



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE**

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**“FENOMENI DI CEDIMENTO STRUTTURALE DI IMPIANTI
DENTALI: IDENTIFICAZIONE DELLA CAUSE E DEI FATTORI
PREDISPONENTI”**

Relatore: Prof. Emanuele Luigi Carniel

Laureando: Rosario Francesco Forte

ANNO ACCADEMICO 2024 – 2025

Data di laurea 22/11/2024

Ai miei genitori che grazie ai loro sforzi mi hanno permesso di raggiungere questo traguardo. Senza di loro questa tesi non esisterebbe.

A mia sorella che c'è sempre stata per un confronto e per una risata.

Alla mia famiglia che nonostante la distanza non mi ha mai fatto mancare il loro affetto.

A tutti gli amici che mi hanno accompagnato in questo viaggio e hanno reso più leggero il percorso.

Alla città di Padova che poco più di tre anni fa mi ha accolto e mi ha permesso di conoscere persone stupende.

INDICE

INDICE.....	5
1. ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL DENTE.....	7
1.1 Dentizione.....	7
1.2 Struttura del dente	8
1.3 Osso alveolare	9
2. PATOLOGIE DEL CAVO ORALE CHE CAUSANO L'EDENTULIA	10
2.1 Edentulia.....	10
2.2 Gengivite	11
2.3 Parodontite	11
2.4 Bruxismo.....	14
3. SOLUZIONI RIABILITATIVE DELL'EDENTULIE PARZIALI E TOTALI CON IMPIEGO DI IMPIANTI OSTEOINTEGRATI	15
3.1 Protesi dentali su impianti.....	15
3.2 Impianti dentali	16
3.3 Processo di Osteointegrazione	17
3.4 Parametri fisici degli impianti.....	17
4. ANALISI DELLE FORZE CHE AGISCONO SULL'IMPIANTO DURANTE LA MASTICAZIONE	20
4.1 Il sistema masticatorio	20
4.2 Il ruolo dell'occlusione	21
4.3 Distribuzione delle forze che agiscono sull'impianto durante la masticazione	22
5. CAUSE CHE PORTANO ALLA ROTTURA DEGLI IMPIANTI DENTALI.....	26
5.1 Fattori di carico.....	28
5.2 Diametro dell'impianto	29
5.3 Fatica meccanica	30
5.4 Posizione dell'impianto.....	34
5.5 Progettazione della sovrastruttura	34
6. CONCLUSIONI	35
RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI	37

Abstract

Gli impianti dentali ad oggi sono la soluzione più richiesta e con maggiori probabilità di successo per ripristinare le arcate dentali soggette alla condizione debilitante e degenerativa dell'edentulia. L'edentulia è una condizione clinica caratterizzata dalla perdita parziale o totale dei denti, che ha conseguenze sia sulla salute generale, dovute ad una non corretta alimentazione, che su quella psico-sociale.

Gli impianti dentali sono dei dispositivi protesici fissi e fungono da radice dentale artificiale, inseribile nella mascella o nella mandibola. Una volta inseriti svolgono la funzione di sostegno dei denti artificiali, ristabilendo il corretto funzionamento dell'attività masticatoria.

Gli impianti dentali sono stati utilizzati nel corso degli ultimi decenni con alte percentuali di successo, tuttavia seppur con basse probabilità, possono andare incontro al fallimento protesico. In questo elaborato sono state analizzate le forze che agiscono durante la masticazione e che sollecitano gli impianti dentali. Sono stati altresì analizzati i fattori e i fenomeni che portano al cedimento strutturale degli impianti stessi, sollecitati dai cicli masticatori, mettendo in evidenza la correlazione fra tali fattori. In particolare è stata approfondita la correlazione che sussiste fra tali fattori e il comportamento che esplicano sugli impianti dentali, causandone la rottura, ed è stata riscontrata la compresenza di più fattori predisponenti, come sovraccarichi masticatori o errori di progettazione nel restauro protesico. Le forze generate durante la masticazione possono sollecitare l'impianto in modo critico. Un'analisi approfondita dei carichi funzionali e dei fattori predisponenti è essenziale per comprendere le cause di rottura e per migliorare la prognosi a lungo termine degli impianti.

1. ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL DENTE

1.1 Dentizione

I denti sono definiti nel complesso come “dentizione”. Essi servono a masticare il cibo, dividendolo in pezzi più piccoli. Attraverso l’azione ciclica della masticazione le fibre del tessuto connettivo della carne e delle fibre vegetali vengono rotte, questo non solo facilita la digestione, ma espone una superficie maggiore all’azione degli enzimi digestivi, velocizzando così la digestione chimica. Gli adulti normalmente hanno 16 denti nella mandibola (arcata inferiore) e 16 nella mascella (arcata superiore) (Fig.1.1).

I denti presenti in ciascuna arcata non sono tutti uguali; essi differiscono per forma, posizione all’interno della cavità orale e ruolo durante la masticazione. In particolare dalla linea media verso la parte posteriore del cavo orale, troviamo due incisivi, un canino, due premolari e fino a tre molari. I denti si distinguono per la funzione che svolgono durante la masticazione:

Gli incisivi presentano una forma a lametta e sono posti nella porzione anteriore delle arcate, sono denti che hanno funzione di taglio e sono utilizzati per mordere un pezzo di cibo.

I canini hanno una forma conica con una cresta acuminata e un apice aguzzo, sono più appuntiti e svolgono la funzione di strappare e perforare.

I premolari e i molari sono caratterizzati da superfici relativamente ampie e dalla presenza da due a cinque punte arrotondate (cuspidi), adatte alla frantumazione e alla macinazione del cibo[1].

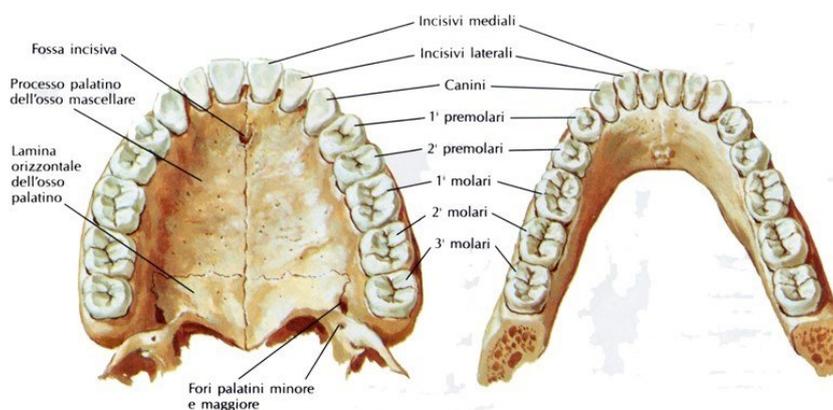


Figura 1.1 Vista dell’ arcata mandibolare e mascellare

1.2 Struttura del dente

Ogni dente è inserito in una cavità chiamata alveolo, quest'ultimo è rivestito dal legamento periodontale, che permette di ancorare saldamente il dente all'alveolo, ma consente un minimo movimento sotto la pressione della masticazione. Il legamento è innervato da fibre nervose propriocettive, ciò consente di sentire il movimento dei denti e la forza della masticazione. Questa sensibilità viene persa quando il dente viene sostituito con un impianto dentale. Le regioni di un dente sono definite dalla loro relazione con le gengive. La corona è la parte al di sopra della gengiva, cioè la porzione visibile del dente, invece la radice è la parte al di sotto dell'attacco della gengiva, incastonata nell'osso alveolare. Il punto d'incontro tra gengiva e corona è chiamato colletto. Il numero di radici che innestano il dente nell'alveolo varia dalla tipologia di dente, in genere i canini e gli incisivi presentano una sola radice, i premolari una o due radici, i primi e i secondi molari hanno in genere due o tre radici, mentre nel terzo molare le radici sono spesso fuse in una sola[1].

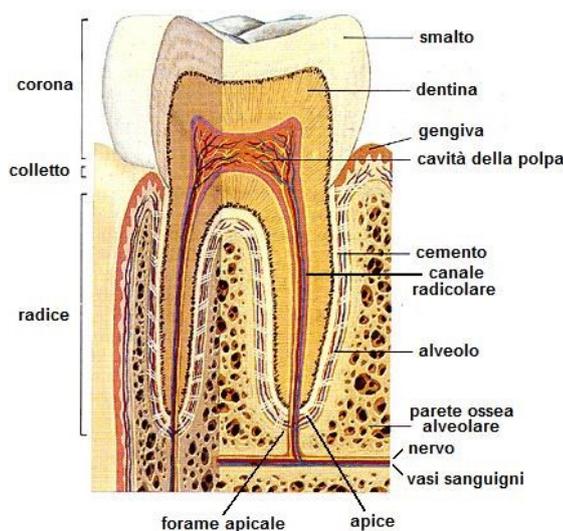


Figura 1.2 Sezione del dente

La maggior parte del dente è costituita da un tessuto simile all'osso chiamato dentina. A sua volta la dentina è ricoperta di smalto nella corona, e di cemento nella radice (Fig. 1.2). Lo smalto è un tessuto epiteliale calcificato, molto duro e di aspetto biancastro. Il cemento e la dentina sono tessuti connettivi vivi, le cellule del cemento (cementociti) sono sparse più o meno casualmente e si trovano in piccole cavità. Le cellule della dentina (odontoblasti) delimitano la cavità pulpare. Il dente all'interno, oltre alla cavità pulpare che si trova nella corona, presenta dei canali radicolari in corrispondenza delle radici; il loro numero dipende dal numero di radici. Gli spazi della cavità pulpare e dei canali sono occupati dalla polpa, caratterizzata da tessuto connettivo lasso, vasi sanguigni, linfatici e nervi. Quest'ultimi

entrano all'interno delle cavità del dente attraverso il forame apicale, posto all'estremità basale di ogni radice. L'ingranamento dei denti, quando la bocca è chiusa si chiama occlusione e le superfici dove avviene il contatto superfici occlusali. Le punte arrotondate dei premolari e dei molari si chiamano cuspidi, i premolari presentano due cuspidi invece i molari quattro. Le cuspidi dell'arcata inferiore e superiore quando la bocca è chiusa si incastrano e compiono dei movimenti reciproci durante la masticazione, questo permette una maggiore efficienza durante il ciclo masticatorio[1].

1.3 Osso alveolare

L'osso alveolare è la parte di osso della mascella e della mandibola che contiene le radici dei denti. Svolge anche una serie di funzioni: fornisce supporto meccanico e protezione, mantiene l'omeostasi minerale, l'ematopoiesi e ha anche funzioni endocrine. Si forma durante lo sviluppo del dente per fornire l'attaccamento osseo al legamento parodontale. Quando il dente viene perso, si assiste a una sua graduale scomparsa. E' costituito da lamine corticali esterne, da una spongiosa centrale e dall'osso che delimita l'alveolo. La lamina corticale è costituita da strati superficiali di osso lamellare organizzati secondo i sistemi haversiani con spessore variabile, L'osso trabecolare o spugnoso che occupa la parte centrale è anch'esso un osso lamellare in cui le lamelle sono organizzate in trabecole. L'osso delimitante la cavità alveolare è chiamato osso fascicolare, il nome è dovuto alla presenza di alcune cavità che permette l'attacco dei fasci di fibre del legamento parodontale. Il ricambio dell'osso alveolare è molto rapido e in seguito all'estrazione di un dente la parte edentula dell'osso alveolare viene riassorbita sia in direzione orizzontale che verticale[2,3].

2. PATOLOGIE DEL CAVO ORALE CHE CAUSANO L'EDENTULIA

2.1 Edentulia

Con il termine edentulia si indica lo stato di assenza di denti naturali (Fig. 2.1), in caso di edentulia totale si parla di totale assenza di denti naturali (Fig. 2.2). L'edentulismo è una condizione debilitante e irreversibile del cavo orale ed è lo stadio finale di alcune malattie del cavo orale. I pazienti che soffrono di edentulismo presentano un'ampia gamma di variazioni fisiche e condizioni di salute. La perdita dei denti influisce sulla masticazione, sul linguaggio e può comportare una scarsa estetica che a sua volta influisce sulla qualità della vita. Nonostante la prevalenza dell'edentulismo totale sia diminuita nel corso degli anni, la perdita dei denti rimane una patologia significativa in tutto il mondo, soprattutto tra la popolazione anziana. Le carie dentali e le malattie parodontali (come la parodontite, pulpite e la gengivite) sono le principali cause che portano alla perdita dei denti, che se non trattate portano all'edentulismo. Tuttavia un insieme di fattori socioeconomici contribuiscono alla manifestazione dell'edentulia. Tra i diversi fattori si elencano; lo stile di vita, un reddito e un livello di istruzione più bassi, un'igiene orale scadente[4].



Fig. 2.1 Edentulia parziale



Fig. 2.2 Edentulia totale

2.2 Gengivite

La gengivite è definita come un' infiammazione non distruttiva delle gengive dovuta a una scarsa igiene orale, causata dalla placca dentale una pellicola appiccicosa, gialla o incolore, composta da residui di cibo in decomposizione e batteri accumulati. La placca dentale contribuisce all'infiammazione gengivale e può essere rimossa con lo spazzolino e con il filo interdentale. La placca dentale può calcificare e formare il tartaro dentale, che è rimovibile solo con lo sbrigliamento meccanico da parte di un dentista/igienista dentale[5]. Durante la malattia le gengive diventano rosse, gonfie e sanguinano facilmente in seguito a provocazioni come lo spazzolamento e talvolta il sanguinamento gengivale avviene spontaneamente, tuttavia non c'è riassorbimento di osso o perdita di tessuto. La gengivite è una forma lieve di malattia gengivale che può essere reversibile con lo spazzolamento quotidiano, l'uso del filo interdentale e la pulizia regolare da parte del dentista[6].

2.3 Parodontite

La gengivite quando non è curata porta alla parodontite (chiamata anche Piorrea). La Piorrea è un'estensione del processo infiammatorio della gengivite sul legamento parodontale e sull'osso alveolare, che porta alla distruzione di entrambi. Quando il legamento parodontale viene distrutto e l'osso alveolare inizia a riassorbirsi, l'epitelio della gengiva migra lungo la superficie della radice, seguendo il processo distruttivo, per formare tasche parodontali. La parodontite causa quindi la perdita di tessuto connettivo, il riassorbimento dell'osso alveolare e la formazione di tasche parodontali (Fig.2.3.a). La parodontite può essere classificata come cronica se interessa più di 10 denti e localizzata quando sono coinvolti meno denti. Le fasi più gravi del processo patologico portano all'allentamento e infine alla perdita dei denti. È interessante notare che, sebbene molti denti del paziente possano perdere le loro strutture di attacco, altri possono essere minimamente malati o non colpiti. La forma più frequente di parodontite si verifica a partire dalla terza decade di vita. La parodontite dell'adulto è la malattia maggiormente responsabile della perdita dei denti. La diagnosi della parodontite prevede la valutazione della gengiva per verificare l'infiammazione delle strutture di attacco sottostanti al dente e per verificare la formazione di "tasche" e la perdita di osso. Per verificare la presenza delle "tasche" si utilizza una sonda parodontale (Fig. 2.3.b), cioè una piccola sonda con un'estremità smussata e calibrata in millimetri, il dentista inserisce delicatamente la sonda nel solco gengivale fino a sentire una leggera resistenza, Se la sonda può essere inserita sotto la gengiva per 3 o 4 mm o più, il paziente presenta delle tasche parodontali. La formazione di tasche parodontali indica la distruzione del legamento parodontale e il riassorbimento dell'osso alveolare. Successivamente per confermare e

misurare l'entità della perdita ossea è necessario eseguire delle radiografie dentali (Fig. 2.4a, Fig. 2.4b)[7]. Sono stati individuati diversi fattori di rischio, alcuni dei quali modificabili (come il fumo) e altri non modificabili (come il diabete e la predisposizione genetica) . Il fumo di sigaretta è uno dei principali fattori di rischio modificabili per la parodontite cronica. I fumatori hanno uno stato parodontale peggiore e una perdita di denti più grave rispetto ai non fumatori. Alcuni studi hanno dimostrato tassi di progressione della parodontite cronica e della perdita di denti più elevati e gli studi di trattamento hanno evidenziato risultati inferiori della terapia parodontale sia non chirurgica che chirurgica nei fumatori rispetto ai non fumatori. Tuttavia, i segni di infiammazione gengivale possono essere meno pronunciati nei fumatori rispetto ai non fumatori, a causa della vasocostrizione. Un altro fattore di rischio che predispone alla parodontite è il diabete. La prevalenza e la gravità della parodontite aumentano nei soggetti con diabete mellito di lunga durata e, in particolare, nei pazienti con diabete mellito scarsamente controllato. Al contrario, la parodontite cronica può avere un effetto negativo sul controllo metabolico nei soggetti affetti da diabete mellito, in quanto contribuisce a un aumento del carico infiammatorio e a una maggiore insulino-resistenza. In particolare, gli effetti negativi del diabete mellito sul parodonto si manifestano in giovane età, colpendo bambini e adolescenti con diabete mellito di tipo 1 o di tipo 2. Da non sottovalutare come fattore di rischio è la predisposizione genetica considerata importante sia per l'insorgenza che per la progressione della parodontite, con stime di ereditabilità fino al 50%. Lo screening più utile per la predisposizione alla malattia parodontale è la rilevazione della gengivite (l'autodiagnosi si basa sul sanguinamento della gengiva durante lo spazzolamento). La prevenzione della gengivite consiste nel ritardare la formazione del biofilm microbico che riveste il dente. La prevenzione si ottiene con l'igiene orale quotidiana eseguita da soli e con la rimozione professionale del biofilm. Le raccomandazioni per la cura quotidiana a casa includono lo spazzolamento dei denti due volte al giorno per 2 minuti con uno spazzolino morbido, lo spazzolamento della lingua, la pulizia degli spazi interdentali con ausili interdentali (come il filo interdentale o gli spazzolini interprossimali), l'uso di un dentifricio al fluoro e una dieta equilibrata con spuntini limitati tra i pasti[8].

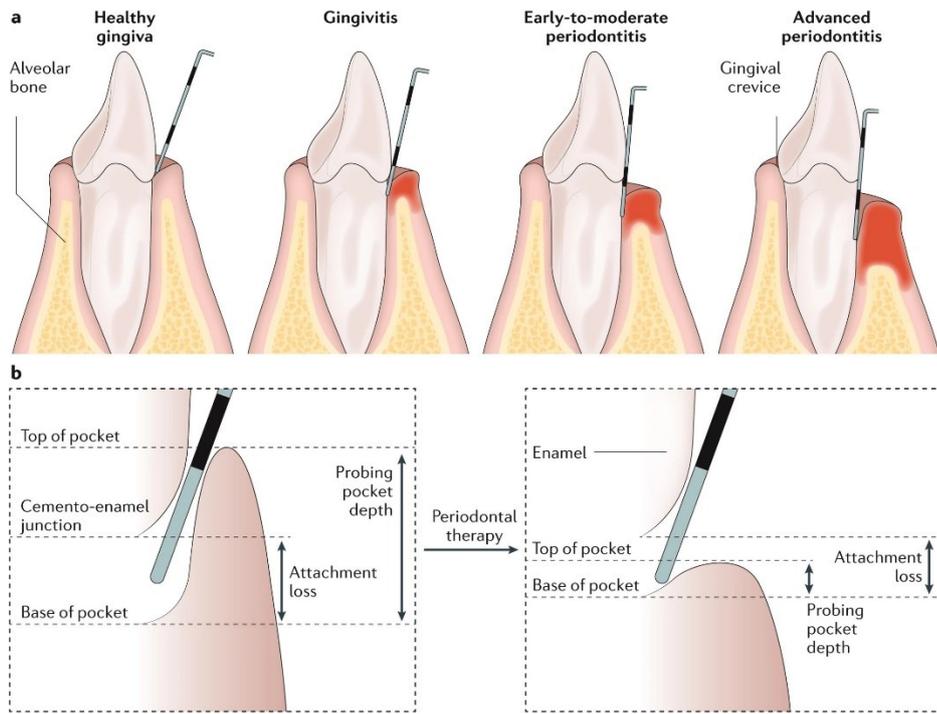


Fig. 2.3a Confronto tra il sondaggio di una gengiva sana e una affetta da gengivite e parodontite
 Fig. 2.3b Misurazione della profondità della tasca



Fig. 2.4a. Radiografia di un osso alveolare sano



Fig. 2.4b Radiografia di un osso alveolare con parodontite

2.4 Bruxismo

Il bruxismo è una condizione caratterizzata dal digrignamento o dal serramento dei denti; si tratta di un disturbo dentale e neurologico dalle molteplici sfaccettature che può portare a una serie di problemi di salute orale e sistemica. Il bruxismo può portare a varie manifestazioni cliniche e conseguenze sulla salute. I pazienti con bruxismo spesso riferiscono sintomi come dolore alla mascella, affaticamento muscolare, sensibilità dei denti e faccette di usura sullo smalto dei denti. Nel tempo, le forze meccaniche associate al bruxismo possono causare complicazioni dentali, tra cui l'erosione dello smalto, denti scheggiati o fratturati e disturbi dell'articolazione temporo-mandibolare. Inoltre, il continuo digrignamento e serramento dei denti può anche avere effetti sistemici, contribuendo potenzialmente a disturbi del sonno, dolore cronico e diminuzione della qualità della vita complessiva[9].

3. SOLUZIONI RIABILITATIVE DELL'EDENTULIE PARZIALI E TOTALI CON IMPIEGO DI IMPIANTI OSTEOINTEGRATI

La riabilitazione delle edentulie parziali e totali può avvenire tramite protesi removibili o protesi fisse (non removibili). In funzione della distribuzione dei carichi masticatori occlusali, le protesi removibili si possono distinguere in protesi ad appoggio mucoso e in protesi ad appoggio misto, dentale-mucoso o implantare-mucoso. Le protesi fisse si possono distinguere in protesi ad appoggio dentale e protesi ad appoggio implantare.

3.1 Protesi dentali su impianti

Esistono due scelte fondamentali per la riabilitazione di edentulie parziali o totali. La prima opzione è la protesi removibile su impianti (overdenture) (Fig.3.1), la seconda opzione è la protesi fissa su impianti.

- La overdenture è una protesi supportata da impianti e dai tessuti gengivali. In genere, vengono inseriti da due a quattro impianti per arcata per stabilizzare la protesi. Sugli impianti vengono posizionati monconi specifici e gli attacchi corrispondenti vengono inseriti nella protesi per consentire la ritenzione della protesi stessa sugli impianti. Il paziente deve rimuovere l'apparecchio per pulirlo quotidianamente e viene istruito a non dormire con l'apparecchio. La manutenzione programmata raccomandata comprende la pulizia degli impianti e delle protesi a intervalli di 6 mesi, la sostituzione degli attacchi della protesi ogni sei mesi/un anno e la ribasatura dell'apparecchio ogni due-cinque anni. I monconi possono dover essere sostituiti dopo cinque anni a causa dell'usura, anche se le caratteristiche di usura possono variare in relazione a diversi fattori individuali del paziente.

- I ponti implantari fissi (Fig.3.2) sono protesi avvitate completamente supportate da impianti. In genere, vengono utilizzati da quattro a sei impianti per sostenere una protesi totale che sostituisce tutti i denti dell'arcata. I materiali utilizzati comprendono barre fresate (cromo-cobalto o titanio) e protesi acriliche o fresate (polimetilmetacrilato [PMMA] o zirconia). La regolare manutenzione programmata per i ponti implantari fissi comprende la pulizia dell'impianto e della protesi ogni sei mesi, la rimozione dell'apparecchio ogni uno o due anni con eventuale sostituzione della vite di connessione sugli impianti. Indipendentemente dal metodo di stabilizzazione/ritenzione adottato, le protesi supportate da impianti affrontano con successo la maggior parte dei problemi che i pazienti presentano

con le protesi removibili tradizionali. Gli impianti dentali hanno chiaramente avuto un grande impatto sull'odontoiatria restaurativa, consentendo la sostituzione di un singolo dente o di più denti o addirittura la sostituzione di un'intera arcata dentale[11].



Fig. 3.1 Protesi removibile ad appoggio implantare



Fig. 3.2 Ponte implantare fisso

3.2 Impianti dentali

Gli impianti dentali sono composti da una vite che viene inserita nell'osso, in genere di titanio, su cui si inserisce un moncone (abutment), cioè la struttura di collegamento tra l'impianto e la corona protesica che viene inserita sul moncone (cementata o avvitata sul moncone) (Fig. 3.3). Il moncone può essere separato o continuo con una singola corona implantare, i monconi separati dalle corone possono essere preconfezionati dal produttore o realizzati su misura nel laboratorio odontotecnico partendo da una base del produttore. I monconi possono essere realizzati in lega metallica, in ceramica o in una combinazione di lega e ceramica[10]. Esistono diversi tipi di impianti, le differenze principali sono date dal tipo di materiale utilizzato, dalla forma, dalla lunghezza e dal diametro. Tutte queste differenze tra i vari impianti sono parametri che durante la pianificazione della restaurazione devono essere presi in considerazione, al fine di favorire il processo di osteointegrazione, essenziale per la buona prognosi a lungo termine del complesso implanto-protesico[12].



Fig. 3.3 Componenti degli impianti dentali

3.3 Processo di Osteointegrazione

Con il termine Osteointegrazione si intende la formazione di un'interfaccia diretta tra osso e metallo senza interposizione di tessuto molle visibile al microscopio ottico e senza alcun movimento relativo tra l'impianto e l'osso. Si forma quindi una connessione strutturale diretta tra l'osso vivente e la superficie dell'impianto portante. La guarigione ossea intorno agli impianti comporta una cascata di eventi biologici cellulari ed extracellulari simile alla guarigione dell'osso primario. Dopo il posizionamento dell'impianto, si forma un coagulo di sangue tra la superficie dell'impianto e le pareti del sito osteotomico. Le proteine del plasma vengono attratte nell'area, accompagnate dall'attivazione delle piastrine e dal rilascio di citochine e fattori di crescita. Inizia l'angiogenesi e le cellule staminali mesenchimali migrano attraverso l'impalcatura di fibrina del coagulo verso il sito osteotomico e la superficie dell'impianto. Queste cellule si differenziano in osteoblasti e iniziano a depositare osso sulla superficie dell'impianto e sulle pareti del sito osteotomico, portando all'ancoraggio dell'impianto nell'osso attraverso il tessuto osseo immaturo, che alla fine si rimodella in osso lamellare. La stabilità primaria dell'impianto deriva dall'impegno meccanico dell'osso corticale, ed è in funzione della qualità e della quantità di osso locale, della geometria dell'impianto e della tecnica di posizionamento. La stabilità secondaria è biologica e si stabilisce attraverso il rimodellamento e la rigenerazione dell'osso circostante, con conseguente formazione di tessuto secondario e osso lamellare. Si osserva un calo della stabilità circa 3-4 settimane dopo l'inserimento dell'impianto, poiché l'osso inizialmente stabilizzante viene sostituito per poi aumentare nuovamente a causa della formazione di nuovo osso [13].

3.4 Parametri fisici degli impianti

Gli impianti si differenziano in base al materiale utilizzato, alla loro forma, alla lunghezza e al diametro.

1) Materiale utilizzato:

•Titanio puro e leghe di titanio:

Il titanio commercialmente puro (CpTi) è un materiale scelto per la sua elevata biocompatibilità e resistenza alla corrosione. Il CpTi (titanio puro) è disponibile nei gradi da I a IV; tuttavia, per migliorarne le proprietà meccaniche, sono state utilizzate leghe di

titanio come il Ti-6Al-4V. Sono state testate diverse leghe con Ti, come Ti-Au, Ti-In, Ti-Sn, Ti-Pb, Ti-Cu e Ti-Nb. Una lega Ti-Zr (titanio 83-87% e zirconio 13-17%) attualmente suscita molto interesse in quanto presenta proprietà meccaniche superiori a quelle delle leghe precedentemente utilizzate e un'elevata resistenza alla corrosione.

- Zirconia:

Questi impianti sono realizzati sottoforma di ossido di zirconio (ZrO_2) e sono impianti "ceramici" che presentano un'elevata biocompatibilità e capacità di osteointegrazione. Oltre che per le notevoli proprietà meccaniche, sono stati introdotti soprattutto per le aree estetiche e nei pazienti potenzialmente allergici al titanio. Lo svantaggio di questi impianti è che generalmente sono formati da un unico componente e solo pochi sistemi prevedono impianti a due componenti (impianto e abutment). L'idea degli impianti in zirconia sembra essere potenziale; tuttavia, al momento non esistono prove di successo a lungo termine.

2) Morfologia:

- Impianti a vite:

Le filettature degli impianti a vite aumentano la superficie di osteointegrazione. Le filettature contribuiscono alla stabilizzazione migliorando il contatto tra osso e impianto e la distribuzione delle sollecitazioni. Esistono diverse differenze nella forma, nello spessore, nel passo, nell'angolo della filettatura, ecc. a seconda dei produttori. Questa è la forma di impianti più utilizzata e documentata.

- Impianti cilindrici e conici:

In base alla forma del corpo dell'impianto, gli impianti sono considerati cilindrici (con pareti parallele) o conici. Quando la parte endossea di un impianto cilindrico si restringe di diametro verso l'apice, un impianto è considerato conico. La conicità può essere solo nella parte cervicale, media o apicale o può essere continua dalla regione cervicale all'apice. Gli impianti conici sono stati introdotti per migliorare la stabilità iniziale nell'osso meno denso.

- Impianti Platform Switch:

Quando si utilizza un abutment di diametro inferiore su un collare implantare di diametro maggiore, la giunzione impianto-abutment si sposta verso l'interno dell'asse centrale dell'impianto. Questo è considerato un fattore importante per limitare il riassorbimento osseo crestale, soprattutto nei siti estetici.

•Impianti a livello osseo e a livello tissutale:

Gli impianti a livello tissutale presentano una transizione fra una testa dalla superficie liscia e una porzione ruvida, e questa zona di transizione è posizionata quasi a livello della cresta ossea. Questo design è generalmente utilizzato per la guarigione non sommersa; in questo caso, il microgap impianto-abutment è lontano dai tessuti ossei. Gli impianti a livello osseo hanno un colletto liscio minimo, quasi assente, sono completamente microruvidi e vengono inseriti quasi a livello dell'osso. Sono destinati alla guarigione sommersa e in questo caso il microgap impianto-abutment è adiacente alla cresta ossea. In questi impianti si utilizza il platform switch per limitare il riassorbimento osseo crestale.

3) Lunghezza:

- Extra-corto: 6 mm di lunghezza o meno.
- Corto: da più di 6 mm a meno di 10 mm.
- Standard: Da 10 mm a meno di 13 mm.
- Lungo: Più di 13 mm.

Sebbene tradizionalmente il concetto fosse quello di inserire impianti con maggiore lunghezza possibile per una buona osteointegrazione, la tendenza attuale, con il miglioramento delle superfici, è di utilizzare impianti di lunghezza adeguata a seconda della necessità. L'introduzione di impianti più corti serve a ridurre l'invasività e la morbilità.

4) Diametro:

- Extra stretto: Meno di 3,0 mm.
- Stretto: Da 3,0 mm a meno di 3,75 mm.
- Standard: Da 3,75 mm a meno di 5 mm.
- Largo: 5,0 mm o più.

In passato si utilizzavano impianti con diametri larghi quanto il dente da sostituire. L'evoluzione dei concetti di salto del gap, di conservazione della placca corticale buccale e di posizione tridimensionale ottimale, unita al miglioramento delle superfici, ha incoraggiato diametri leggermente più stretti rispetto alle tendenze precedenti. Gli impianti di diametro extra-stretto e stretto vengono utilizzati nei siti carenti per ridurre al minimo l'invasività e la morbilità[14].

4. ANALISI DELLE FORZE CHE AGISCONO SULL'IMPIANTO DURANTE LA MASTICAZIONE

4.1 Il sistema masticatorio

Il sistema masticatorio umano è costituito da una mascella, e da una mandibola in grado di muoversi rispetto al cranio e guidata da due articolazioni temporo-mandibolari attraverso le contrazioni dei muscoli masticatori. Su ciascuna delle due ossa mascellari (mascellare superiore o mascellare inferiore) sono presenti fino a un massimo di 16 elementi dentali. Per stabilire il contributo di ogni singola struttura ai movimenti della mandibola, è necessario esplorare la conformazione delle articolazioni e del sistema muscolare. I movimenti mandibolari sono guidati dalle superfici articolari. Queste superfici risiedono sull'osso temporale del cranio, coinvolgendo un'eminanza articolare e una fossa mandibolare, e sulla testa condilare approssimativamente ovoidale della mandibola. Entrambe hanno una forma irregolare. Le superfici articolari sono separate da un disco articolare cartilagineo di spessore non uniforme. Questo disco è in grado di muoversi insieme al condilo mandibolare lungo l'eminanza articolare, ruotando contemporaneamente sul condilo. Il disco articolare è collegato superiormente all'osso temporale e inferiormente alla mandibola da strutture fibrose relativamente lasse. Insieme, queste strutture costituiscono la capsula articolare, che è rinforzata lateralmente dal legamento temporo-mandibolare ed è l'unica struttura capsulare che corre direttamente tra l'osso temporale e la mandibola. Da una prospettiva anatomica classica, i muscoli masticatori sono divisi in gruppi elevatori e depressori. Il gruppo elevatore è costituito dai muscoli massetere e temporale, che si trovano più o meno superficialmente, e dal muscolo pterigoideo mediale, che si trova più in profondità. I muscoli del gruppo depressore sono situati nel pavimento della bocca. Questo gruppo è composto (da superiore a inferiore) dai muscoli genio-ioideo, milo-ioideo e digastrico. I muscoli genio-ioideo e milo-ioideo collegano l'osso ioide al corpo della mandibola. Il muscolo digastrico collega il processo mastoideo del cranio con il corpo della mandibola ed è collegato all'osso ioide tramite un'ansa fibrosa che corre intorno al suo tendine intermedio. Il muscolo pterigoideo laterale completa il sistema muscolare. È costituito da un capo superiore e uno inferiore che partono dal collo mandibolare in direzione anteriore e mediale. Poiché entrambi i capi possono avere azioni diverse, non possono essere considerati esclusivamente come elevatori o depressori[15].

4.2 Il ruolo dell'occlusione

L'occlusione dentale funzionale è necessaria soprattutto per la masticazione, in quanto fornisce gli “strumenti” all'interno del sistema masticatorio attraverso i quali applicare le forze muscolari per incidere e tritare gli alimenti. Le forze del morso sono generate dalla coattivazione prevalentemente dei muscoli masseteri, pterigoidei mediali e temporali (i principali muscoli che chiudono la mascella). Mentre le forze del morso tendono a essere prevalentemente allineate verticalmente e parallelamente all'asse lungo dei denti, con lo sfregamento dei cibi, ci sono forze di taglio tra i denti con forze che agiscono in direzione lateralmente e/o antero-posteriore. I livelli di forza variano notevolmente tra gli individui, con misurazioni della forza massima dell'arcata completa che variano tra 600 N e 1200 N e forze massime del morso dei denti anteriori che raggiungono solo il 20% di questo livello. Le forze funzionali durante la masticazione e la deglutizione sono relativamente elevate, circa il 40% della forza massima del morso. La grande variazione nella forza del morso può essere spiegata da una serie di variabili tra cui la motivazione e la cooperazione del soggetto, le dimensioni dei muscoli della mascella, la presenza di dolore (correlato alla forza del morso inferiore), l'apertura della mascella, l'età (massimo durante i 20-40 anni), il sesso (maschi con maggiori dimensioni muscolari e differenze di fibre) e la morfologia craniofacciale (gli individui con viso lungo generano fino a metà della forza del morso degli individui con viso quadrato). Mentre vi è una correlazione significativa tra la forza del morso e il numero di denti, il numero di contatti dei denti è un determinante più forte del livello di forza del morso. Circa l'80% della forza totale del morso è distribuita sui denti molari e la semplice meccanica della prossimità del punto di morso alla forza muscolare aiuta a spiegare le maggiori forze del morso sui molari rispetto ai denti anteriori. Inoltre, le analisi biomeccaniche dimostrano che il momento combinato prodotto dai muscoli della mascella era il più grande per i morsi verticali, il più piccolo per i morsi diretti posteriormente e intermedio per i morsi diretti anteriormente[16].

4.3 Distribuzione delle forze che agiscono sull'impianto durante la masticazione

Durante la masticazione, i componenti protesici sono costantemente sottoposti alla combinazione di forze orizzontali, verticali e oblique. Le forze assiali esercitate sull'impianto sono di natura compressiva; tuttavia, le forze risultanti orizzontali o oblique possono aumentare lo spostamento laterale e, di conseguenza, provocare la formazione di forze torsionali e di punti di leva, che se eccessive, possono portare a un cedimento della struttura protesica e dell'impianto. Per lo studio delle forze e della distribuzione di esse si rivela molto utile l'analisi agli elementi finiti (FEA), cioè un metodo analitico che può essere utilizzato per analizzare il comportamento meccanico, la distribuzione delle sollecitazioni e la direzione delle forze. In uno studio del 2024[17] è stata utilizzata l'analisi agli elementi finiti 3D per confrontare gli effetti su un impianto singolo in cui sono stati avvitati due tipi di monconi che differiscono per il materiale utilizzato, uno formato interamente da Titanio (Ti) e uno da Zirconio (Zr), su cui successivamente sono state applicate le corone. Successivamente sono state create delle modellazioni dell'osso alveolare e corticale della mascella, utilizzando lo stesso software 3D in cui sono stati inseriti i modelli implantari 3D simulandone la completa osteointegrazione. I provini che sono stati utilizzati presentavano i seguenti parametri:

- Impianti in titanio a livello osseo con un diametro di 3,75 mm e una lunghezza di 10 mm
- abutment (monconi) universale esagonale interno in Ti e Zr con un'altezza gengivale di 3 mm e una lunghezza della corona di 5 mm con lo stesso design geometrico
- Corone restaurative sui modelli dei monconi, che sono state modellate con una lunghezza di 8,5 mm, un diametro mesiodistale di 8 mm e uno spessore buccolinguale di 9 mm.
- Titanio (Ti): Modulo elastico pari a 110 GPa e coefficiente di Poisson pari a 0.35.
- Zirconio (Zr): Modulo elastico pari a 210 GPa e coefficiente di Poisson pari a 0.30.

I materiali della corona, i materiali dell'abutment, l'impianto e le strutture ossee corticali e trabecolari sono stati considerati omogenei, elastici lineari e isotropi come proprietà dei materiali solidi nel sistema 3D-FEA. Le condizioni al contorno sono state stabilite ancorando le superfici esterne mesiali e distali del segmento osseo in tutte le direzioni (Fig. 4.2).

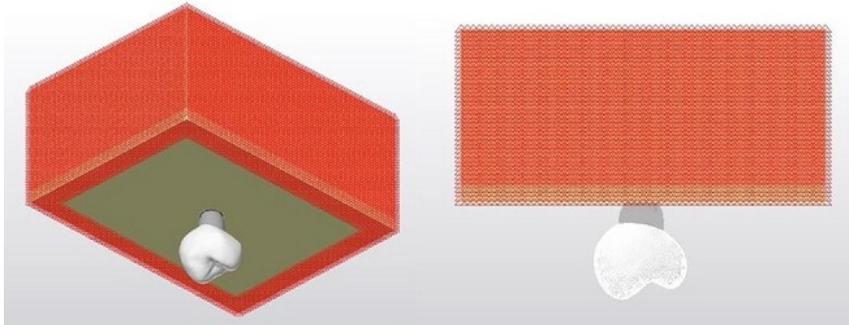


Fig. 4.2 Condizioni al contorno. Il contorno di colore rosso nel modello rappresenta le estremità del confine.

Durante le prove è stato applicato un carico di 150 N in direzione buccolinguale con un angolo di 30° rispetto alla cuspidine linguale della corona del primo premolare destro del mascellare. Ottenendo rispettivamente per l'impianto (Fig.4.3a) e il moncone (Fig. 4.3b) la seguente distribuzione dello stress di Von Mises:

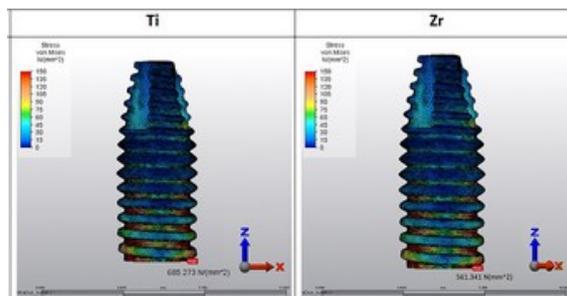


Fig. 4.3a Distribuzione dello stress di Von Mises sull'impianto

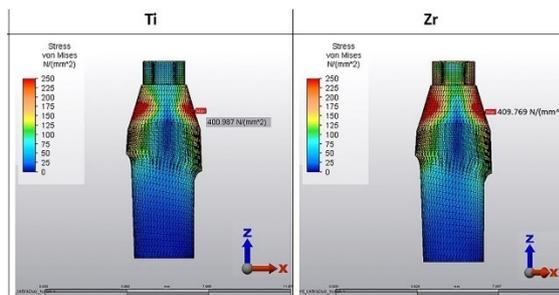


Fig. 4.3b Distribuzione dello stress di Von Mises sul moncone

Dalla (Fig. 4.3a) è possibile notare che lo stress di von Mises nell'impianto non differiva in base ai materiali delle corone. I valori di stress più bassi sono stati registrati nei modelli che utilizzavano un abutment in Zr. Mentre le sollecitazioni erano localizzate nelle prime tre filettature della regione del collo cervicale dell'impianto, i valori di sollecitazione più elevati sono stati ottenuti nella prima filettatura. Per quanto riguarda le sollecitazioni di von Mises sui monconi (Fig.4.3b) non differiscono in base ai materiali delle corone. Tuttavia, indipendentemente dai materiali delle corone, sono stati registrati valori di sollecitazione leggermente superiori (circa 8 MPa) negli abutment in Zr rispetto a quelli in Ti. In tutti i modelli, i valori delle sollecitazioni di von Mises negli abutment erano localizzati nella regione gengivale e i valori massimi erano ottenuti sulla superficie linguale. Per evitare il rischio di frattura dell'impianto, i valori di stress di von Mises osservati negli impianti non dovrebbero superare l'intervallo di resistenza tensoriale di 860-965 MPa determinato per il Titanio. In questo studio, non è stato osservato un valore di sollecitazione di von Mises superiore a questo intervallo in nessun modello di impianto. Il valore più alto di sollecitazione di von Mises sugli impianti è stato di circa 686 MPa. Allo stesso modo, i limiti di resistenza alla trazione (100 MPa) e alla compressione (173 MPa) dell'osso corticale non sono stati superati in nessun modello. Tuttavia, le distribuzioni delle sollecitazioni nell'osso periferico, nei componenti protesici e nell'impianto sono state valutate solo con un carico obliquo statico di 150 N. Forze masticatorie dinamiche più elevate possono creare maggiori sollecitazioni su tutti i componenti, con conseguente fallimento a lungo termine dell'impianto. La scelta di utilizzare un carico obliquo è più realistica rispetto all'utilizzo di un carico assiale a causa dell'inclinazione delle cuspidi. La forza occlusale durante la masticazione in dentizione naturale e su impianti varia. Questo dipende dalla posizione del dente all'interno dell'arcata dentale, in quanto non tutti i denti durante la masticazione sono soggetti allo stesso carico[17].

Tuttavia all'interno del cavo orale, durante la masticazione non si ha l'azione di sole forze oblique, ma anche la presenza di forze verticali. In un studio sulla distribuzione dello stress negli impianti, inseriti in una mandibola[18], è stato evidenziato come questi siano significativamente più elevati per carichi obliqui rispetto a quelli sotto carico verticale, anche fino a 3,5 volte, a parità di entità del carico. Nello studio preso in considerazione, sono stati utilizzati due tipologie di impianto, denominate “all-on-4” e “all-on-5” (Fig. 4.4). Rispettivamente il numero di impianti inseriti erano quattro e cinque, su cui poi venivano fissate le protesi.

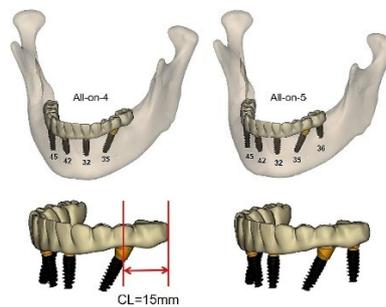


Fig. 4.4 Disposizione degli impianti “all-on-4” e “all-on-5”.

Durante lo studio della distribuzione dello stress è stato assunto che la mandibola sia linearmente elastica e isotropa e si è ipotizzato che gli impianti fossero osteointegrati al 100% con l'osso. Nel seguente studio è stato utilizzato un carico obliquo di 200 N e le sollecitazioni rilevate sono state significativamente più elevate rispetto al carico verticale di 200 N. Pertanto, anche la direzione della forza aggiuntiva ha una certa influenza sulla generazione delle sollecitazioni (Fig. 4.5). La forza laterale generata dal carico obliquo forma una leva laterale, e le sollecitazioni che ne derivano hanno maggiori probabilità di indurre complicazioni meccaniche correlate[18].

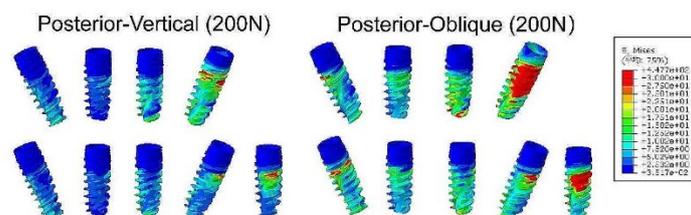


Fig. 4.5 Distribuzione dello stress sottoposti a carichi con direzione diversi

5. CAUSE CHE PORTANO ALLA ROTTURA DEGLI IMPIANTI DENTALI

L'introduzione degli impianti dentali osteointegrati ha offerto al paziente una soluzione funzionale ed estetica all'edentulia parziale e totale. Questa modalità, con un tasso di successo iniziale segnalato del 90-95%, è considerata un'alternativa praticabile per molti pazienti. Tuttavia, se pur raramente, gli impianti dentali si possono fratturare; questa è una complicazione che va presa in considerazione in quanto rappresenta un problema importante sia per il paziente che per il medico.

Diversi fattori possono portare alla rottura dell'impianto:

- Fattori di carico: Questi fattori sono correlati alle forze occlusali (entità e direzione)

- 1) Impianti in linea: due impianti, o una combinazione di un dente naturale e un impianto che sono disposti in linea retta. Questa geometria consente la flessione come risultato di componenti occlusali laterali, che potrebbero portare alla frattura di un impianto.

- 2) Leva: le forze generate nella posizione di contatto occlusale possono essere amplificate in misura considerevole nella sezione trasversale dell'impianto in corrispondenza della cresta alveolare.

- 3) Bruxismo o forze occlusali pesanti: Un'abitudine occlusale parafunzionale può contribuire al potenziale sovraccarico, poiché l'entità, la durata, la frequenza e la direzione del carico sono aumentate da tale attività.

- Progettazione della sovrastruttura: Il tipo di restauro può influenzare il carico e lo stress trasmessi all'impianto. Un impianto che supporta un ponte, ad esempio, ha una minore tendenza a fratturarsi rispetto a un impianto che supporta una protesi rimovibile

- Posizione dell'impianto: E' stato affermato che gli impianti nella mandibola posteriore sono più inclini a fratturarsi inoltre è stato scoperto che gli impianti mascellari hanno una maggiore predisposizione alla frattura. Gli impianti situati nelle regioni posteriori sono a maggior rischio di sovraccarico. Nell'area del primo molare mandibolare il livello di carico è elevato e il movimento della mascella buccolinguale e l'orientamento della cuspidè generano forze eccessive dirette lateralmente.

- Dimensioni dell'impianto (diametro): Gli impianti di piccolo diametro tendono a fratturarsi più facilmente di quelli di grandi dimensioni, soprattutto se posizionati in una regione

posteriore dei mascellari. Un altro vantaggio dell'impianto più largo è che sono più adatti dal punto di vista biomeccanico per sostituire i denti posteriori più grandi.

•Affaticamento del metallo: Gli elevati stress locali richiesti per l'inizio e la propagazione della cricca sono il risultato di tre condizioni:

-Riassorbimento osseo periimpiantoare: ciò comporta maggiori stress di flessione

-Cambiamenti della sezione trasversale nell'impianto: quando la perdita ossea raggiunge un livello corrispondente all'estremità della vite di abutment, l'impianto viene convertito da un cilindro composito solido a un tubo (senza la vite centrale). Di conseguenza, la resistenza alla flessione è ridotta in questa regione e gli stress di flessione e assiali diventano molto maggiori.

-Concentrazione di stress: l'angolo acuto della radice di una filettatura crea un'area di significativa concentrazione di stress, fornendo un sito ideale per l'inizio della cricca. Le crepe che si propagano dal sito di massimo stress possono causare un improvviso cedimento.

La frattura degli impianti dentali può avvenire per i fattori sopra citati. E' bene tenere in considerazione, che questi ultimi non sono del tutto indipendenti l'uno dall'altro, ma bensì si può avere la compresenza di più fattori determinanti[19].

5.1 Fattori di carico

La maggior parte degli studi associa le fratture implantari indotte dal sovraccarico occlusale a una storia di abitudini parafunzionali e di bruxismo. L'aumento dell'entità del carico occlusale, della durata e della frequenza, nonché l'aumento del movimento bucco-linguale mandibolare, mettono l'impianto a rischio di frattura a causa del sovraccarico di flessione. L'eccessivo sovraccarico di flessione si verifica quando le forze occlusali su una protesi implantare esercitano un momento flettente sull'osso crestale, con conseguente perdita di osso marginale e/o frattura da fatica. Le condizioni di carico protesico possono essere diverse per i pazienti parzialmente edentuli rispetto a quelli completamente edentuli e, inoltre, per le regioni anteriori rispetto a quelle posteriori. Nella regione posteriore, la combinazione di carico maggiore, movimento mandibolare bucco-linguale e orientamento delle scanalature cuspidali porta a forze eccessive dirette lateralmente. Mentre la forza masticatoria occlusale media in un individuo completamente dentato è compresa tra 450 N e 550 N nella regione dei secondi molari, la forza diminuisce a un livello compreso tra 200 N e 300 N per i pazienti con una protesi rimovibile supportata da impianto. La presenza di un carico di taglio costante sull'impianto, predispone l'impianto alla frattura che può essere preceduta dall'allentamento della vite. Oltre all'allentamento della vite, possono coesistere altri fattori che inducono la rottura dell'impianto, come la perimplantite, che oltre ad avere un'eziologia di tipo clinica, può essere accentuata dal sovraccarico biomeccanico. La perimplantite consiste nel riassorbimento dell'osso intorno all'impianto e al moncone. Questa perdita di osso di supporto produce maggiori sollecitazioni di flessione sotto carico in una regione dell'impianto in cui la resistenza alla flessione è ridotta e l'impianto può fratturarsi a causa della fatica del metallo[20].

5.2 Diametro dell'impianto

Le dimensioni dell'impianto giocano un ruolo importante per scongiurare delle possibili fratture nel corpo dell'impianto. Diversi studi svolti sugli impianti, tramite FEA (finite element analysis) hanno evidenziato come all'aumentare del diametro dell'impianto l'entità delle sollecitazioni diminuisce. Questo aspetto è altamente significativo, in quanto bisogna considerare che un maggiore stress riscontrato nell'impianto corrisponde a un maggiore stress nel tessuto osseo che circonda l'impianto. In uno studio svolto tramite FEA è stato riscontrato proprio questo fenomeno. In particolare sono state svolte delle prove su due tipi di impianti, differenti tra loro per il diametro. Gli impianti presi in considerazione avevano diametro di 4 mm e 5 mm e sono stati caricati con diversi tipi di monconi e corone, in modo da analizzare diverse soluzioni, per un totale di quattro provini (uno con impianto da 5 mm e tre con impianti da 4 mm di diametro). Successivamente sono stati sottoposti a carichi in direzione assiale rispetto all'asse lungo dell'impianto (200 N suddivisi in 4 applicazioni da 50 N per cuspidate) e in direzione obliqua (100 N suddivisi in 2 applicazioni da 50 N per cuspidate linguale). Inoltre sono state impostate come condizioni al contorno che le analisi fossero lineari e che tutti i materiali siano isotropi, omogenei e linearmente elastici. Nello studio sono state riscontrate delle distribuzioni dello stress di Von Mises differenti tra loro (Fig.5.1):

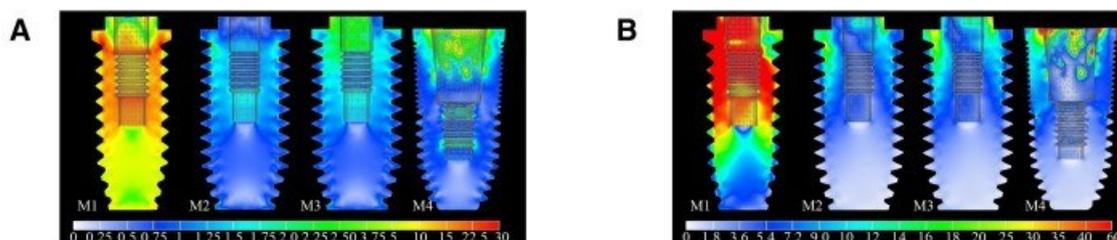


Fig. 5.1.A Distribuzione dello stress di Von Mises nei quattro impianti sottoposti a carico assiale.

Fig. 5.1.B Distribuzione dello stress di Von Mises nei quattro impianti sottoposti a carico obliquo.

Dall'analisi FEA si è riscontrato una distribuzione dello stress maggiore nell'impianto dal diametro di 4 mm (nella figura il primo impianto a sx), rispetto agli altri tre da 5 mm che supportavano corone e monconi diversi tra loro[21].

Si deduce quindi che, riuscire ad individuare il giusto diametro dell'impianto da andare ad inserire nell'osso ha una duplice funzione. Da un lato ci permette di distribuire meglio i carichi e dall'altro ci permette di non sollecitare eccessivamente l'osso, inducendolo nei

casi più gravi a una riduzione di esso o alla periimplantite. Tuttavia bisogna considerare il fatto che non sempre la porzione di osso considerata è fisiologicamente adatta per l'inserimento di un determinato impianto. Pertanto, clinicamente per aumentare l'integrità strutturale dell'impianto e dell'interfaccia osso-impianto e, quindi, la vita utile del restauro implantare, si deve considerare attentamente la morfologia dell'osso coinvolto e la sua conseguente capacità di accogliere la forma e le dimensioni dell'impianto scelto[22].

5.3 Fatica meccanica

Il materiale dell'impianto può andare incontro a fatica meccanica, durante la sua vita clinica. Per questo è importante considerare gli aspetti che provocano la fatica nel materiale dell'impianto; fattori come design, dimensioni e condizioni di assemblaggio possono avere una diretta conseguenza sulla presenza della fatica meccanica. Tuttavia il fattore principale che può portare al cedimento strutturale dell'impianto è dato dai carichi che si esplicano durante la masticazione, attraverso le forze occlusali. Per valutare come questi fattori influenzano la risposta meccanica del materiale e valutare l'andamento dei cedimenti si utilizza un test meccanico basato sulla norma ISO 14801. Questo test indica l'andamento dei cedimenti strutturali nel sistema implantare. Tuttavia, la norma ISO 14801 ha il limite di considerare solo la condizione di carico verticale, che non tiene conto dei carichi provenienti da diverse direzioni durante il movimento masticatorio. In uno studio condotto con questo test basato sulla norma ISO 14801, questo limite è stato superato sviluppando un protocollo sperimentale di carico ciclico che simuli la cavità orale considerata e il carico masticatorio. Pertanto, in questo studio sono state confrontate le caratteristiche di fatica e i modelli di frattura tra la condizione di carico monodirezionale assiale/occlusale (AO) e la condizione di carico multidirezionale AO con direzione facciale/linguale (AOFL) e AO con direzione mesiale/distale (AOMD). In questo studio meccanico sono stati utilizzati un totale di 20 impianti dentali comprendenti un abutment, una vite implantare e una vite per abutment realizzati in lega Ti-6Al-4V in cui tutti i campioni implantari sono costituiti da una connessione interna tra abutment e vite implantare. Tutte le viti implantari avevano una lunghezza di 10 mm, un diametro di 4,5 mm e un passo della filettatura di 0,8 mm. Venti campioni implantari sono stati presi in esame e suddivisi in due diversi tipi di prove meccaniche: cinque per le prove statiche e quindici per le prove di fatica dinamica, ulteriormente suddivise in tre gruppi (cinque per il gruppo AO, il gruppo AOFL e il gruppo AOMD). L'abutment è stato collegato alla vite implantare con una vite per abutment

utilizzando la coppia di serraggio raccomandata di 30 Ncm secondo le istruzioni del produttore. Il test statico è stato eseguito con un carico verticale a una velocità di 1 mm/min fino al cedimento dei sistemi di impianti dentali. Sono stati utilizzati cinque campioni per testare la fatica statica da taglio-compressione per determinare il carico di prova ottimale da applicare nel carico ciclico dinamico. Il cedimento del test statico è stato definito come una frattura in uno qualsiasi dei sistemi di impianto (moncone, vite implantare o vite del moncone) e/o un calo improvviso della resistenza al carico osservato attraverso la curva carico-spostamento. Successivamente, il test di fatica dinamica è stato eseguito con il 40% del valore del carico massimo fornito dal test statico e una frequenza di carico di 5 Hz. Il valore del 40% del carico massimo derivato dal test statico dello studio ha considerato la forza di morso massima; il valore medio delle forze di morso dei molari destro e sinistro di uomini e donne è stato menzionato come 577 N, che era simile al valore derivato (570 N). I test di compressione dinamica al taglio sono stati eseguiti in tre direzioni diverse. Lungo una direzione singola è stata eseguita la sola applicazione di forza direzionale assiale per il gruppo AO, mentre il multidirezionale è stato eseguito con un'angolazione di 2° per i gruppi AOFL e AOMD presupponendo un ambiente simile alla masticazione umana. Poiché la superficie oclusale dei denti è sbilanciata durante la masticazione, il carico viene generato a vari angoli di inclinazione da 2° a 34°. Pertanto, al fine di analizzare l'effetto sulla frattura da fatica quando un carico inclinato aggiuntivo è stato generato su un altro piano rispetto al singolo carico, è stata aggiunta una condizione di rotazione di $\pm 2^\circ$ sui piani facciale-linguale e mesiale-distale. Lo spostamento è stato misurato ogni 500 cicli al fine di confrontare lo spostamento degli impianti in base a diverse direzioni di carico. Il fallimento del test di taglio-compressione è stato definito come spostamento eccessivo del sistema di impianto, riduzione del carico ciclico e/o presenza di linea di frattura in uno dei sistemi di impianto. I risultati ottenuti da questo test hanno evidenziato come in tutti i cicli, il gruppo AO ha mostrato statisticamente una deformazione inferiore rispetto ai gruppi AOFL e AOMD e d'altro canto nessuna differenza statistica tra i gruppi AOFL e AOMD. Per i gruppi AOMD e AOFL che erano in condizioni di carico multidirezionale, lo spostamento assiale è aumentato ogni 500 cicli dal 1111, ma nel gruppo AO che era in condizioni di carico singolo, non c'è stato quasi nessun aumento da 1111 a 3111 cicli. Inoltre questo studio ha mostrato un sistema di impianto fratturato dopo test di fatica per tre condizioni di carico. In questo test meccanico, è possibile osservare la frattura orizzontale della struttura e/o della vite di abutment nel gruppo AO, mentre la frattura verticale della struttura nei gruppi AOFL e AOMD (Fig.5.2)

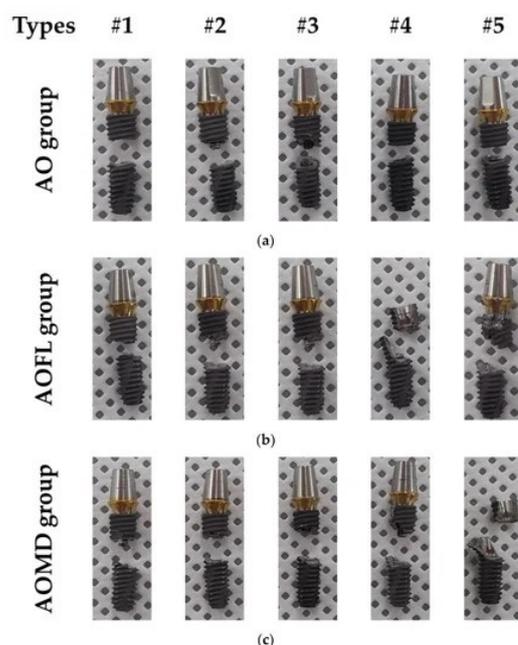


Fig. 5.2 Rottura degli impianti dentali sottoposti a tre diversi carichi

In questo studio, rispetto al protocollo sperimentale standard ISO, è stata considerata una condizione di carico multidirezionale con gradi di libertà aumentati per riprodurre il peggior ambiente di induzione di frattura da fatica precoce ed è stata confermata la possibilità di osservare uno schema di frattura verticale che può verificarsi clinicamente. Si è evidenziato quindi come carichi con direzione diversa rispetto a quell'assiale hanno una probabilità di frattura più alta a parità di numero di cicli[23].

Quando la superficie di frattura degli impianti in titanio e lega (Ti6Al4V) viene esaminata utilizzando un microscopio elettronico a scansione (SEM), la prima caratteristica evidente è il contrasto macroscopicamente diverso tra la regione di crescita della cricca di fatica stabile seguita dal sovraccarico catastrofico (Fig. 5.3A). Nella regione di fatica, un modello caratteristico di sottili linee parallele (striature) può essere contraddistinto in misura variabile, utilizzando ingrandimenti relativamente elevati (Fig. 5.3B) mentre per CP-Ti, le striature sono solitamente abbastanza evidenti; in Ti6Al4V potrebbe risultare più difficile rilevare questo schema. Tuttavia, in questo materiale, si possono distinguere serie di microfratture parallele che sono perpendicolari al piano di frattura principale a ingrandimenti inferiori. Tali fratture secondarie (Fig. 5.3B) sono una chiara indicazione di rottura per fatica in questo materiale. Infine, quando la cricca per fatica diventa instabile, si verifica una frattura da sovraccarico, caratterizzata da microvuoti (fossette), come mostrato nella (Fig. 5.3C)[24].

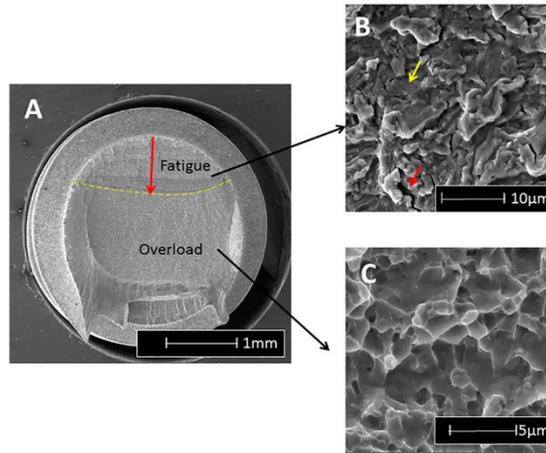


Fig. 5.3 Caratteristiche tipiche di una superficie di frattura di un impianto Ti6Al4V affaticato, attraverso SEM.

Fig. 5.3A Superficie di frattura complessiva in cui sono distinguibili due regioni, delineate dalla linea tratteggiata. La frattura per fatica stabile, seguita dalla frattura da sovraccarico catastrofica

Fig. 5.3B Nella regione di fatica, si possono notare deboli striature (sottili linee parallele) e cricche secondarie (indicate dalle frecce)

Fig. 5.3C Fossette da sovraccarico duttile.

5.4 Posizione dell'impianto

La posizione dell'impianto influisce molto sulla buona riuscita del restauro protesico. Come già analizzato la distribuzione delle forze a cui sono soggetti i denti nella mandibola e nella mascella non è uguale; infatti c'è una forte differenza tra i carichi occlusali a cui sono sottoposti i denti della parte posteriore del cavo orale (molari e premolari) rispetto a quelli anteriori (canini e incisivi). Un altro aspetto che influenza il fallimento del restauro protesico è dato dalle differenze che esistono tra la mandibola e la mascella. Diversi studi hanno confermato come gli impianti posti sulla mascella presentano dei tassi di complicanze maggiori rispetto agli impianti posti sulla mandibola. Questo aspetto è dovuto al posizionamento dei denti non ideale (determinato dalla morfologia della mascella) e dalle differenze anatomiche, che rendono le protesi mascellari soggette a carichi sfavorevoli, con conseguenti tassi di sopravvivenza inferiori. Le differenze anatomiche influenzano le scelte dell'impianto, in particolare la mucosa masticatoria mascellare è più spessa della mucosa mandibolare e le altezze dei monconi sono, di conseguenza, più lunghe, determinando un aumento dei bracci di leva[25].

5.5 Progettazione della sovrastruttura

Un'adeguata pianificazione protesica è fondamentale per ridurre i tassi di frattura degli impianti dentali. Il fattore biomeccanico, oltre a ottenere un adattamento passivo della sovrastruttura protesica, deve essere preso in considerazione dal momento in cui vengono posizionati gli impianti fino all'installazione delle protesi. Le protesi cantilever agiscono come delle leve, generando tensione negli impianti e rendendoli suscettibili alla frattura, specialmente nelle regioni posteriori della bocca. In questa situazione, ove possibile, il numero di impianti deve essere aumentato e il loro posizionamento in una configurazione rettilinea deve essere evitato. L'allentamento o la frattura frequente delle viti di fissaggio e la perdita ossea attorno all'impianto sono segni caratteristici che precedono la frattura degli impianti[26]. Diversi studi hanno confermato l'importanza del tipo di protesi nelle complicanze biomeccaniche, notando che la maggior parte delle fratture degli impianti si è verificata in pazienti con corone singole, mentre le corone splintate hanno prodotto una tensione peri-implantare inferiore[27].

6. CONCLUSIONI

In questo elaborato si è voluto focalizzare lo sguardo su un fenomeno che riguarda il fallimento degli impianti dentali, cioè la rottura di essi.

Oggi giorno grazie agli studi condotti e allo sviluppo di tecniche sempre più innovative, il tasso di successo dell'implantologia dentale risulta essere estremamente alto. Tuttavia pur essendo una situazione rara nel campo dell'implantologia dentale, la rottura degli impianti dentali va comunque presa in considerazione e studiata al fine di evitare il fallimento protesico.

In relazione alla regione anatomica in cui gli impianti dentali sono destinati e alla funzione che devono svolgere una volta effettuato il restauro protesico, si può evidenziare quanto la progettazione di un intervento restaurativo sia complessa, ed il medico dovrà tenere in considerazione diversi fattori, fortemente legati alla condizione clinica del paziente.

In questa tesi è stata svolta un'analisi delle sollecitazioni che subiscono gli impianti dentali durante i cicli masticatori, mettendo in evidenza la distribuzione non equa all'interno del cavo orale; la maggior parte delle sollecitazioni sono a carico dei denti posteriori e questo rappresenta uno dei fattori principali nella progettazione degli impianti dentali. Analizzando le cause più frequenti che influenzano lo stress meccanico negli impianti e che portano a una loro rottura si è messo in evidenza quanto tutti questi fattori, giochino di per sé un ruolo fondamentale ma non del tutto indipendente nella causa della frattura protesica, bensì esiste una stretta correlazione tra loro. Non considerare uno solo di questi fattori può compromettere definitivamente la struttura e l'integrità dell'impianto che una volta fratturato non potrà più svolgere la sua funzione e dovrà essere recuperato, a discapito del paziente che oltre a subire un ulteriore intervento per l'estrazione della vite implantare, si ritroverà nuovamente nella condizione che l'ha portato a scegliere di eseguire un restauro protesico tramite impianti, cioè l'edentulia parziale o totale.

RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI

- 1) Kenneth S. Saladin, ANATOMIA UMANA, Terza Edizione, Piccin-Nuova libreria, 2022
- 2) Nurcan Buduneli, *"Biomarkers in Periodontal Health and Disease"*, Springer Cham, (2020): 5-6
- 3) D'Agostino Angela, Passagrilli Benigno, *"Embriologia ed istologia del cavo orale"*, Piccin, (1991): 111-112
- 4) Al-Rafee MA. The epidemiology of edentulism and the associated factors: A literature Review. J Family Med Prim Care. 2020 Apr 30;9(4):1841-1843. doi: 10.4103/jfmpc.jfmpc_1181_19.
- 5) Bethanee J. Schlosser, Gabrielle-Eugenie Duprat, Ginat W. Mirowski, 61 - Oral Mucosal Therapeutics, *"Comprehensive Dermatologic Drug Therapy (Fourth Edition)"* Elsevier, (2021): 665-676.e2
- 6) Singh, Brijendra, and Ritu Singh. *"Gingivitis—A silent disease."* J Dent Med Sci 6 (2013): 30-3.
- 7) Ray C. Williams. *"Periodontal Disease"*. New England Journal of Medicine, volume 322, N.6, (1990): 373-382.
- 8) Kinane, Denis & Stathopoulou, Panagiota & Papapanou, Panos. (2017). Periodontal diseases. Nature Reviews Disease Primers. 3. 17038. 10.1038/nrdp.2017.38.
- 9) Ronsivalle, V., Marrapodi, M.M., Siurkel, Y. *et al.* Prevalence of Bruxism in alcohol abusers: a systematic review conducted according to PRISMA guidelines and the cochrane handbook for systematic reviews of interventions. *BMC Oral Health* **24**, 108 (2024). <https://doi.org/10.1186/s12903-024-03862-1>
- 10) Freilich, M.A., Shafer, D.M., Halepas, S. (2019). Dental Implants. In: Ferneini, E., Goupil, M. (eds) Evidence-Based Oral Surgery. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-91361-2_21.
- 11) Massa, Luigi & von Fraunhofer, Joseph. (2021). The ADA Practical Guide to Dental Implants. 10.1002/9781119630678.
- 12) Ebenezer, S., Kumar, V.V., Thor, A. (2021). Basics of Dental Implantology for the Oral Surgeon. In: Bonanthaya, K., Panneerselvam, E., Manuel, S., Kumar, V.V., Rai, A. (eds) Oral and Maxillofacial Surgery for the Clinician. Springer, Singapore.

- 13) Spatz, H., Pasciucco, P. (2023). Dental Implants. In: Niekrash, C.E., Ferneini, E.M., Goupil, M.T. (eds) *Dental Science for the Medical Professional*. Springer, Cham.
- 14) Ebenezer, S., Kumar, V.V., Thor, A. (2021). Basics of Dental Implantology for the Oral Surgeon. In: Bonanthaya, K., Panneerselvam, E., Manuel, S., Kumar, V.V., Rai, A. (eds) *Oral and Maxillofacial Surgery for the Clinician*. Springer, Singapore.
https://doi.org/10.1007/978-981-15-1346-6_18 Koolstra JH.
- 15) Koolstra JH. Dynamics of the Human Masticatory System. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 2002;13(4):366-376. doi:[10.1177/154411130201300406](https://doi.org/10.1177/154411130201300406)
- 16) Peck CC. Biomechanics of occlusion--implications for oral rehabilitation. *J Oral Rehabil*. 2016 Mar;43(3):205-14. doi: 10.1111/joor.12345. Epub 2015 Sep 15. PMID: 26371622.
- 17) Gökçimen G, Durkan R, Deste Gökay G, Oyar P. The effect of different abutment and restorative crown materials on stress distribution in single-unit implant-supported restorations: A 3D finite element stress analysis. *J Prosthodont*. 2024 Jun;33(5):497-505. doi: 10.1111/jopr.13732. Epub 2023 Jul 20. PMID: 37434476.
- 18) Sun, X., Tang, X., Cheng, K. *et al*. Comparative biomechanics of all-on-4 and vertical implant placement in asymmetrical mandibular: a finite element study. *BMC Oral Health* **24**, 425 (2024). <https://doi.org/10.1186/s12903-024-04186-w>
- 19) Tagger Green, Nirit DMD, MSc, MHA*; Machtei, Eli E. DMD***; Horwitz, Jacob DMD*; Peled, Micha MD, DMD****. Fracture of Dental Implants: Literature Review and Report of a Case. *Implant Dentistry* 11(2):p 137-143, June 2002.
- 20) Heather J. Conrad, John K. Schulte, Mark C. Vallee, Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: A clinical report, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Volume 99, Issue 4, 2008, Pages 251-256, [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)00041-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)00041-3).
- 21) Lurian Minatel, Fellippo Ramos Verri, Guilherme Abu Halawa Kudo, Daniel Augusto de Faria Almeida, Victor Eduardo de Souza Batista, Cleidiel Aparecido Araujo Lemos, Eduardo Piza Pellizzer, Joel Ferreira Santiago, Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in dental implant-supported prostheses, *Materials Science and Engineering: C*, Volume 71, 2017, Pages 35-42, <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.09.062>

- 22) Eric P. Holmgren, Robert J. Seckinger, Leslie M. Kilgren, Francis Mante; Evaluating Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis—A Two-Dimensional Comparative Study Examining the Effects of Implant Diameter, Implant Shape, and Load Direction. *J Oral Implantol* 1 April 1998; 24 (2): 80–88. doi: <https://doi.org/10.1563/1548->
- 23) Kim, W.H.; Song, E.S.; Ju, K.W.; Lim, D.; Han, D.-W.; Jung, T.-G.; Jeong, Y.-H.; Lee, J.-H.; Kim, B. Mechanical Assessment of Fatigue Characteristics between Single- and Multi-Directional Cyclic Loading Modes on a Dental Implant System. *Materials* **2020**, *13*, 1545. <https://doi.org/10.3390/ma13071545>
- 24) Shemtov-Yona, K.; Rittel, D. Fatigue of Dental Implants: Facts and Fallacies. *Dent. J.* **2016**, *4*, 16. <https://doi.org/10.3390/dj4020016>
- 25) Sailer I, Karasan D, Todorovic A, Ligoutsikou M, Pjetursson BE. Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontol 2000*. 2022; 88: 130–144. doi:[10.1111/prd.12416](https://doi.org/10.1111/prd.12416)
- 26) Walter Cristiano Gealh, Valéria Mazzo, Francisco Barbi, Edevaldo Tadeu Camarini; Osseointegrated Implant Fracture: Causes and Treatment. *J Oral Implantol* 1 August 2011; 37 (4): 499–503. doi: <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-09-00135.1>
- 27) Manfredini, M.; Poli, P.P.; Giboli, L.; Beretta, M.; Maiorana, C.; Pellegrini, M. Clinical Factors on Dental Implant Fractures: A Systematic Review. *Dent. J.* **2024**, *12*, 200. <https://doi.org/10.3390/dj12070200>