellari ma quello più riconosciuto dalla letteratura scientifica è la classificazione sviluppata da Cawood e Howell nel 1988 [66].

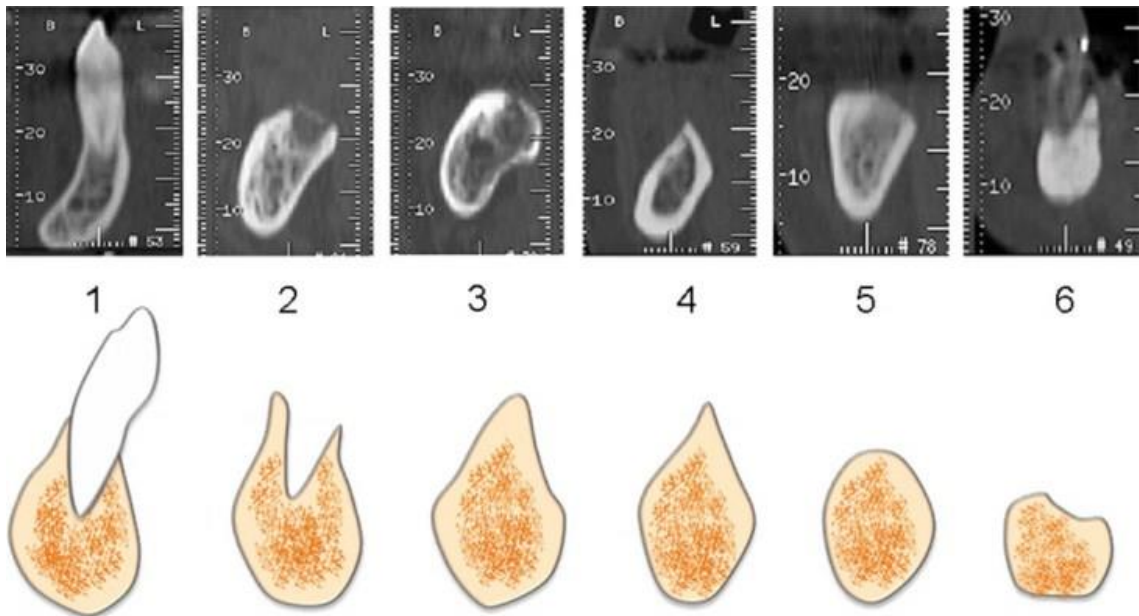
I due autori hanno esaminato tutte le classificazioni allora presenti e, valutandole incomplete, hanno deciso di utilizzare un campione di 300 teschi umani e di misurare innanzitutto le modifiche nella forma della mandibola e della mascella superiore e successivamente classificare queste modifiche strutturali.

Una volta raccolti tutti i dati, si è accertato che l'osso basale non ha subito cambiamenti significativi, a differenza di quanto è accaduto al processo alveolare.

Hanno classificato e distinto sei classi di atrofia ossea delle ossa della mascella:

- Classe 1) Gli elementi dentali sono presenti, quindi non c'è riassorbimento;
- Classe 2) La cresta alveolare presenta alveoli post-estrazione;
- Classe 3) La cresta alveolare ha subito il riassorbimento leggero ma è bene arrotondato, adeguato in altezza e spessore;
- Classe 4) La cresta alveolare ha un'altezza sufficiente ma spessore insufficiente, infatti è definita come " lama di coltello " per la sua peculiare morfologia;

- Classe 5) La cresta alveolare è appiattita, con un riassorbimento che ha generato altezza e spessore insufficienti;
- Classe 6) Si applica solo alla mandibola, in cui la cresta alveolare presenta una forte depressione ossea e una leggera perdita di osso basale (Figura866).



*Figura8 Classificazione di Cawood e Howell [66] . Da implantologi.it, tutti i diritti riservati.*

### Chirurgia orale, guidata e implantologica

Il posizionamento di un impianto nella struttura ossea deve essere considerato come un danno all'integrità dell'organismo. Intorno ad una pianta c'è sempre uno spazio vuoto, micrometrico, in cui si verificano fenomeni biologici complessi. Un'ischemia dei tessuti con necrobiosi si verifica immediatamente sul lato osseo. L'aumento della permeabilità vascolare nell'area chirurgica determina il versamento di cellule mesenchimali indifferenziate per riempire lo spazio tra la superficie ossea e l'impianto (migrazione cellulare e vascolare e colonizzazione). Dopo i primi quattro giorni, si verificano differenziazioni cellulari e l'organizzazione del tessuto peri-protesico per consentire la

rimozione dei detriti cellulari e ossei in necrosi operata da macrofagi per iniziare la fase riparativa.

La nuova formazione ossea segue tutte le fasi che caratterizzano l'ossificazione diretta: arrivo degli osteoblasti, deposito del tessuto osteoide, formazione dell'osso immaturo con fibre intrecciate.

Intorno alla sesta settimana, l'osso primitivo viene progressivamente riassorbito e sostituito da un osso lamellare maturo; questo processo porta alla formazione di osso intorno al l'impianto inserito.

La chirurgia implantare è un ramo della chirurgia orale, affidato a quest'ultima figura professionale che mira al posizionamento di uno o più dispositivi impiantabili per scopi protesici, riabilitativi o ortodontici.

L'inserimento del dispositivo può avvenire in momenti diversi:

1) Un periodo chirurgico, come nel caso della transmucosa dove, dopo l'osseo-integrazione, non sarà necessario ripetere l'incisione per vedere la posizione del l'impianto;

2) Due stadi chirurgici, come nel caso della totalmente immersa in cui, dopo l'osseo-integrazione, la gengiva dovrà essere riincisa per vedere dove si trova l'impianto e permettere di collegarla ai dispositivi protesici suprabony.

Accanto a questi due metodi canonici, ce ne sono altri legati soprattutto al momento dell'inserimento dell'impianto rispetto all'estrazione dell'elemento dentale che verrà sostituito:

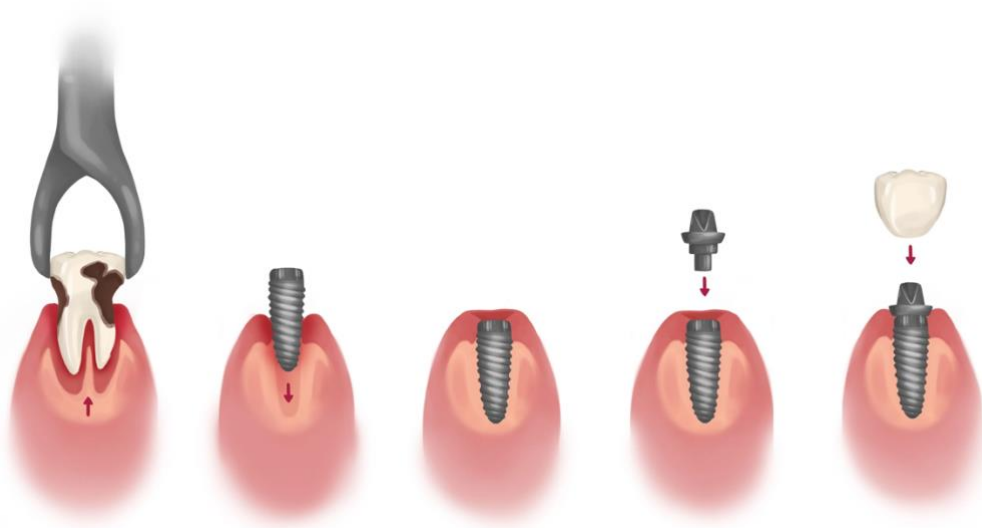
1. impianti post-estrazione immediati, in cui l'impianto è inserito immediatamente dopo l'estrazione;

2. impianti posticipati post-estrazione, in cui l'inserimento dell'impianto avviene poche settimane dopo l'estrazione dentale, quando si è verificata la guarigione dei tessuti molari;

3. impianti postestrazione ritardati, in cui l'inserimento dell'impianto avviene dopo 12-16 settimane di estrazione dentale;

4. Impianti post-estrazione tardivi, in cui l'impianto viene inserito 3-4 mesi dopo l'estrazione.

Il posizionamento del dispositivo di fissaggio dell'impianto è un intervento chirurgico che dovrebbe avvenire in condizioni sterili. Dopo aver effettuato un lavaggio antisettico alla zona interessata dalla chirurgia e all'area periorale, si procede alla fase di anestesia loco-regionale della zona colpita. La chirurgia manuale implantare prevede successivamente l'incisione chirurgica e la preparazione di un lembo mucoperiosteale a pieno spessore con un'incisione che varia a seconda del distretto, il numero di impianti da inserire. Dopo l'esposizione dell'osso corticale, se la superficie ossea è regolare, si procede ad una prima perforazione con un trapano pilota secondo il piano precedente, utilizzando un'inclinazione e una profondità precedentemente previste. Successivamente, il diametro della preparazione dell'impianto viene aumentato utilizzando fori con un diametro gradualmente maggiore fino a raggiungere quello corrispondente (Figura 9).



*Figura 9 Fasi di chirurgia dentale. Per gentile concessione di AuthorityDental CC 2.0.*

Ovviamente, questa è una delle procedure chirurgiche descritte per l'inserimento di impianti dentali, per chiarezza e brevità del discorso altre tecniche come quelle che utilizzano osteotomie o strumenti ad ultrasuoni non sono descritte [67].

## RISULTATI

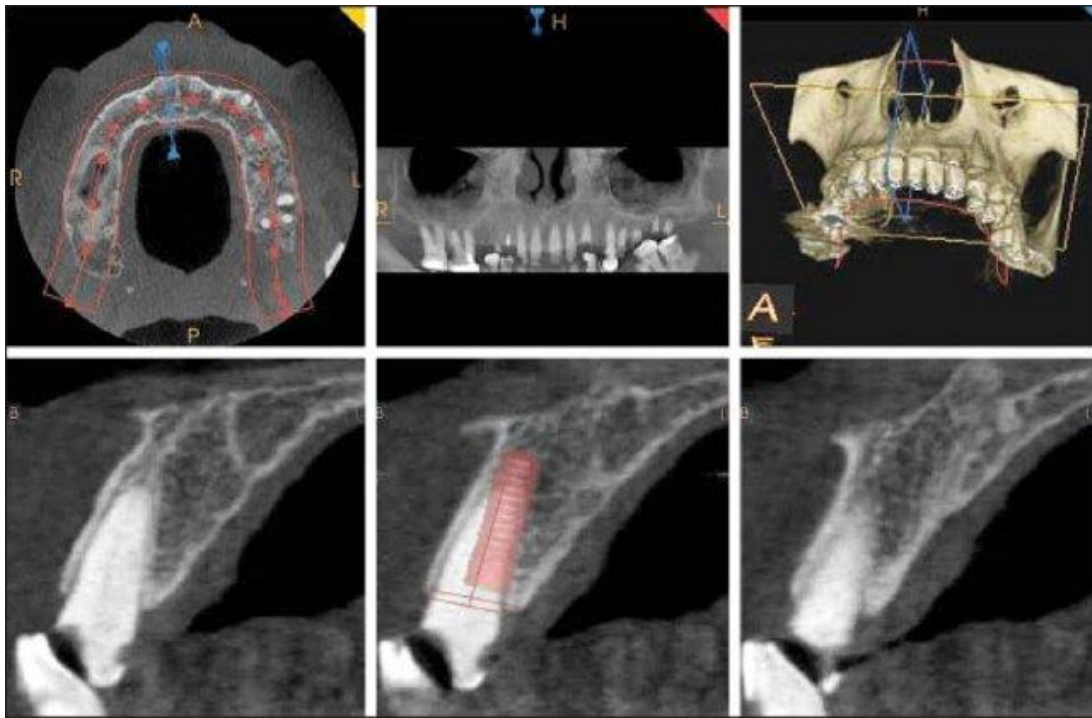
### Chirurgia digitale assistita con impianto preguidato

Attraverso l'interpretazione dei materiali e dei metodi, attraverso la bioingegneria e i metodi di medicina dentale applicati alla chirurgia orale, è possibile elaborare quanto segue.

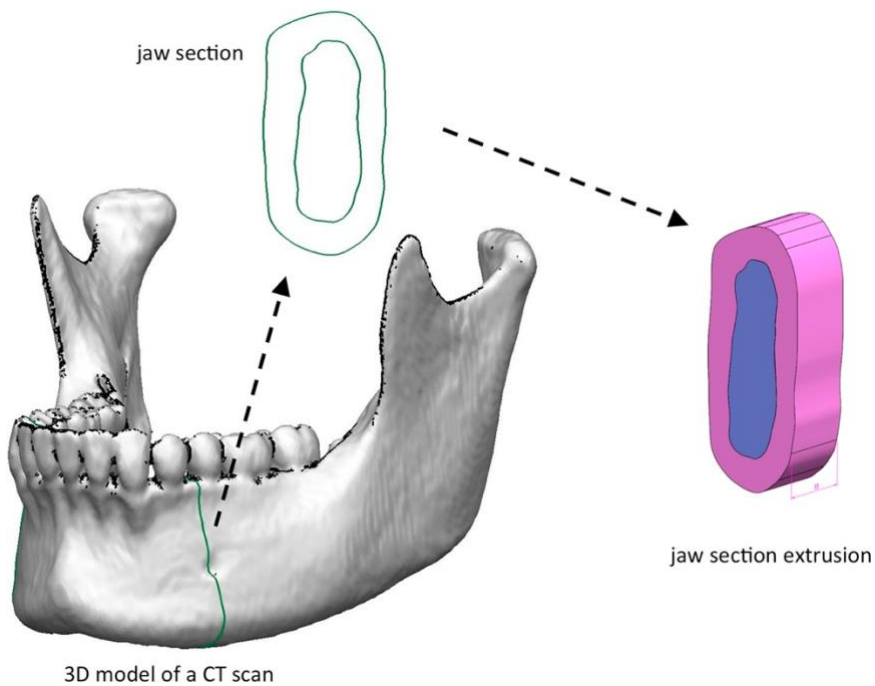
Assumendo come vero diversi impianti, è possibile trarre come conclusione un nuovo metodo utile per la pianificazione impianto-protetica, che mira a migliorare la prevedibilità a breve e lungo termine delle riabilitazioni orali. Questo metodo può essere applicato a riabilitazioni di tipo semplice o complesso e può essere reso più preciso migliorando la risoluzione delle simulazioni FEM. Inoltre, è possibile calcolare non solo i componenti principali dei restauri, come protesi, impianti e ossa, ma anche tutti i componenti più piccoli, come abutment, viti passanti o altre strutture presenti.

L'analisi FEM ci permette di effettuare una simulazione biomeccanica delle forze masticatorie simulate su un componente specifico (impianto-protetico). Tutto inizia con una scansione intraorale e un esame radiografico tridimensionale del paziente. Una volta che queste immagini sono state confrontate, è possibile procedere alla realizzazione del modello. Teoricamente, un valore determinato di densità ossea può essere assegnato in

base alla scala di Hounsfield identificata della radiografia . immagini di tipo dicom  
(Figura10 11Figura11

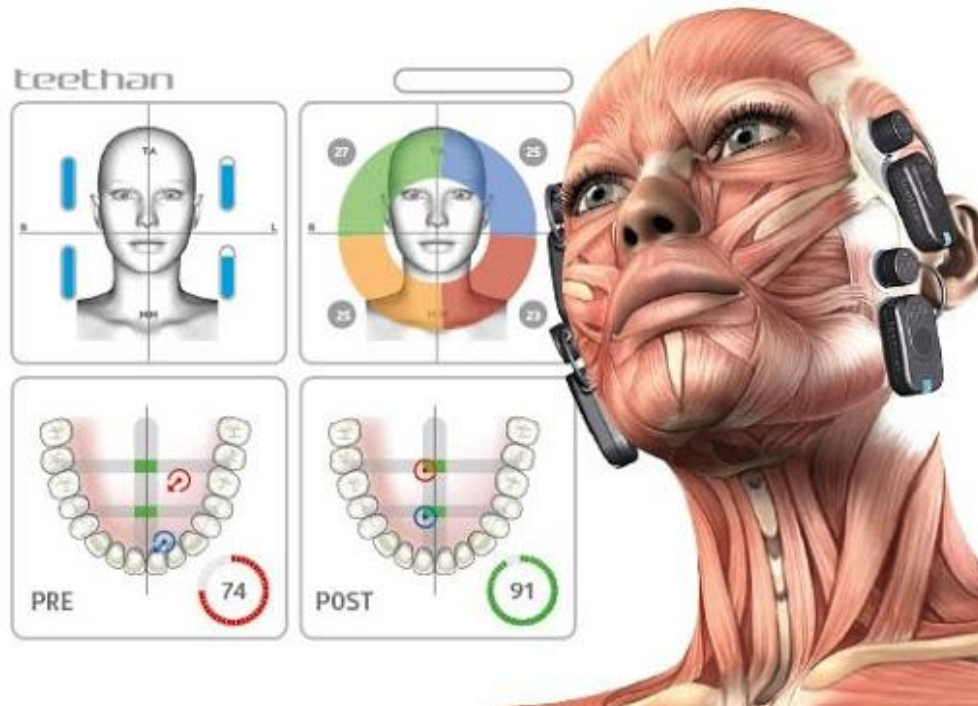


*Figura10 Pianificazione della tomografia computerizzata a fascio conico nella mascella [68].*



*Figura11 Dalle immagini radiografiche (file.dicom) a .stl. Tutti i diritti riservati [69].*

Le forze masticatorie possono essere misurate anche in vivo sul paziente con l'uso di elettromiografi di precisione, con forcelle personalizzate che misurano la forza masticatoria, attualmente già sul mercato (Figura12



*Figura12 Strumento per la misurazione della forza di morso.*

Una volta ottenuti questi valori, e ottenuto il . modello del nostro paziente, possiamo procedere con la realizzazione della protesi e la pianificazione chirurgica.

Avendo identificato approssimativamente, in primo luogo, la posizione ideale degli elementi dentali da riabilitare, è quindi possibile procedere al posizionamento digitale dei dispositivi di impianto, rispettando possibilmente l'anatomia ossea del paziente, o valutare eventuali manovre rigenerative contestuali. Solo a questo punto sarà possibile procedere al posizionamento del supporto e quindi alla progettazione della protesi definitiva.

Ottenuta questa struttura, si potrà procedere alla simulazione applicando all'analisi FEM i cicli sopra descritti e le forze precedentemente misurate. Se l'analisi mostra picchi di



stress sulla corticale o sul midollo osseo, a questo punto sarà possibile procedere con la riprogrammazione del posizionamento dell'impianto, in modo da ridurre lo stress sui tessuti duri. Questo ovviamente per ottenere un'immagine in cui la distribuzione dei carichi sia uniforme e permetta una corretta funzione biomeccanica. È stato analizzato come l'osso non sia una struttura statica, ma altamente dinamica e capace di rispondere a determinati stimoli meccanici, come anche menzionato dalla legge di Wolff [70].

Se lo stimolo è eccessivo, può provocare danni ossei o riassorbimento, che possono effettivamente scatenare una malattia peri-implantare o la perdita dell'apparecchio stesso. Solitamente nel campo biomeccanico la distribuzione della tensione viene analizzata con particolare attenzione, sia nelle strutture biologiche, per vedere quanto l'accoppiamento con una struttura artificiale (es., protesi, impianto) modifichi la loro risposta strutturale a sollecitazioni esterne, e nelle strutture artificiali per verificarne la capacità di resistenza. L'identificazione della distribuzione e dell'entità delle tensioni in una struttura è importante, poiché evidenzia le aree più sollecitate e a rischio di rottura. Inoltre, nel caso di tessuti biologici, necrosi o ipertrofia e quali aree sono meno sollecitate che, nel caso di tessuti biologici, potrebbero indurre atrofia. Nell'analisi dello stato di stress dei sistemi biomeccanici, particolare attenzione è stata rivolta all'osso corticale mandibolare, in quanto era una delle parti più sollecitate e sono stati confrontati i valori di tensione nelle aree di interfaccia con l'impianto. Secondo l'esperienza, il riassorbimento osseo è quello che più colpisce la pelle. Secondo altri studi [71] Figura 13 della geometria dell'impianto, rispettivamente tra 4-13MPa e 12-29Mpa. Una volta ottenuta un'analisi ottimale dal punto di vista della distribuzione delle forze sul l'osso corticale e midollare, si passa alla valutazione dei componenti protesici-implantabili per distribuire correttamente anche su questi. Ovviamente questa fase può essere molto più difficile se si tratta di protesi avvitate su quattro, cinque o sei impianti dentali come mostrato nella figura 13.



*Figura13 Esempi di protesi fisse su quattro e sei impianti.*

Solo dopo l'ultima simulazione e l'analisi unica di tutti i componenti sarà possibile confermare la pianificazione effettuata e passare alla fase successiva. Creare una guida chirurgica (modello) che il chirurgo utilizzerà per posizionare gli impianti come previsto (Figura14



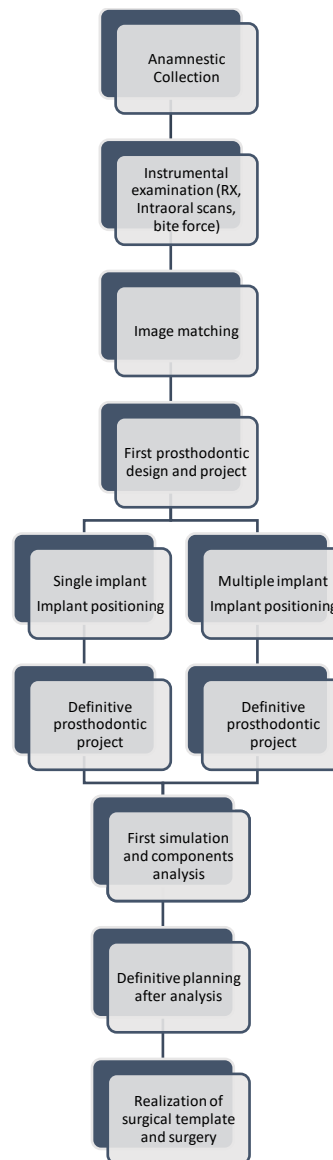
*Figura14 Modello di impianto dentale, per il posizionamento di quattro impianti.*

*Blog.iti.org, tutti i diritti riservati.*

Per questo motivo, i produttori di impianti dentali sono spesso incontrati, che negli ultimi anni hanno ora creato kit chirurgici per il posizionamento di impianti con un modello. La chirurgia è una delle fasi più semplici, quindi, una volta posizionato il modello, si seguono il protocollo e la pianificazione.

In sintesi, quindi, si possono riassumere le seguenti fasi:

1. Raccolta di anamnesi
2. Esami strumentali (radiografia tridimensionale, impronta ottica intraorale)
3. Abbinamento e trasformazione delle immagini da . dicom a . stl
4. Prima progettazione di una protesi con posizione vantaggiosa dal punto di vista biomeccanico.
5. Posizionamento dell'impianto rispettando il più possibile l'anatomia.
6. Realizzazione di un progetto protesico definitivo.
7. Prima simulazione.
8. Analisi dei picchi di forza e attenuazione mediante movimento del l'impianto dentale.
9. Pianificazione definitiva dell'impianto.
10. Realizzazione di guida chirurgica.
11. Intervento chirurgico (Figura15



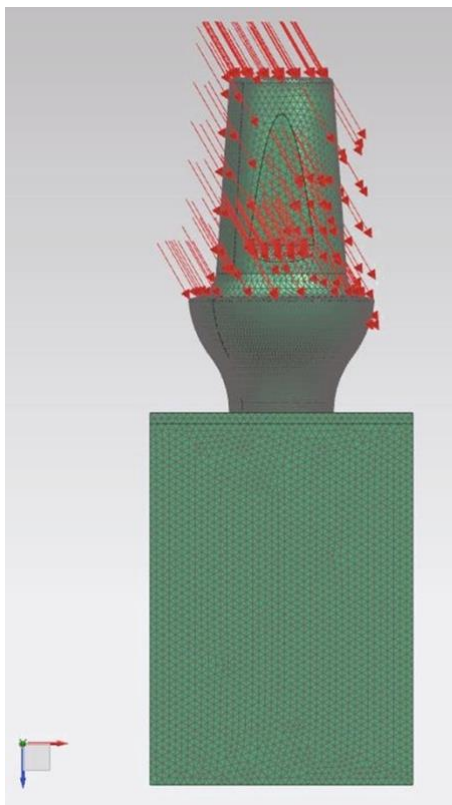
*Figura15 Flusso di lavoro per la chirurgia implantare pre-guidata assistita da un dispositivo digitale.*

## Discussione

Da quanto è stato detto sopra, risulta evidente l'importanza che riveste nel prossimo futuro la possibilità di avere apparecchiature elettroniche e informatiche in grado di funzionare a tal punto da consentire la creazione di una simulazione di questo tipo ad hoc per ogni paziente durante la pianificazione del l'inserimento del l'impianto. Come già discusso in diversi studi, il tempo necessario per eseguire una singola simulazione di questo tipo può essere superiore a 30 minuti. Ovviamente, le difficoltà consistono ancora nel poter

"discretizzare" i componenti ossei del paziente con il minor tasso di errore possibile, tutto partendo dalle immagini radiografiche tridimensionali contenute nel . file DICOM. La trasformazione di . dicom in . stl è attualmente possibile. Ovviamente, la qualità delle immagini radiografiche è essenziale e si deve applicare un valore di densità ossea, quindi valori biomeccanici, a seconda del valore radiografico identificato nella scala dei grigi (scala di Hounsfield).

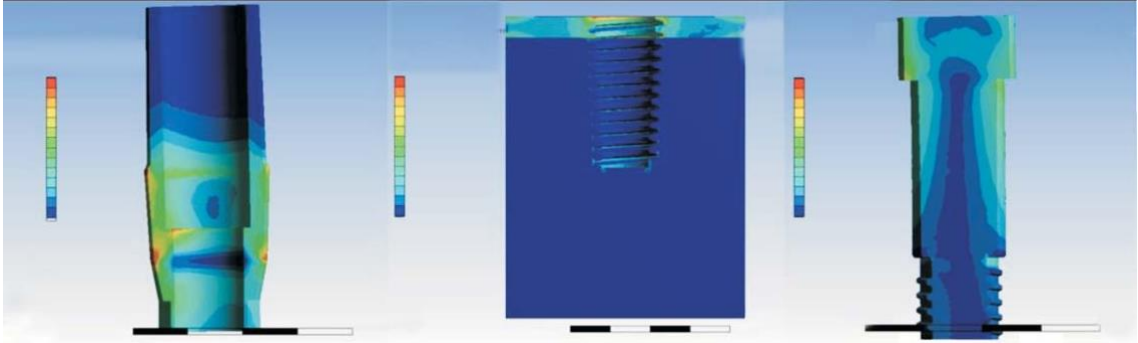
In uno studio di Cervino et al. [ 72]I componenti degli impianti dentali sono stati testati con un'inclinazione retta di 30 gradi e con carichi dinamici 2000 volte ciascuno (FiguraFigura16



*Figura16 Esempio di direzione delle forze a 30 gradi*

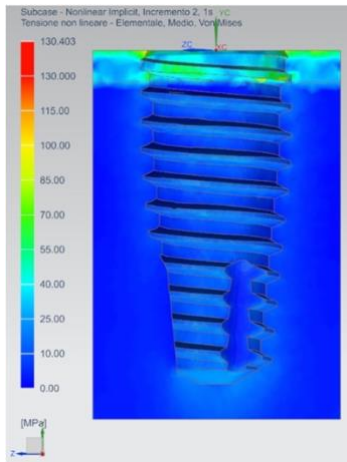
Sono state prese in considerazione diverse condizioni di carico. Tutti i carichi sono stati distribuiti sui componenti della superficie dell'impianto a contatto con la corona dentale. Si è potuto dimostrare la

relazione tra i carichi applicati al sistema, che comporta le caratteristiche geometriche dei materiali, i vincoli e le deformazioni. Il programma, utilizzando le analisi di Von Mises, Figura 17.

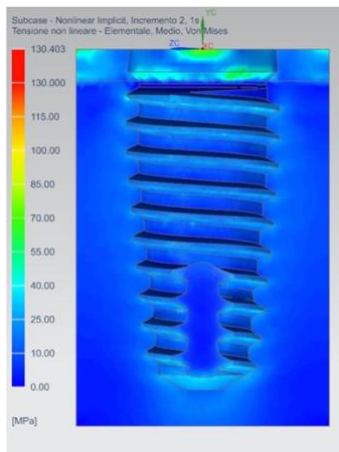


*Figura 17 Distribuzione cromatica delle sollecitazioni in (da sinistra) abutment, collo dell'impianto dentale, passante. Da parte dell'autore*

L'analisi degli elementi finiti è un utile aiuto per la valutazione dello stress che aumenta nell'osso a causa della presenza di dispositivi protesici. Rappresenta un modo semplice per studiare sistemi biomeccanici complessi, invece di tecniche sperimentali difficili da applicare. Per eseguire una simulazione affidabile, occorre tener conto di diversi parametri fondamentali, quali il modello del materiale dei tessuti ossei, lo stato di osseointegrazione dell'impianto e il precarico della vite interna [73]. In queste due figure è facile evidenziare come le caratteristiche del collo del l'impianto dentale possano influenzare lo stress sull'osso (figura 18) Figura 18) Figura 19

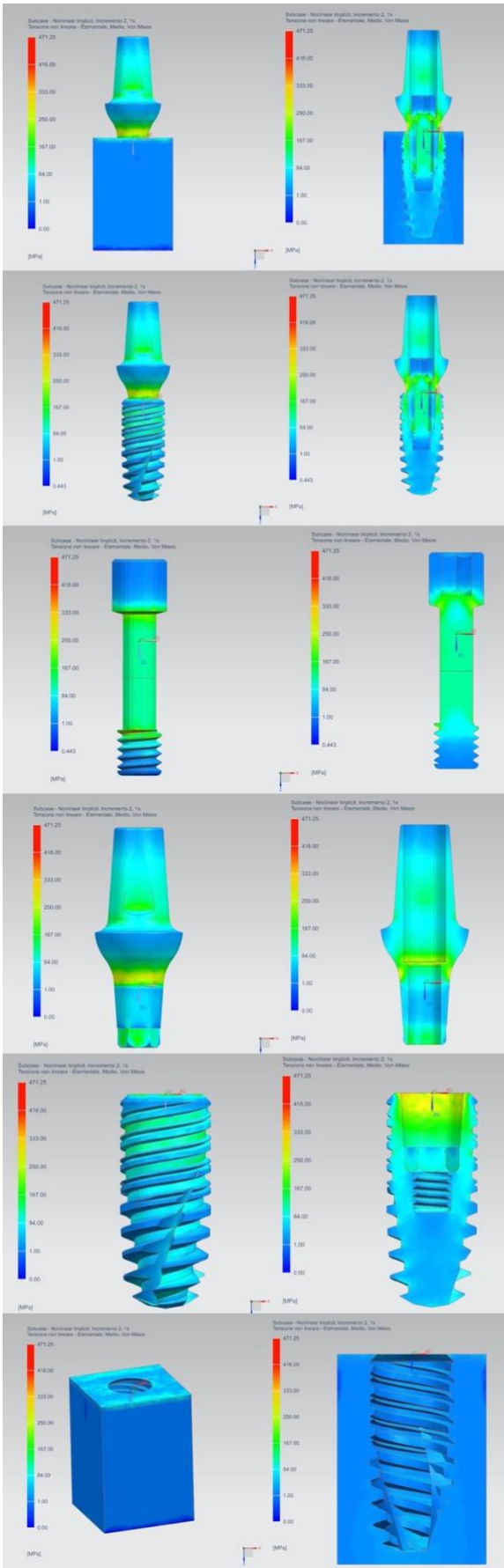


*Figura18 Distribuzione dello stress sui tessuti ossei (cancelloso e corticale) per: AnyOne®(Megagen®, Corea del Sud)*



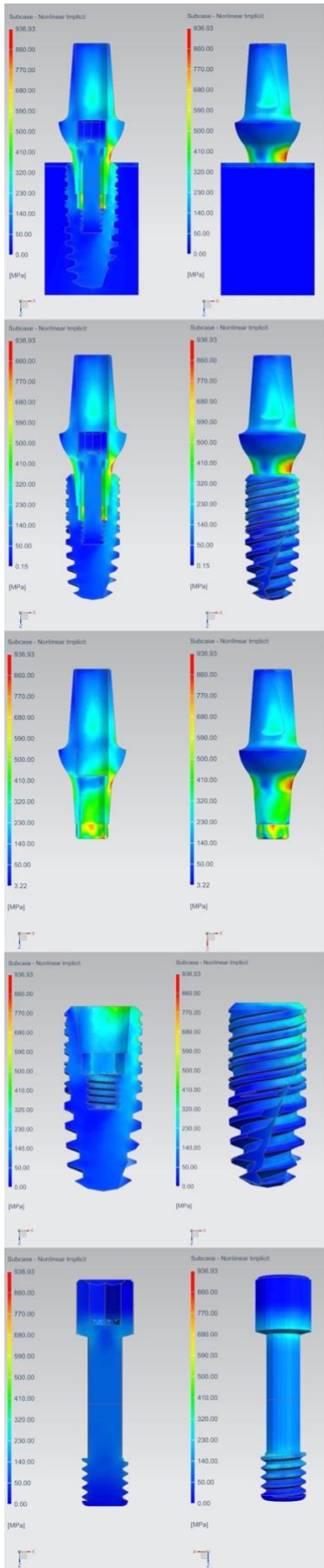
*Figura19 Distribuzione dello stress sui tessuti ossei (cancelloso e corticale) per: AnyOne®(Megagen®, Corea del Sud)*

Questo ulteriore studio del gruppo di ricerca dell'Università di Messina [71] ha evidenziato quanto sia evidente la differenza nella distribuzione delle forze sul tessuto osseo e comunque su tutti i tessuti peri-implantari, quando cambia la direzione del carico. Considerando che è impossibile ottenere un carico assiale "puro" durante la masticazione, sarebbe quindi opportuno poter pianificare l'inserimento dell'impianto, dopo una simulazione di questo tipo (Figura20 21Figura21





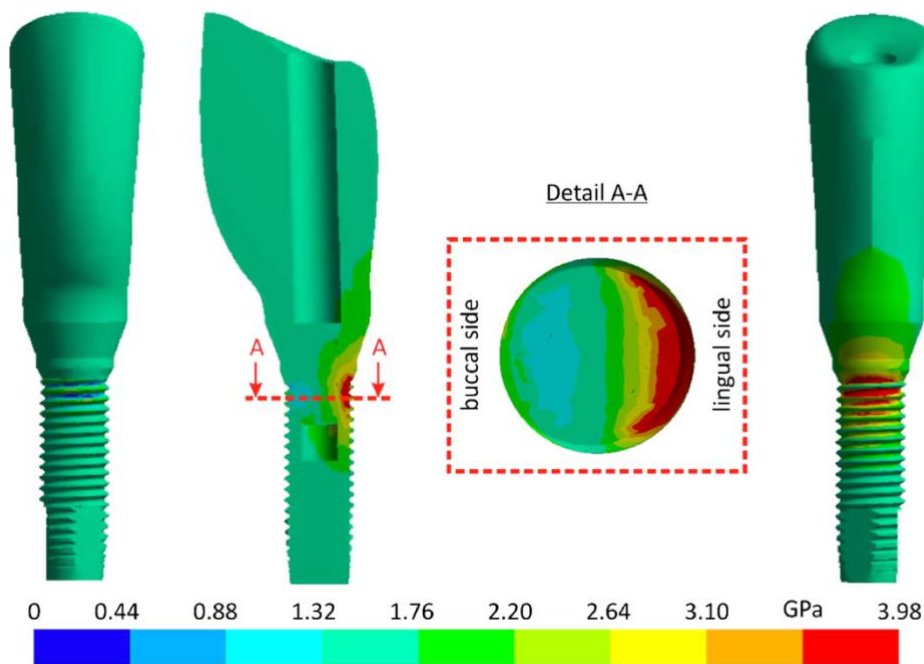
*Figura20 Distribuzione assiale del carico e della forza sugli impianti dentali, sui componenti protesici e sulle ossa.*



*Figura21 Distribuzione di carico e forza a 30° su impianti dentali, componenti protesici e ossa.*

Secondo Michailidis et al. [ 74]la maggiore rigidità del materiale impiantabile sviluppa elevate sollecitazioni, mentre l'adiacente osso spongioso si deforma, assorbendo parzialmente il carico indotto, determinando così una minore distribuzione delle sollecitazioni. Questo è evidente lungo l'intera lunghezza della fissazione dell'impianto e in tutti gli scenari di carico, che è stato associato con la geometria della vite implantare cilindrica.

Le simulazioni hanno rivelato che la lunghezza di fissazione del l'impianto (lunghezzaFigura22 della protesi (figura 22)).



*Figura22 Distribuzione delle sollecitazioni sugli impianti dentali in condizioni di periimplantite. Tutti i diritti riservati [74].*

La possibilità di creare un articolatore virtuale, e ancor più di misurare la forza masticatoria del paziente, e di creare una simulazione quanto più possibile realistica permetterebbe certamente riabilitazioni sicure e prevedibili nel tempo, individuare la

posizione migliore per l'inserimento del l'impianto. , e per la progettazione protesica. Permettere di limitare i guasti implantari a medio-lungo termine legati ai processi peri-implantari indotti da parametri biomeccanici. Nel caso in cui la perdita di un impianto si verifichi poco dopo aver eseguito un intervento chirurgico di impianto dentale, quindi prima che l'osteointegrazione abbia avuto luogo, la causa probabile non è attribuibile alla periimplantite e può essere:

- insufficiente sterilizzazione del campo operatorio
- surriscaldamento dell'osso
- la mancanza di stabilità primaria al momento del suo inserimento
- il sovraccarico occlusale della vite dell'impianto

La periimplantite è un'infezione batterica che colpisce gli impianti dentali. Questo è determinato dall'accumulo di placca e tartaro e quindi scarsa o sbagliata igiene orale domestica associata alla mancanza di sessioni di igiene orale professionale, che nei soggetti predisposti alla parodontite e quindi alla periimplantite dovrebbe avere una frequenza trimestrale. Le principali cause della periimplantite sono:

- predisposizione genetica come per la parodontite
- corona imprecisa che provoca un maggiore accumulo di placca intorno all'impianto
- mancanza del punto di contatto che determina l'impatto alimentare, cioè l'accumulo di cibo e placca tra i denti
- presenza di cemento sotto la gomma colonizzata da batteri

Quest'ultimo è probabilmente la causa principale della periimplantite. Per questo motivo, le protesi su impianti con vite sono ora preferite. Infatti, l'insorgenza della periimplantite è legata alle condizioni che causano un maggiore accumulo di placca e tartaro sotto la gengiva. Generalmente, l'infezione si manifesta con sanguinamento spontaneo e gonfiore

della zona interessata, la presenza di un gusto metallico sulla salivazione e infine la mobilità dell'impianto dentale. La periimplantite agisce in modo simile alla parodontite, causando il riassorbimento osseo intorno agli impianti e causando l'inevitabile perdita della protesi. In ogni caso, l'infezione che coinvolge gli impianti dentali è un processo lento, le cui conseguenze più gravi, come la perdita dell'impianto dentale, possono essere evitate attraverso la chirurgia di rigenerazione ossea. Quando l'impianto è mobile, a differenza degli elementi dentali, viene sempre perso. In ogni caso, se i sintomi della periimplantite sono presenti, è necessario contattare immediatamente un implantologo e parodontologo esperto per un esame approfondito ed esami radiografici. Una radiografia intraorale, una sonda parodontale e un esame clinico saranno sufficienti per fare una diagnosi di periimplantite. La zona peri-implantare potrebbe essere influenzata dal carico non assiale, da elementi protesici a sbalzo, dal rapporto corona/impianto, dal tipo di connessione impianto-pilastro, dalle disadattazioni, dalle proprietà dei materiali di restauro e dai denti antagonisti. Tuttavia, è il disegno macro-architettonico dell'impianto che stabilisce la fissazione meccanica iniziale, che è cruciale per ridurre al minimo la mobilità. Figura 23, è stato intrapreso uno studio per valutare l'impianto in entrambe le mascelle in condizioni di funzione immediata. Questo impianto sarà presentato con l'analisi degli elementi finiti e gli esperimenti sugli animali con la spiegazione della biomeccanica della periimplantite. Un altro studio di Macedo et al. [69] mostra come le sollecitazioni analizzate con il metodo von Mises sull'osso corticale fossero superiori a quelle registrate sull'osso trabecolare, per carico assiale o obliquo (Figura 23). Inoltre, gli impianti di cono di Morse hanno mostrato un volume più elevato di osso peri-impianto a basso stress e un volume inferiore di osso peri-impianto a alto stress. Pertanto, i sistemi di impianto a cono di Morse hanno rivelato un comportamento biomeccanico migliore rispetto agli impianti esagonali esterni, per quanto riguarda il volume osseo significativo

sottoposto a una bassa intensità di stress. Ciò fornisce anche importanti informazioni riguardanti l'influenza di una componente interna dell'impianto dentale sull'osso.

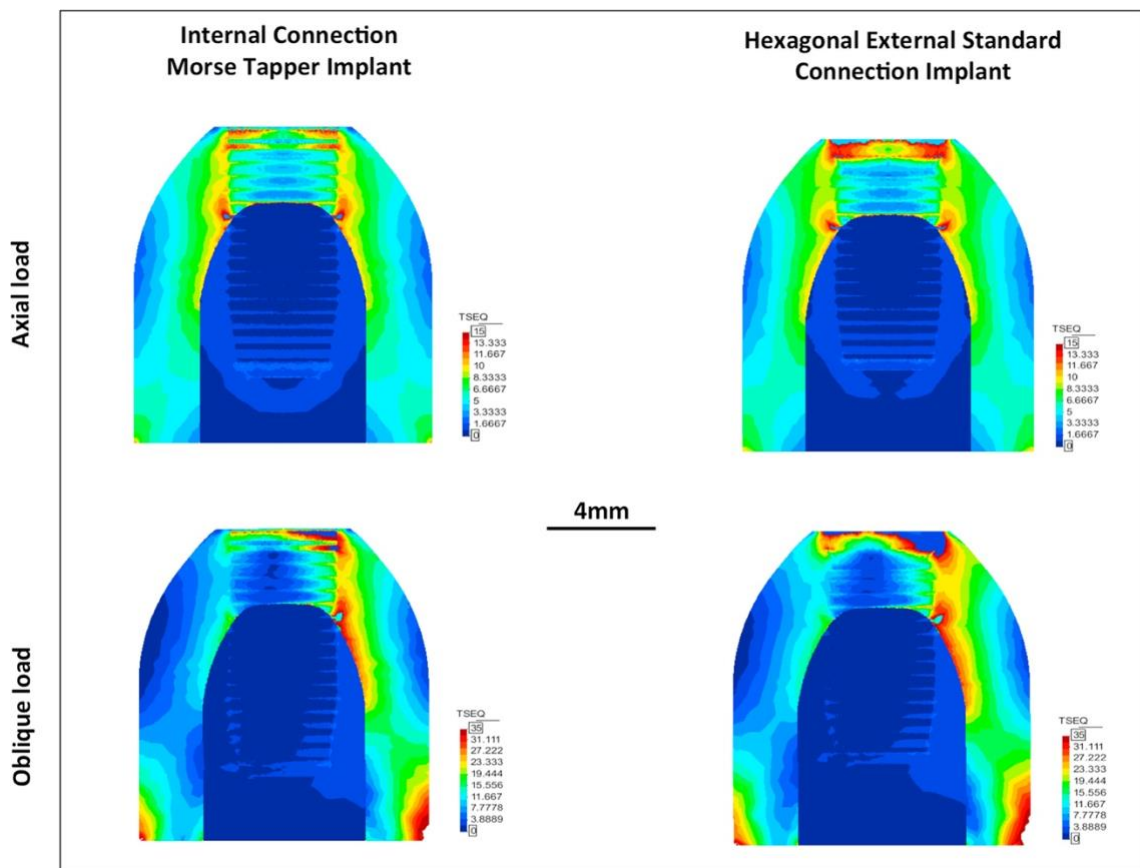


Figura23 Effetto di diverse connessioni interne al l'osso peri-implantato.

### Limitazioni

Il limite principale di questo studio risiede ovviamente nel fatto che attualmente non è possibile effettuare una simulazione del genere, che richiederebbe non solo un parere positivo da parte di un comitato etico, ma anche risorse per raccogliere il campione dei pazienti con un gruppo di controllo; eseguire simulazioni e interventi chirurgici con tutto il materiale chirurgico e l'impianto protesico.

### Conclusione

Ciò che è stato analizzato permetterebbe certamente una riabilitazione molto più sicura e prevedibile, grazie alle analisi derivate dalla bioingegneria effettuata. Oggi, le analisi

FEM ci permettono di migliorare i dispositivi dell'impianto, le connessioni e i singoli componenti. Ciò è dovuto alle simulazioni cicliche e alla continua ricerca scientifica in questo settore. Avere uno strumento di questo tipo, definito come, a lato della sedia, disponibile per il dentista, sarebbe un obiettivo molto importante. Purtroppo, queste simulazioni richiedono ancora hardware molto performante e costoso, e i tempi di simulazione sono molto lunghi. Tra l'altro, il software non è facile da usare e un dentista, anche se aiutato da un odontotecnico (che ormai ha dovuto necessariamente applicarsi al mondo digitale) non possiede le competenze o gli strumenti necessari per svolgere questo tipo di lavoro.

La possibilità di effettuare una simulazione di questo tipo, dopo aver eseguito semplici esami strumentali che fanno ormai parte della pratica clinica, permetterebbe riabilitazioni sicure semplici e complesse non solo a breve termine ma anche a lungo termine.

**Non sono stati ricevuti finanziamenti.**

**L'autore dichiara di non essere in conflitto d'interessi.**

## Ringraziamenti

Alla fine di questo articolo, vorrei menzionare tutte le persone senza le quali questa tesi non esisterebbe.

*Ringrazio il mio Tutor, il prof. Marco Cicciù, che in questi anni di lavoro ha saputo guidarmi con suggerimenti pratici nella pratica clinica, nella ricerca scientifica e nella redazione dei documenti. Ringrazio il Prof Cervino, per avermi supportato questi anni. Ringrazio Luca, amico e collega di mille avventure. Ringrazio tutto il team del Prof. Cicciù con cui condividiamo quotidianamente tutte le esperienze lavorative e accademiche.*



## DIDASCALIA FIGURA

- Figura 1. Esempio di protesi amovibile (CCBY 4.0) - 7 -
- Figura 2. Esempio di ceramica feldspatica (CCBY 4.0) - 9 -
- Figura 3. Scansione intraorale ed esempio di misurazione (CCBY 4.0) - 13 -
- Figura 4. Simulazione della traiettoria delle fessure ossee. Tutti i diritti riservati [44]. - 22 -
- Figura 5. Modello FEM coesivo per singolo osteone. Tutti i diritti riservati [44]. - 23 -
- Figura 6. Modello per l'analisi della distribuzione delle sollecitazioni e delle microfessure. Tutti i diritti riservati [44]. - 23 -
- Figura 7. Esempi di impianti dentali monofasici e bifasici. Per gentile concessione di AuthorityDental CC 2.0. - 25 -
- Figura 8. Classificazione di Cawood e Howell [66]. Da implantalogi.it, tutti i diritti riservati. - 34 -
- Figura 9. Fasi di chirurgia dentale. Per gentile concessione di AuthorityDental CC 2.0. - 36 -
- Figura 10. Pianificazione della tomografia computerizzata a fascio conico nella mascella [68]. - 38 -
- Figura 11. Dalle immagini radiografiche (file.dicom) a .stl. Tutti i diritti riservati [69]. - 38 -
- Figura 12. Strumento per la misurazione della forza di morso. - 39 -
- Figura 13. Esempi di protesi fisse su quattro e sei impianti. - 41 -
- Figura 14. Modello di impianto dentale, per il posizionamento di quattro impianti. Blog.iti.org, tutti i diritti riservati. - 41 -
- Figura 15. Flusso di lavoro per la chirurgia implantare pre-guidata assistita da un dispositivo digitale. - 43 -

|   |        |
|---|--------|
| Figura 16. Esempio di direzione delle forze a 30 gradi  | - 44 - |
| Figura 17. Distribuzione cromatica delle sollecitazioni in (da sinistra) abutment, collo dell'impianto dentale, passante. Da parte del l'autore | - 45 - |
| Figura 18. Distribuzione dello stress sui tessuti ossei (cancelloso e corticale) per: AnyOne®(Megagen®, Corea del Sud)                          | - 46 - |
| Figura 19. Distribuzione dello stress sui tessuti ossei (cancellous e cortical) per: AnyOne®(Megagen®, Corea del Sud)                           | - 46 - |
| Figura 20. Distribuzione assiale del carico e della forza sugli impianti dentali, sui componenti protesici e sulle ossa.                        | - 48 - |
| Figura 21. Distribuzione di carico e forza a 30° su impianti dentali, componenti protesici e ossa.  | - 50 - |
| Figura 22. Distribuzione delle sollecitazioni sugli impianti dentali in condizioni di perimplantite. Tutti i diritti riservati [74].            | - 50 - |
| Figura 23. Effetto di diverse connessioni interne al l'osso peri-impiantato.  | - 53 - |

## Riferimenti

1. Urist, M.R. Bone: formazione per autoinduzione. *Science* **1965**, *150*, 893-899, doi:10.1126/science.
2. Pihlstrom, B.L.; Michalowicz, B.S.; Johnson, N.W. Malattie parodontali. *Lancet* **2005**, *366*, 1809-1820, doi:10.1016/s0140-6736(05)67728-8.
3. Diesendorf, M. Il mistero della carie in declino. *Natura* **1986**, *322*, 125-129, doi:10.1038/322125a0.
4. Fiorillo, L. Salute orale: il primo passo verso il benessere. *Medicina* **2019**, *55*, 676, doi:10.3390/medicina55100676.
5. Schmidt, A.; Klussmann, L.; Wöstmann, B.; Schlenz, M.A. Accuratezza di impressioni digitali e convenzionali dell'arco completo nei pazienti: un aggiornamento. *J Clin Med* **2020**, *9*, doi:10.3390/jcm9030688.
6. Tomita, Y.; Uechi, J.; Konno, M.; Sasamoto, S.; Iijima, M.; Mizoguchi, I. Accuratezza dei modelli digitali generati dai metodi convenzionali di impronta/modello in gesso e scansione intraorale. *Dent Mater J* **2018**, *37*, 628-633, doi:10.4012/dmj.2017-208.
7. Tallarico, M.; Ceruso, F.M.; Muzzi, L.; Meloni, S.M.; Kim, Y.-J.; Gargari, M.; Martinolli, M. Effetto del posizionamento immediato simultaneo dell'impianto e della ricostruzione ossea guidata con membrane di maglia ultra-fine in titanio **sui parametri radiografici e clinici dopo 18 mesi di carico**. *Materiali* **2019**, *12*, 1710.
8. Zhang, C.; Li, Z.; Yang, R. Progettazione digitale e applicazione di stampato in 3D guida chirurgica per la fissazione a vite lunga della frattura condylar sagittale. *J Craniofac Surg* **2021**, *32*, e632-e634, doi:10.1097/scs.0000000000007605.

9. Gherlone, E.F.; Ferrini, F.; Crespi, R.; Gastaldi, G.; Cappare, P. Impronte digitali per la fabbricazione di restauri definitivi "all-on-four". *Implant Dent* **2015**, *24*, 125-129, doi:10.1097/id.0000000000000206.
10. Kolata, G.B. Il metodo degli elementi finiti: una rinascita matematica. *Science* **1974**, *184*, 887-889, doi:10.1126/science.
11. Makin, S. Alla ricerca degli effetti della tecnologia digitale sul benessere. *Nature* **2018**, *563*, S138-s140, doi:10.1038/d41586-018-07503-w.
12. Kim, S.K.; Heo, S.J.; Koak, J.Y.; Lee, J.H.; Lee, Y.M.; Chung, D.J.; Lee, J.I.; Hong, S.D. Uno studio di biocompatibilità di una resina composita ibrida per protesi a base acrilica rinforzata con poliedraloligosilsesquioxano. *J Oral Rehabil* **2007**, *34*, 389-395, doi:10.1111/j.1365-2842.2006.01671.x.
13. John, J.; Gangadhar, S.A.; Shah, I. Resistenza alla flessione della resina polimetilmetacrilato termopolimerizzata rinforzata con fibre di vetro, aramide o nylon. *J Prosthet Dent* **2001**, *86*, 424-427, doi:10.1067/mpr.2001.118564.
14. Lee, J.H.; Jun, S.K.; Kim, S.C.; Okubo, C.; LEE, S.H. Studio della citotossicità delle resine termoplastiche per protesi. *J Adv Prosthodont* **2017**, *9*, 453-462, doi:10.4047/jap.2017.9.6.453.
15. Taylor, T.D.; Wiens, J.; Carr, A. Considerazioni basate su prove per l'occlusione protesica e dentale removibile: una revisione della letteratura. *J Prosthet Dent* **2005**, *94*, 555-560, doi:10.1016/j.prosdent.2005.10.012.
16. Sambataro, S.; Bocchieri, S.; Fastuca, R.; Giuntini, V.; Fiorillo, L.; Cicciù, M.; Caprioglio, A. Cambiamenti occlusali e scheletrici dopo il trattamento del copricapo cervicale con e senza arco inferiore di utilità in pazienti in crescita di classe II. In *J Craniofac Surg*, 2020/12/06 ed.; 2020; 10.1097/scs.00000000000007305

17. Lavorgna, L.; Cervino, G.; Fiorillo, L.; Di Leo, G.; Troiano, G.; Ortensi, M.; Galantucci, L.; Cicciù, M. Affidabilità di un progetto protesico virtuale realizzato attraverso un'acquisizione fotografica in 2d e 3d: uno studio sperimentale *sulla precisione di diversi sistemi digitali*. In *Int J Environ Res Public Health*, 2019; Vol. 16.
18. Scrascia, R.; Fiorillo, L.; Gaita, V.; Secondo, L.; Nicita, F.; Cervino, G. Protesi supportata da impianto per la riabilitazione di pazienti con edentoli. Dalla protesi temporanea alla definitiva con un nuovo protocollo: una relazione unica *sul caso*. In *Prosthesis*, 2020; Vol. 2, pp. 10-24.
19. Tallarico, M.; Caneva, M.; Baldini, N.; Gatti, F.; Duvina, M.; Billi, M.; Iannello, G.; Piacentini, G.; Meloni, S.M.; Cicciù, M. Riabilitazione centrata sul paziente dell'edentulismo singolo, parziale e completo con protesi fisse cementate o avvitate: la prima conferenza di consenso del Centro di ricerca e formazione in implantologia avanzata Osstem 2017. 2018, **12**, **617-626**, doi:10.4103/ejd.ejd\_243\_18.
20. Kitagawa, M.; Murakami, S.; Akashi, Y.; Oka, H.; Shintani, T.; Ogawa, io; Inoue, T.; Kurihara, H. Stato attuale dell'allergia dentale ai metalli in Giappone. *J Prosthodont Res* **2019**, *63*, 309-312, doi:10.1016/j.jpor.2019.01.003.
21. Zhang, Y.; Lawn, B.R. Valutazione della zirconia dentale. *Dent Mater* **2019**, *35*, 15-23, doi:10.1016/j.dental.2018.08.291.
22. Montazerian, M.; Zanutto, E.D. Vetroceramica per odontoiatria bioattiva e inerte. *J Biomed Mater Res A* **2017**, *105*, 619-639, doi:10.1002/jbm.a.35923.
23. Bacali, C.; Baldea, io; Moldovan, M.; Carpa, R.; Olteanu, D.E.; Filip, G.A.; Nastase, V.; Lascu, L.; Badea, M.; Constantiniuc, M., et al. Resistenza alla flessione, biocompatibilità e attività antimicrobica di una resina per protesi in

- polimetilmetacrilato potenziata con nanoparticelle di grafene e argento. *Clin Oral Investig* **2019**, 10.1007/s00784-019-03133-2, doi:10.1007/s00784-019-03133-2.
24. Giudice, G.; Cicciù, M.; Cervino, G.; Lizio, A.; Visco, A. Resina scorrevole e spazio marginale sulla terza cavità mediale del dente che coinvolge lo smalto e il cemento radicolare: valutazione di due tecniche di restauro mediante SEM. **2012**, *23*, 763-769, doi:10.4103/0970-9290.111256.
25. Neppelenbroek, K.H.; Kurokawa, L.A.; Procópio, A.L.F.; Pegoraro, T.A.; Hotta, J.; Mello Lima, J.F.; Urban, V.M. Durezza e rugosità superficiale dello smalto e dei rivestimenti di base *delle protesi in resina dopo disinfezione chimica ripetuta a lungo termine*. **J Contemp Dent Pract** *2015*, *16*, 54-60, doi:10.5005/jp-journals-10024-1635.
26. Traini, T.; Pettinicchio, M.; Murmura, G.; Varvara, G.; Di Lullo, N.; Sinjari, B.; Caputi, S. Risultato estetico di un impianto monouso mascellare anteriore immediatamente posizionato e restaurato con una corona e un abutment in zirconia-ceramica su misura: trattamento a fasi. *Quintessence International* **2011**, *42*, 103-108.
27. Lee, J.H.; Son, K.; Lee, K.B. Adattamento marginale e interno di restauri in ceramica fabbricati con scansione digitale e impressioni convenzionali: uno studio clinico. *J Clin Med* **2020**, *9*, doi:10.3390/jcm9124035.
28. Ortensi, L.; Vitali, T.; Bonfiglioli, R.; Grande, F. Nuovi trucchi nella progettazione di preparazione *per le veneers ceramiche laminate protesi*. **Protesi** *2019*, *1*, 29-40.
29. Camardella, L.T.; Breuning, H.; de Vasconcellos Vilella, O. Accuratezza e riproducibilità delle misure su modelli di gesso e modelli digitali creati con uno

- scanner intraorale.*Orofac Orthop* 2017, 78, 211-220, doi:10.1007/s00056-016-0070-0.
30. Tallarico, M. Computerizzazione e flusso di lavoro digitale in medicina: focus on digital dentistry.*Materiali* **2020**, 13, 2172.
31. Rodrigues, S.B.; Franken, P.; Celeste, R.K.; Leitune, V.C.B.; Collares, F.M. CAD/CAM o materiali tradizionali restauri in ceramica longevità: una revisione sistematica e meta-analisi.*J Prosthodont Res* **2019**, 10.1016/j.jpor.2018.11.006, doi:10.1016/j.jpor.2018.11.006.
32. Ferrini, F.; Sannino, G.; Chiola, C.; Capparé, P.; Gastaldi, G.; Gherlone, E.F. Influenza dello scanner intraorale (I.O.S.) sulla precisione marginale delle corone singole CAD/CAM.*Int J Environ Res Public Health* **2019**, 16, doi:10.3390/ijerph16040544.
33. Cervino, G.; Fiorillo, L.; Arzukanyan, A.V.; Spagnuolo, G.; Cicciu, M. Dental Restorative Digital Workflow: Design digitale del sorriso *dall'estetica alla funzione*.*Dent J (Basel)* 2019, 7, doi:10.3390/dj7020030.
34. Clough, R. Riflessioni sul l'origine del metodo *degli elementi finiti*.**Computer e strutture - COMPUT STRUCT** 2001, 79, 2029-2030, doi:10.1016/S0045-7949(01)00123-7.
35. Cervino, G.; Fiorillo, L.; Arzukanyan, A.; Spagnuolo, G.; Campagna, P.; Cicciù, M. Applicazione Di Dispositivi Di Bioingegneria Per La Valutazione Di Sforzo In Odontoiatria: Gli Ultimi 10 Anni Fem Analisi Parametrica Dei Risultati E *Delle Tendenze Correnti*.**Minerva Stomatologica** **2020**.
36. Cicciù, M.; Cervino, G.; Milone, D.; Risitano, G. Indagine FEM sulla distribuzione dello stress *sull'osso mandibolare a causa di overdenture avvitate posizionata su impianti dentali*.**Materiali** 2018, 11, doi:10.3390/ma11091512.

37. Cicciù, M.; Cervino, G.; Milone, D.; Risitano, G. analisi FEM di componenti dentali dell'interfaccia protesi-abutment e valutazione parametrica degli attacchi protesici Equator® e Locator®. *Materiali* **2019**, *12*, doi:10.3390/ma12040592.
38. D'Amico, C.; Bocchieri, S.; Sambataro, S.; Surace, G.; Stumpo, C.; Fiorillo, L. Considerazioni sul carico occlusale *nei restauri fissi supportati da impianto*. In *Prosthesis*, 2020; Vol. 2, pp. 252-265.
39. Yamanishi, Y.; Yamaguchi, S.; Imazato, S.; Nakano, T.; Yatani, H. Influenze del disegno del collo dell'impianto e del tipo di giunzione impianto-pilastro *sullo stress osseo peri-impianto e sul micromovimento degli abutmenti: analisi tridimensionale degli elementi finiti*. *Materiali dentali* 2012, *28*, 1126-1133, doi:10.1016/J.dental.2012.07.160.
40. Zhang, Y.; Lawn, B.R. Nuovi materiali di zirconia in odontoiatria. *J Dent Res* **2018**, *97*, 140-147, doi:10.1177/0022034517737483.
41. Hanawa, T. Zirconia contro titanio in odontoiatria: una rassegna. *Dent Mater J* **2020**, *39*, 24-36, doi:10.4012/dmj.2019-172.
42. Filardi, V. Stress schermanti analisi FE sull'articolazione temporomandibolare. *Journal of Orthopaedics* **2020**, *18*, 63-68, doi:<https://doi.org/10.1016/j.jor.2019.09.013>.
43. Fiorillo, L.; Cicciù, M.; D'Amico, C.; Mauceri, R.; Oteri, G.; Cervino, G. Metodo degli elementi finiti e Indagine di Von Mises sulla risposta ossea a sforzo dinamico con una nuova connessione conica dell'impianto dentale. *Biomed Res Int* **2020**, *2020*, 2976067, doi:10.1155/2020/2976067.
44. Sabet, F.A.; Raeisi Najafi, A.; Hamed, E.; Jasiuk, I. Modellizzazione della frattura ossea e della forza a diverse scale di lunghezza: una rassegna. *Interfaccia Focus* 2016, *6*, 20150055, doi:doi:10.1098/rsfs.2015.0055.



45. Najafi, A.R.; Arshi, A.R.; Eslami, M.R.; Fariborz, S.; Moeinzadeh, M.H. Frattura micromeccanica nel l'osso corticale osteonale: studio delle interazioni tra propagazione delle microfessure, microstruttura e proprietà dei materiali. *J Biomech* **2007**, *40*, 2788-2795, doi:10.1016/j.jbiomech.2007.01.017.
46. Mischinski, S.; Ural, A. Modellazione ad elementi finiti della crescita di microcrack in osso corticale. *Rivista di meccanica applicata* **2011**, *78*, doi:10.1115/1.4003754.
47. Mischinski, S.; Ural, A. Interazione della microstruttura e della crescita delle microfessure nel l'osso corticale: uno studio sugli elementi finiti. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* **2013**, *16*, 81-94, doi:10.1080/10255842.2011.607444.
48. Sher, J.; Kirkham-Ali, K.; Luo, J.D.; Miller, C.; Sharma, D. Impianto di impianto dentale in pazienti con una storia di farmaci relativi a osteonecrosi delle mascelle: Una revisione sistematica. *J Oral Implantol* **2021**, *47*, 249-268, doi:10.1563/aaid-joi-D-19-00351.
49. Norcia, A.; Cicciù, M.; Maticena, G.; Bramanti, E. Posizionamento dell'impianto dentale mediante la radice. Una tecnica prevedibile per la chirurgia post-estrattiva. **2016**, *65*, 393-402.
50. Cicciù, M.; Tallarico, M. Impianti e materiali dentali. Disponibile online: [https://www.mdpi.com/journal/materials/special\\_issues/dental\\_implants\\_materials](https://www.mdpi.com/journal/materials/special_issues/dental_implants_materials) (accesso il 22/12/2020).
51. Cicciù, M.; Tallarico, M. Materiali per impianti dentali: stato attuale e prospettive future. *Materiali* **2021**, *14*, 1-2, doi:10.3390/ma14020371.
52. Tallarico, M.; Canullo, L.; Khanari, E.; Meloni, S.M. Risultati del trattamento con impianti dentali in pazienti sottoposti a terapia attiva con alendronato: risultati di

- un follow-up di 3 anni di uno studio multicentrico prospettico osservazionale. *Clin Oral Implants Res* **2016**, *27*, 943-949, doi:10.1111/clr.12662.
53. Fiorillo, L.; Cicciù, M.; Tozum, T.F.; Saccucci, M.; Orlando, C.; Romano, G.L.; D'Amico, C.; Cervino, G. Materiali endosseous dell'impianto dentale e risultati clinici delle leghe differenti: una rassegna sistematica. *Materiali* **2022**, *15*, 1979.
54. Mozzati, M.; Arata, V.; Giacomello, M.; Del Fabbro, M.; Gallesio, G.; Mortellaro, C.; Bergamasco, L. Stime del rischio di insufficienza dopo il posizionamento di impianti dentali associato al plasma ricco in fattore di crescita-Endoret nelle donne osteoporotiche sotto terapia con bisfosfonato. *J Craniofac Surg* **2015**, *26*, 749-755, doi:10.1097/scs.00000000001535.
55. Meto, A.; Meto, A. Caricamento immediato di impianti dentali utilizzando la tecnica flapless con saldatura elettrica. *Balk J Stom* **2013**, *17*, 162-168.
56. Kitagawa, T.; Tanimoto, Y.; Odaki, M.; Nemoto, K.; Aida, M. Influenza dei disegni di giunzione impianto/abutment sul rilascio della vite dell'abutment in un sistema di impianti dentali. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* **2005**, *75*, 457-463, doi:10.1002/jbm.b.30328.
57. Pournasrollah, A.; Negahdari, R.; Gharekhani, V.; Torab, A.; Jannati Ataei, S. Investigare l'effetto del tipo di collegamento abutment-impianto sul rilascio della vite dell'abutment in un sistema di impianti dentali utilizzando metodi ad elementi finiti. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* **2019**, *13*, 289-297, doi:10.15171/joddd.2019.044.
58. Wu, Y.L.; Tsai, M.H.; Chen, H.S.; Chang, Y.T.; Lin, T.T.; Wu, A.Y. Effetti biomeccanici delle viti di supporto in zirconia del produttore e del mercato post-vendita dell'attrezzatura originale sul gruppo di impianti dentali. *Sci Rep* **2020**, *10*, 18406, doi:10.1038/s41598-020-75469-9.

59. Jörn, D.; Kohorst, P.; Besdo, S.; Rücker, M.; Stiesch, M.; Borchers, L. Influenza del lubrificante sul precarico e *sulle sollecitazioni della vite in un modello ad elementi finiti per un impianto dentale*. *Il giornale di odontoiatria protesica* 2014, 112, 340-348, doi:10.1016/J.PROSDENT.2013.10.016.
60. Kim, S.Y.; Dodson, T.B.; Fare, D.T.; Wadhwa, G.; Chuang, S.-K. Fattori associati alla perdita ossea crestale in seguito al posizionamento di un impianto dentale in uno studio di follow-up longitudinale. *Journal of Oral Implantology* **2015**, 41, 579-585, doi:10.1563/aaid-joi-d-12-00193.
61. Shemtov-Yona, K.; Rittel, D. Fatica di impianti dentali: fatti e fallacies. *Dent J (Basel)* **2016**, 4, doi:10.3390/dj4020016.
62. Cicciù, M.; Cervino, G.; Milone, D.; Risitano, G. analisi FEM di componenti dentali dell'interfaccia protesi-abutment e valutazione parametrica degli attacchi protesici Equator® e Locator®. 2019, 12, **doi:10.3390/ma12040592**.
63. Brånemark, P.I. Osseointegrazione e suo background sperimentale. *J Prosthet Dent* **1983**, 50, 399-410, doi:10.1016/s0022-3913(83)80101-2.
64. El-Bagoury, N.; Ahmed, S.I.; Ahmed Abu Ali, O.; El-Hadad, S.; Fallatah, A.M.; Mersal, G.A.M.; Ibrahim, M.M.; Wysocka, J.; Ryl, J.; Boukherroub, R., et al. L'influenza della microstruttura sulla chimica dello strato passivo e la resistenza alla corrosione per alcune leghe a base di titanio. *Materials (Basel)* **2019**, 12, doi:10.3390/ma12081233.
65. Fiorillo, L.; D'Amico, C.; Campagna, P.; Terranova, A.; Militi, A. Materiali dentali Impianti Leghe: Un'analisi di fluorescenza a raggi X su Fds76®. In *Minerva Stomatol*, 2021; Vol. 70.

66. Cawood, J.I.; Howell, R.A. Chirurgia preprotetica ricostruttiva. I. Considerazioni anatomiche. *Int J Oral Maxillofac Surg* **1991**, *20*, 75-82, doi:10.1016/s0901-5027(05)80711-8.
67. Makary, C.; Menhall, A.; Zammarie, C.; Lombardi, T.; Lee, S.Y.; Stacchi, C.; Park, K.B. Ottimizzazione della stabilità primaria mediante l'uso di dispositivi con profondità del filo diversa in base alla densità ossea: uno studio clinico prospettico sugli impianti a carico precoce. *Materiali* **2019**, *12*, 2398.
68. Gluckman, H.; Salama, M.; Du Toit, J. Terapie di estrazione parziale (PET) Parte 2: Procedure e aspetti tecnici. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* **2017**, *37*, 377-385, doi:10.11607/prd.3111.
69. Macedo, J.P.; Pereira, J.; Faria, J.; Pereira, C.A.; Alves, J.L.; Henriques, B.; Souza, J.C.M.; López-López, J. Analisi degli elementi finiti del l'estensione delle sollecitazioni al l'osso periimplantare che circonda l'esagono esterno o gli impianti a cono di Morse. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **2017**, *71*, 441-447, doi:<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.03.011>.
70. Frost, H.M. Wolff Legge e adattamenti strutturali del l'osso al l'uso meccanico: una panoramica per i medici. *Angle Orthod* **1994**, *64*, 175-188, doi:10.1043/0003-3219(1994)064<0175:Wlabsa>2.0.Co;2.
71. Fiorillo, L.; Cicciù, M.; D'Amico, C.; Mauceri, R.; Oteri, G.; Cervino, G. Metodo degli elementi finiti e Indagine di Von Mises sulla risposta ossea a sforzo dinamico con una nuova connessione conica dell'impianto dentale. In *Biomed Res Int*, 2020/10/27 ed.; 2020; Vol. 2020, p 2976067.
72. Cervino, G.; Romeo, U.; Lauritano, F.; Bramanti, E.; Fiorillo, L.; D'Amico, C.; Milone, D.; Laino, L.; Campolongo, F.; Rapisarda, S., et al. Fem e Von Mises Analisi di OSSTEM (r) Componenti strutturali dell'impianto dentale: valutazione

dei carichi dinamici *della direzione differente*. **Open Dent J** 2018, 12, 219-229, doi:10.2174/1874210601812010219.

73. Cicciù, M.; Cervino, G.; Terranova, A.; Risitano, G.; Raffaele, M.; Cucinotta, F.; Santonocito, D.; Fiorillo, L. Parametri meccanici e protesici dell'osso facciale sotto il carico di diverse forme di impianti dentali: uno studio parametrico. In *Prosthesis*, 2019; Vol. 1, pp. 41-53.
74. Michailidis, N.; Karabinas, G.; Tsouknidas, A.; Maliaris, G.; Tsipas, D.; Koidis, P. Simulazione di impianto endostale basata su FEM per determinare l'effetto del riassorbimento osseo peri-impiantato sul fallimento dell'impianto indotto da stress. *Biomed Mater Eng* **2013**, 23, 317-327, doi:10.3233/bme-130756.