UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI MESSINA

DIPARTIMENTO DI

SCIENZE BIOMEDICHE, ODONTOIATRICHE E DELLE IMMAGINI

MORFOLOGICHE E FUNZIONALI

XXXVIII CICLO

DOTTORATO IN BIOINGEGNERIA APPLICATA ALLE SCIENZE MEDICHE

FINITE ELEMENT METHOD (FEM) PER LA VALUTAZIONE BIOMECCANICA IMPLANTARE: CONFRONTO TRA CORONE SINGOLE TRADIZIONALI E CON CANTILEVER

SETTORE SCIENTIFICO DISCIPLINARE (SSD)
MED/16A (ex MED/28)– MALATTIE ODONTOSTOMATOLOGICHE

Candidato:
Dott. Vincenzo Ronsivalle

Tutor:
Chiar.mo Prof. Marco Cicciù

Coordinatore:
Chiar.mo Prof. Michele Gaeta

Anno Accademico 2024/2025

INDICE

1. INTRODUZIONE

1.1 Contesto generale

1.1.1 Evoluzione dell'implantologia orale

1.1.2. Tassi di sopravvivenza implantare e successo clinico a lungo termine

1.1.3. Complicanze biologiche: mucosite e peri-implantite (epidemiologia, prevalenza)

1.1.4. Complicanze meccaniche: frattura della vite, perdita di ritenzione, frattura del restauro

1.2 Fattori che influenzano la prognosi implantare

1.2.1. Fattori sistemici e del paziente

1.2.2. Fattori chirurgici

1.2.3. Fattori protesici

1.2.4. Distribuzione delle forze occlusali: carichi assiali vs carichi obliqui

1.3 Concetti biomeccanici fondamentali

1.3.1. Principi di meccanica applicati all'impianto dentale

1.3.2. Carichi statici e dinamici in funzione masticatoria

1.3.3. Stress e strain: definizioni, soglie critiche per l'osso (200–3000 με)

1.3.4. Effetti di bending moment e lever arm sul complesso impianto–restauro

1.4 Disegno protesico e salute peri-implantare

1.4.1. Profilo di emergenza e angolo di emergenza: definizioni e implicazioni cliniche

1.4.2. Convessità, concavità e loro impatto su igiene e rischio peri-implantite

1.4.3. Influenza del design coronale sull'accumulo di placca e biofilm

1.4.4. Accessibilità all'igiene orale nei diversi disegni protesici

1.5 Rapporto Corona/Impianto (C/I ratio): definizioni, soglie e implicazioni cliniche

1.5.1. Definizioni: rapporto anatomico vs rapporto clinico

1.5.2. Valori soglia e implicazioni biomeccaniche

1.5.3. Relazione tra C/I ratio e perdita ossea marginale (evidenze contrastanti in letteratura)
1.5.4. Occlusal overload e bending moment nei rapporti C/I elevati

1.6 Protesi con cantilever

1.6.1. Definizione e classificazione
1.6.2. Vantaggi clinici: ridotta invasività, migliore accesso igienico, preservazione ossea
1.6.3. Svantaggi: aumento delle forze di leva, rischio di frattura, complicanze meccaniche
1.6.4. Evidenze cliniche: sopravvivenza implantare e complicanze associate
1.6.5. Evidenze biomeccaniche

1.7 Finite Element Analysis (FEM) in implantologia

1.7.1. Origini e sviluppo della FEM in odontoiatria
1.7.2. Applicazioni principali: valutazione stress/strain, scelta materiali, comparazione di design
1.7.3. Vantaggi: riproducibilità, possibilità di simulare condizioni cliniche estreme
1.7.4. Limiti: semplificazioni geometriche, assenza di fattori biologici dinamici
1.7.5. Principali studi FEM su protesi cantilever e confronto con corone convenzionali

1.8 Gap di conoscenza

1.8.1. Mancanza di dati comparativi diretti cantilever vs corone convenzionali
1.8.2. Scarsa correlazione tra risultati FEM e outcome clinici longitudinali

1.9 Obiettivi della tesi

2. MATERIALI E METODI

3. RISULTATI

4. DISCUSSIONE

5. CONCLUSIONI

BIBLIOGRAFIA

1. INTRODUZIONE

1.1 Contesto generale

1.1.1 Evoluzione dell'implantologia orale

Antefatti antichi

Le prime evidenze di tentativi di sostituzione degli elementi dentari risalgono alle civiltà precolombiane, in particolare presso i Maya, che attorno al 600 d.C. utilizzarono frammenti di conchiglia come "impianti" mandibolari. I reperti mostrano che l'osso mandibolare era cresciuto intorno a tali elementi, suggerendo una qualche forma di integrazione biologica iniziale [1]. Questi ritrovamenti archeologici rappresentano i primi segni di un intento protesico funzionale nella storia odontoiatrica.

Tentativi pionieristici in epoca moderna

La prima applicazione documentata di un "impianto" in metallo risale al 1809, quando J. Maggiolo introdusse un tubo d'oro in un sito post-estrattivo [2]. Verso la fine degli anni '20 del Novecento e nei decenni successivi, si svilupparono varie forme protesiche: nei primi anni '30 i fratelli Strock impiegarono viti in Vitallium a scopo riabilitativo; negli anni '40, Formiggini e Zepponi proposero impianti endossei tipo post [3].

La rivoluzione dell'osteointegrazione

Il vero cambio di paradigma avvenne con Per-Ingvar Brånemark, che riprese e approfondì gli studi sulla reazione del sistema osseo al titanio. Questo periodo segnò l'identificazione formale del concetto di osteointegrazione, definito come "la connessione strutturale e funzionale diretta tra osso vivo e superficie dell'impianto" [4].

Il processo ebbe sostegno scientifico crescente dopo i primi esperimenti di Bothe, Beaton e Davenport nel 1940, seguiti dal lavoro di Leventhal nel 1951: quest'ultimo osservò in conigli la crescente resistenza alla rimozione di viti in titanio, associata a permeazione ossea diretta [5,6]. Brånemark, negli anni '50, utilizzò camere ottiche di titanio impiantate nella tibia di conigli per studi microvascolari. Solo, in seguito, si accorse che non era in grado di rimuovere tali camere, in quanto l'osso si era perfettamente ancorato al titanio, dando così concreti fondamenti all'osteointegrazione [4]. Nel 1965 eseguì il primo impianto dentale umano basato su questi principi, aprendo la strada all'implantologia moderna [4].

Diffusione clinica e industriale

Il concetto di osteointegrazione fu esteso e perfezionato dalla comunità scientifica. Un contributo importante giunse dalla conferenza di Toronto del 1982, fondamentale per ottenere il riconoscimento internazionale della tecnica e per favorire la sua accettazione accademica e clinica [4]. Parallelamente, venne fondata la Nobelpharma (poi Nobel Biocare) a scopo di industrializzazione del sistema implantare di Brånemark, contribuendo in maniera determinante alla diffusione commerciale del modello [7].

Innovazioni tecnologiche recenti

Oggi, l'implantologia integra avanzamenti importanti in vari ambiti:

• **Superfici implantari**: lo sviluppo di trattamenti quali sabbiatura, mordenzatura acida, anodizzazione e texturizzazione laser ha permesso il miglioramento dell'osteointegrazione e della stabilità primaria [8,9].

• **Tecniche rigenerative e imaging 3D**: l'introduzione della rigenerazione ossea guidata (GBR), degli innesti ossei (es. rialzo del seno mascellare) e l'utilizzo della CBCT per la pianificazione digitale hanno esteso le possibilità cliniche e riequilibrato le condizioni anatomiche sfavorevoli [10,11].

1.1.2 Tassi di sopravvivenza implantare e successo clinico a lungo termine

L'implantologia orale rappresenta oggi una delle terapie più affidabili per la riabilitazione funzionale ed estetica del paziente edentulo parziale o totale. A differenza delle prime applicazioni cliniche degli anni '60 e '70, caratterizzate da risultati variabili e spesso poco predicibili, gli attuali sistemi implantari mostrano tassi di sopravvivenza estremamente elevati, grazie all'evoluzione dei materiali, delle superfici e delle tecniche chirurgico-protesiche [12].

Sopravvivenza a medio termine (5–10 anni)

Le meta-analisi hanno dimostrato che la probabilità di mantenere un impianto in funzione è molto alta già nel medio periodo. Pjetursson et al. hanno evidenziato una sopravvivenza media del 95,6 % a 5 anni e del 93,1 % a 10 anni per le protesi fisse su impianti (FDP), con tassi ancora superiori negli impianti con superfici ruvide (97,2 % a 5 anni) rispetto a quelli con superfici lisce [13]. Un'ulteriore revisione sistematica di Howe et al. (2019) ha riportato un tasso di sopravvivenza implantare del

96,4% a 10 anni, sottolineando che le differenze tra impianti di marche diverse risultavano minime se inseriti e mantenuti secondo protocolli corretti [14].

Sopravvivenza a lungo termine (oltre 10 anni)

Il mantenimento a lungo termine è un parametro fondamentale per la reale valutazione del successo implantare. In una coorte di 10 871 impianti seguiti fino a 22 anni, French et al. hanno osservato una sopravvivenza cumulativa del 98,9 % a 3 anni, 98,5 % a 5 anni, 96,8 % a 10 anni e 94,0 % a 15 anni [15]. Questi risultati confermano la robustezza della terapia anche oltre la decade. Una recente meta-analisi ventennale ha stimato che circa l'80 % degli impianti rimane in funzione dopo 20 anni, evidenziando come il fallimento implantare tenda a concentrarsi nei primi anni post-chirurgici, mentre oltre i 10 anni le curve di sopravvivenza tendono a stabilizzarsi [16].

Sopravvivenza in diverse condizioni cliniche

Nonostante l'elevata prevedibilità, i tassi di sopravvivenza possono variare in base a fattori sistemici, locali e protesici. Una revisione su 158 824 impianti ha riportato un tasso di sopravvivenza medio del 97,79 %, con solo il 2,21 % di fallimenti complessivi, dei quali la maggior parte (1,59 %) avveniva entro il primo anno [17]. Questi dati confermano che i fallimenti precoci, legati a mancata osteointegrazione, rappresentano la criticità maggiore. Al contrario, i fallimenti tardivi sono spesso associati a peri-implantite o complicanze meccaniche.

Gli impianti inseriti in siti rigenerati o in condizioni di osso compromesso hanno dimostrato tassi leggermente inferiori, sebbene ancora soddisfacenti. Monje et al. hanno riportato che negli impianti corti (≤ 8 mm) la sopravvivenza a 10 anni rimane superiore al 90 %, rendendoli un'alternativa valida agli innesti ossei nei settori posteriori [18]. Inoltre, pazienti con anamnesi positiva per parodontite mostrano un rischio aumentato di fallimento, pur mantenendo tassi di sopravvivenza generalmente superiori al 90 % [19].

Successo clinico vs sopravvivenza

È importante distinguere il concetto di "sopravvivenza" implantare dal "successo clinico". La sopravvivenza si limita a indicare la permanenza dell'impianto in sede, mentre il successo implica criteri aggiuntivi quali:

• assenza di dolore o mobilità;

• stabilità ossea marginale (perdita ossea ≤ 1,5 mm nel primo anno e ≤ 0,2 mm/anno successivamente);

• integrità della protesi e funzione masticatoria soddisfacente [20].

Studi a lungo termine mostrano che, pur in presenza di sopravvivenza elevata, una quota di impianti

presenta perdita ossea marginale superiore agli standard o complicanze protesiche che ne compromettono il successo clinico [21].

1.1.3 Complicanze biologiche: mucosite e peri-implantite (epidemiologia, prevalenza)

L'aumento dell'utilizzo degli impianti dentali negli ultimi decenni ha inevitabilmente portato a una maggiore attenzione verso le complicanze biologiche che possono comprometterne la stabilità a lungo termine. Tra queste, la mucosite peri-implantare e la peri-implantite rappresentano le condizioni più studiate, con un impatto clinico e prognostico rilevante [22].

Definizioni e quadro clinico

Secondo la classificazione del Workshop mondiale del 2017, la mucosite peri-implantare è definita come una risposta infiammatoria dei tessuti molli peri-implantari, clinicamente caratterizzata da sanguinamento al sondaggio (BOP) e/o suppurazione, con possibile edema ed eritema, in assenza di perdita ossea radiograficamente misurabile [23]. La peri-implantite, invece, rappresenta uno stadio più avanzato della malattia, caratterizzato non solo da infiammazione dei tessuti molli, ma anche da perdita di osso marginale progressiva e radiograficamente evidente, associata a tasche peri-implantari profonde e talvolta suppurazione [24].

Patogenesi

Il processo patogenetico alla base delle malattie peri-implantari è simile a quello delle malattie parodontali, con un ruolo centrale del biofilm batterico. Tuttavia, la mancanza di fibre connettivali orientate perpendicolarmente alla superficie implantare, la differente vascolarizzazione e la minore capacità di difesa tissutale rendono i tessuti peri-implantari più suscettibili all'accumulo di placca e al danno infiammatorio [25,26]. Studi istologici hanno dimostrato che le lesioni della mucosite e della peri-implantite mostrano un'infiltrazione infiammatoria più estesa rispetto a quella della gengivite e parodontite, con una maggiore concentrazione di neutrofili e plasmacellule [27].

Epidemiologia e prevalenza

La letteratura riporta una grande variabilità nei dati di prevalenza, principalmente a causa delle differenze nei criteri diagnostici adottati. Una revisione sistematica di Derks e Tomasi (2015) ha stimato che circa il 43 % dei pazienti presenta mucosite peri-implantare, mentre il 22 % sviluppa peri-

implantite [28]. Atieh et al. (2013), in una meta-analisi di studi prospettici, hanno riportato una prevalenza media di peri-implantite del 18,8 % a livello di paziente e del 9,6 % a livello di impianto [29].

In coorti nazionali di lungo periodo, i dati sono ancora più preoccupanti. Derks et al. (2016), in uno studio epidemiologico svedese con follow-up di 9 anni, hanno osservato che circa il 45 % dei pazienti presentava peri-implantite, con forme moderate o gravi in oltre il 14 % dei casi [30]. In un'analisi condotta negli Stati Uniti, Daubert et al. (2015) hanno riportato prevalenze del 16 % di peri-implantite a livello di impianto, con associazioni significative con fattori sistemici e comportamentali [31]. In generale, la mucosite risulta estremamente diffusa: dati provenienti da Ferreira et al. (2006) indicano una prevalenza superiore al 60 % in alcune popolazioni [32]. Questo suggerisce che la mucosite costituisce un evento quasi inevitabile nel corso della vita implantare, mentre la peri-implantite rappresenta la reale minaccia per la sopravvivenza a lungo termine.

Fattori di rischio

Diversi studi hanno identificato una serie di fattori di rischio associati allo sviluppo delle malattie peri-implantari:

• **Storia di parodontite**: i pazienti con parodontite cronica hanno un rischio significativamente maggiore di sviluppare peri-implantite, con odds ratio fino a 3 volte superiori [33].

• **Fumo di sigaretta**: il tabacco rappresenta un noto fattore di rischio, correlato sia alla mucosite che alla peri-implantite [34].

• **Scarsa igiene orale e irregolarità nei richiami**: la mancanza di controlli periodici e una inadeguata igiene domiciliare favoriscono l'accumulo di biofilm e l'instaurarsi della mucosite [35].

• **Fattori sistemici**: condizioni come il diabete non controllato, le malattie cardiovascolari e lo stress ossidativo sistemico possono influenzare la risposta infiammatoria peri-implantare [31,36].

• **Fattori iatrogeni**: il design protesico è un determinante critico. L'angolo di emergenza > 30° e i profili coronali convessi sono stati identificati come indicatori di rischio indipendenti per peri-implantite (Katafuchi et al., 2018) [37]. Anche la presenza di cemento residuo nelle protesi cementate costituisce un fattore predisponente documentato [38].

Implicazioni cliniche

Dal punto di vista clinico, la mucosite è considerata una condizione reversibile se trattata precocemente attraverso misure di igiene professionale, miglioramento della motivazione domiciliare e rimozione dei fattori di ritenzione del biofilm [23]. Al contrario, la peri-implantite è più complessa da gestire e spesso richiede terapie chirurgiche rigenerative o resezione ossea, con risultati variabili

[24,39]. La progressione non trattata della peri-implantite può portare alla perdita dell'impianto, rappresentando una delle principali cause di fallimento tardivo.

Strategie preventive

La prevenzione delle complicanze biologiche rimane il cardine per il mantenimento implantare a lungo termine. Le evidenze dimostrano che programmi di mantenimento personalizzati, comprendenti richiami periodici, scaling meccanico e controllo domiciliare, riducono drasticamente il rischio di peri-implantite [40]. Parallelamente, il design protesico deve essere orientato a garantire accessibilità all'igiene orale e a minimizzare angoli eccessivi di emergenza.

1.1.4 Complicanze meccaniche: frattura della vite, perdita di ritenzione, frattura del restauro

Le riabilitazioni implanto-protesiche, pur avendo dimostrato elevati tassi di successo e sopravvivenza a lungo termine, non sono esenti da complicanze. Oltre alle problematiche biologiche, un ruolo rilevante è rappresentato dalle complicanze meccaniche, che comprendono eventi a carico delle componenti protesiche (viti di connessione, abutment, strutture metalliche, rivestimenti ceramici o acrilici) e, più raramente, a carico della fixture implantare stessa [41]. Sebbene spesso non conducano immediatamente al fallimento dell'impianto, tali complicanze incidono negativamente sulla funzionalità, sulla stabilità occlusale, sull'estetica e sulla soddisfazione del paziente, oltre a determinare costi aggiuntivi per la gestione clinica [42].

Svitamento e frattura della vite protesica

Lo svitamento della vite rappresenta una delle complicanze più comuni ed è stato riportato con un'incidenza variabile tra il 5 % e il 12 % nei primi cinque anni di follow-up [43]. Questo fenomeno è imputabile principalmente alla perdita del precarico, cioè alla riduzione della forza di tensione generata durante il serraggio. Le cause includono: errato torque, micro-movimenti dovuti a carichi obliqui, parafunzioni come il bruxismo e discrepanze di adattamento tra componenti protesiche e implantari [44].

La frattura della vite ha un'incidenza inferiore (2–4 % a 5 anni), ma implica un maggiore impegno clinico, data la difficoltà di rimozione dei frammenti e la necessità di sostituzione della componente fratturata [45]. Goodacre et al. hanno documentato che le viti costituiscono le componenti implantari più frequentemente soggette a complicanze, sia in termini di svitamento che di frattura [46].

Perdita di ritenzione

La perdita di ritenzione è una complicanza che interessa principalmente le riabilitazioni cementate. La letteratura riporta incidenze del 4–6 % entro i primi 5 anni [47]. I fattori predisponenti includono altezza ridotta del moncone, angolazioni sfavorevoli, scelta inadeguata del cemento e sovraccarichi occlusali. Al contrario, le protesi avvitate riducono questo rischio ma risultano più esposte a complicanze legate allo svitamento [48].

Una revisione sistematica di Sailer et al. (2012) ha confrontato le due modalità di fissaggio, dimostrando come entrambe presentino specifici pattern di complicanze: perdita di ritenzione nelle cementate e allentamento delle viti nelle avvitate [49].

Frattura del restauro protesico

Un'altra complicanza frequente è la frattura o il chipping del rivestimento ceramico nelle corone e nei ponti implanto-supportati. Secondo una revisione sistematica, il tasso cumulativo di chipping in restauri ceramici varia dal 13 % al 22 % nei primi cinque anni [50]. Le protesi in zirconia presentano un rischio più elevato di chipping rispetto a quelle metallo-ceramica [51].

Jung et al. (2012) hanno riportato che le corone singole su impianti hanno un tasso di sopravvivenza protesica del 94,5 % a 5 anni, con complicanze tecniche (soprattutto chipping) nel 9 % dei casi [52]. Nelle riabilitazioni full-arch, le fratture del materiale protesico, specialmente nei denti in resina acrilica montati su barre metalliche, raggiungono incidenze fino al 33 % a 10 anni [53].

Frattura dell'impianto

La frattura della fixture implantare è un evento raro, con incidenze riportate tra lo 0,1 % e lo 0,2 %, ma rappresenta una delle complicanze più gravi, poiché spesso comporta la necessità di rimozione dell'impianto [54]. Le cause più comuni includono il diametro ridotto dell'impianto, la perdita ossea marginale avanzata, i carichi eccessivi e condizioni di stress meccanico cronico [55]. Karl e Kelly (2009) hanno evidenziato che la maggior parte delle fratture implantari si manifesta nei settori posteriori mandibolari, dove le forze masticatorie sono più intense [56].

Considerazioni cliniche

La gestione delle complicanze meccaniche deve essere preventiva e multidimensionale. È fondamentale:

• pianificare adeguatamente il numero, il diametro e la distribuzione degli impianti in base ai carichi previsti,

• scegliere componenti protesiche adeguate (connessione interna vs esterna),

• applicare correttamente il torque raccomandato,
• garantire controlli periodici e bilanciamento occlusale.
Un approccio proattivo consente di ridurre significativamente l'incidenza di tali complicanze, migliorando la prognosi protesica e implantare.

1.2 Fattori che influenzano la prognosi implantare

1.2.1 Fattori sistemici e del paziente

Il successo implantare non dipende unicamente da fattori locali, ma è influenzato in maniera determinante dallo stato di salute generale e dalle abitudini comportamentali del paziente. Numerose condizioni sistemiche possono compromettere i processi biologici che regolano l'osteointegrazione, la stabilità dei tessuti peri-implantari e la capacità di mantenere una risposta immunitaria adeguata a lungo termine [12].

Fumo di sigaretta

Il fumo rappresenta uno dei principali fattori di rischio documentati per il fallimento implantare. È stato dimostrato che i fumatori presentano un rischio fino a due volte superiore di perdita implantare rispetto ai non fumatori [57]. Il meccanismo d'azione è multifattoriale: riduzione della perfusione sanguigna, alterata funzione dei fibroblasti, aumento del rilascio di radicali liberi e compromissione della risposta immunitaria. Una revisione sistematica di Strietzel et al. (2007) ha confermato che il fumo influenza negativamente sia i tassi di sopravvivenza implantare che la stabilità dei tessuti duri e molli, aumentando anche la probabilità di peri-implantite [57]. Inoltre, la letteratura indica una correlazione dose-dipendente, con rischi maggiori per i forti fumatori (>10 sigarette/die) [58].

Diabete mellito

Il diabete mellito, soprattutto se non adeguatamente controllato, è un altro fattore critico che può interferire con l'osteointegrazione e aumentare il rischio di infezioni. Nei pazienti diabetici sono state documentate alterazioni della microcircolazione, ridotta neoformazione ossea e maggiore suscettibilità alle infezioni batteriche. Monje et al. (2017), in una meta-analisi, hanno evidenziato una prevalenza significativamente più elevata di peri-implantite nei pazienti diabetici rispetto ai soggetti non diabetici [36]. Tuttavia, studi più recenti suggeriscono che nei pazienti con buon controllo glicemico i tassi di sopravvivenza implantare siano paragonabili a quelli della popolazione non diabetica, sottolineando l'importanza di un adeguato monitoraggio sistemico [59].

Storia di parodontite

La storia parodontale del paziente costituisce un importante indicatore prognostico. Numerosi studi hanno dimostrato che i soggetti con parodontite cronica pregressa hanno un rischio significativamente maggiore di sviluppare mucosite e peri-implantite. In uno studio prospettico a 10 anni, Karoussis et al. (2003) hanno dimostrato che gli impianti posizionati in pazienti con parodontite cronica avevano un rischio triplicato di perdita ossea marginale rispetto a pazienti senza tale anamnesi [33]. Anche una revisione sistematica di Sgolastra et al. (2015) ha confermato che la parodontite rappresenta un fattore di rischio indipendente per le complicanze peri-implantari [60].

Età avanzata e comorbilità

L'età anagrafica, di per sé, non rappresenta una controindicazione assoluta all'inserimento di impianti. Tuttavia, i pazienti anziani possono presentare una maggiore incidenza di comorbilità (osteoporosi, malattie cardiovascolari, immunosoppressione) che possono ridurre il potenziale rigenerativo osseo [61]. Particolare attenzione va riservata ai pazienti in terapia con bifosfonati o denosumab, farmaci utilizzati nel trattamento dell'osteoporosi e delle metastasi ossee: tali molecole, alterando il rimodellamento osseo, possono aumentare il rischio di osteonecrosi delle ossa mascellari e compromettere la guarigione peri-implantare [62].

1.2.2 Fattori chirurgici

I fattori chirurgici rappresentano determinanti fondamentali per il successo a lungo termine della terapia implantare. Ogni fase, dalla diagnosi alla pianificazione, fino all'inserimento e alla guarigione dell'impianto, influenza in modo diretto la stabilità primaria, il rimodellamento osseo e la capacità di mantenere l'osteointegrazione. L'accuratezza della procedura chirurgica, l'uso di protocolli basati sull'evidenza e la corretta valutazione delle condizioni anatomiche sono quindi elementi imprescindibili [63].

Qualità e quantità ossea

La quantità e qualità ossea disponibile sono parametri determinanti per la stabilità implantare. La classificazione di Lekholm e Zarb distingue quattro tipologie ossee (Figura 1):

• **Tipo I**: osso corticale denso, tipico della sinfisi mandibolare, che garantisce eccellente stabilità primaria ma rischi maggiori di necrosi ossea da compressione.
• **Tipo II**: spessa corticale con trabecolato denso, considerato ottimale per gli impianti.
• **Tipo III**: corticale sottile con trabecolato a densità media, associato a stabilità moderata.

• **Tipo IV**: corticale molto sottile con trabecolato lasso, tipico del mascellare posteriore, a prognosi meno favorevole [64].

Diversi studi hanno confermato che impianti inseriti in osso di tipo IV presentano un rischio significativamente maggiore di insuccesso precoce rispetto a quelli in osso di tipo II [65]. La densità ossea influisce sulla stabilità primaria, che è considerata un prerequisito per il successo implantare, soprattutto nelle fasi iniziali dell'osteointegrazione [66].

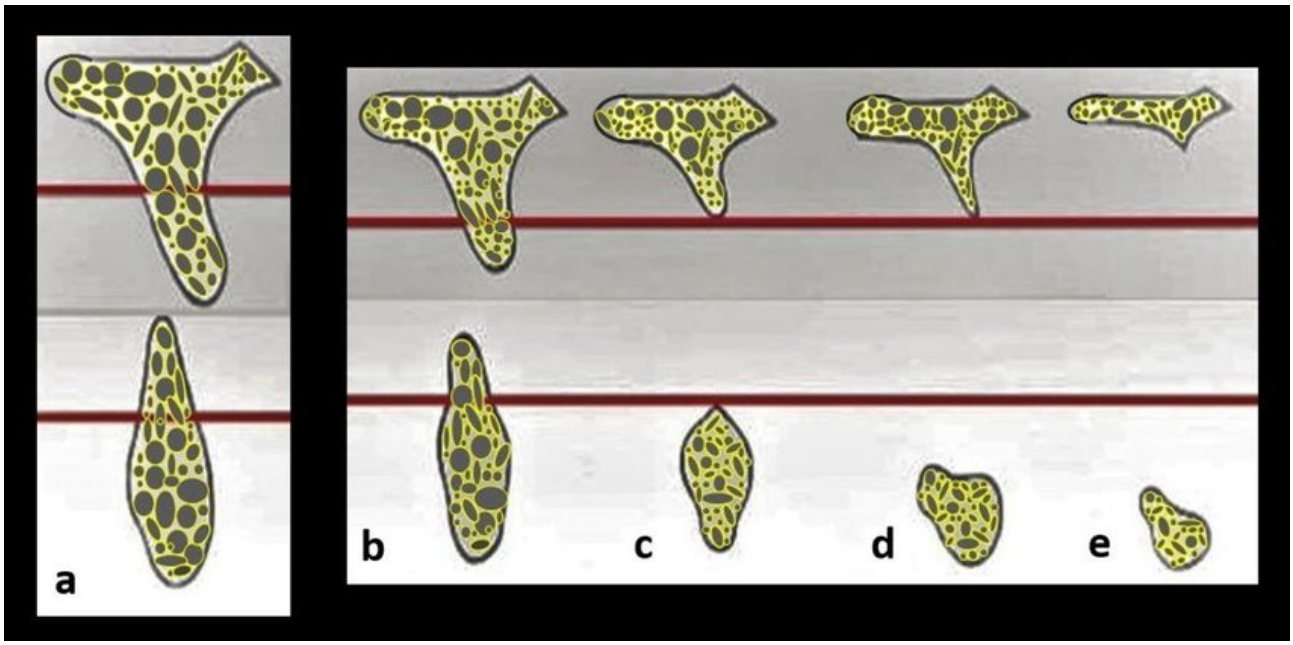


Figura 1. Classificazione di Lekholm e Zarb

Dimensioni implantari

Il diametro e la lunghezza dell'impianto condizionano il contatto osso-impianto e quindi la distribuzione dei carichi masticatori. Impianti più lunghi (>10 mm) e con diametro maggiore aumentano la superficie disponibile per l'osteointegrazione, riducendo lo stress marginale [67]. Tuttavia, l'uso di impianti corti o stretti è diventato frequente nei casi di limitazioni anatomiche.

• **Impianti corti**: una meta-analisi ha dimostrato che impianti ≤ 8 mm presentano tassi di sopravvivenza superiori al 90 % a 10 anni, rendendoli una valida alternativa agli innesti ossei [18].

• **Impianti di diametro ridotto (<3,5 mm)**: utilizzati in siti con spessore osseo limitato o in spazi protesici ridotti, hanno evidenziato buoni risultati clinici, ma con rischio aumentato di frattura meccanica in condizioni di carico elevato [68].

Tecniche rigenerative

Quando la quantità ossea è insufficiente, le tecniche di rigenerazione ossea diventano fondamentali:

• **Rigenerazione ossea guidata (GBR)**: introdotta da Dahlin et al. (1988), ha rivoluzionato la

chirurgia implantare, consentendo la neoformazione ossea attraverso membrane barriera che isolano il difetto dai tessuti molli [10].

• **Innesti ossei**: possono essere autologhi, eterologhi, alloplastici o combinati. Gli autoinnesti rappresentano il "gold standard" per capacità osteogenica, sebbene limitati dalla morbilità del sito donatore [69].

• **Rialzo del seno mascellare**: oggi rappresenta una procedura di routine nei settori posteriori del mascellare superiore. Una revisione sistematica Cochrane ha dimostrato che, indipendentemente dal materiale da innesto, i tassi di sopravvivenza implantare sono comparabili a quelli ottenuti in osso nativo [70].

Queste tecniche hanno ampliato enormemente le possibilità terapeutiche, permettendo di trattare pazienti che in passato sarebbero stati esclusi dalla riabilitazione implantare.

Tempistica di inserimento implantare

La tempistica chirurgica influenza la guarigione dei tessuti e il mantenimento dei profili mucosi. Si distinguono tre approcci principali:

1. **Immediato**: inserimento dell'impianto nella stessa seduta dell'estrazione. Offre vantaggi in termini di preservazione dei tessuti e riduzione dei tempi terapeutici, ma richiede stabilità primaria elevata ed assenza di infezione [71].
2. **Precoce**: inserimento dopo 4–8 settimane, quando si è instaurata una parziale guarigione dei tessuti molli, utile per migliorare il sigillo biologico [72].
3. **Tardivo**: inserimento dopo 3–6 mesi dalla guarigione ossea completa, con tassi di successo elevati ma tempi complessivi più lunghi [73].

Una revisione sistematica ha evidenziato che gli impianti immediati hanno tassi di sopravvivenza simili a quelli tardivi, ma mostrano maggiore variabilità nella perdita ossea marginale [74].

Tecnica chirurgica e stabilità primaria

La modalità con cui viene preparato il sito implantare condiziona direttamente la stabilità primaria. In osso a bassa densità è raccomandata la sottopreparazione, per aumentare il torque d'inserimento, mentre in osso ad alta densità è opportuno adottare una preparazione leggermente più ampia per evitare necrosi da compressione [75].

Anche l'adozione di tecniche minimamente invasive, come la chirurgia flapless guidata da CBCT e CAD/CAM, consente di ridurre il trauma chirurgico, preservare la vascolarizzazione periostale e migliorare la guarigione [76].

Infine, il concetto di primary stability viene oggi affiancato da quello di secondary stability, legata al rimodellamento osseo e al turnover biologico (Figura 2). Il bilanciamento tra stabilità primaria e secondaria è cruciale per determinare la tempistica di carico (immediato vs differito) [77].

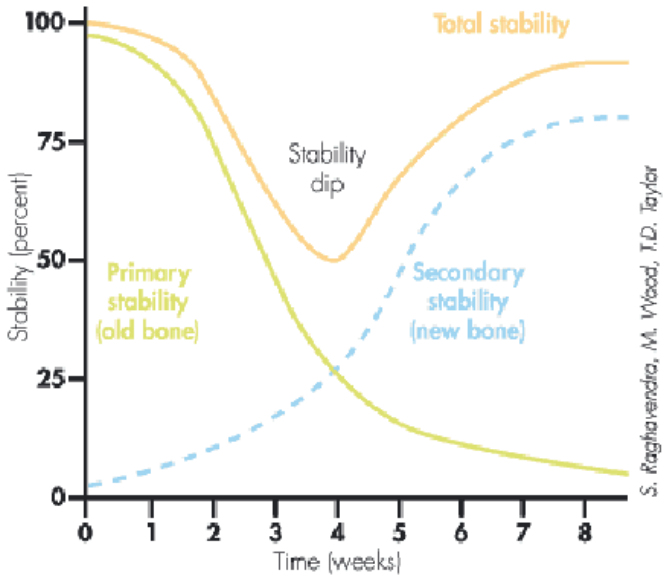


Figura 2. Stabilità primaria e secondaria implantare

1.2.3 Fattori protesici

La protesizzazione degli impianti non rappresenta una fase accessoria del trattamento, ma un momento cruciale che condiziona in maniera decisiva la prognosi a lungo termine. Le scelte protesiche influenzano sia le sollecitazioni biomeccaniche trasmesse all'osso peri-implantare, sia il rischio di complicanze biologiche e meccaniche. Il restauro deve garantire funzione, estetica e accessibilità all'igiene orale, integrando considerazioni biomeccaniche, biologiche ed ergonomiche [48].

Tipo di connessione impianto–abutment

Il tipo di connessione tra impianto e abutment è stato oggetto di numerosi studi (Figura 3).

• **Connessione esterna (external hex)**: introdotta da Brånemark negli anni '80, ha costituito lo standard per decenni. Tuttavia, presenta una maggiore suscettibilità allo svitamento della vite e micro-movimenti a livello della giunzione, con possibili microleakage batterici [78].

• **Connessione interna (internal hex, conical, morse taper)**: riduce i micromovimenti grazie a un accoppiamento più stabile, distribuendo meglio i carichi occlusali lungo l'asse implantare [79].

• **Platform switching**: l'introduzione di abutment di diametro ridotto rispetto all'impianto ha mostrato un effetto positivo sul mantenimento dell'osso crestale, probabilmente grazie

all'allontanamento del micro-gap batterico e alla creazione di uno "spazio biologico" più favorevole [80].

Una revisione di Gracis et al. (2012) ha dimostrato che gli impianti con connessione interna e platform switching presentano una minore perdita ossea marginale e un minor numero di complicanze meccaniche rispetto agli impianti con connessione esterna tradizionale [81].

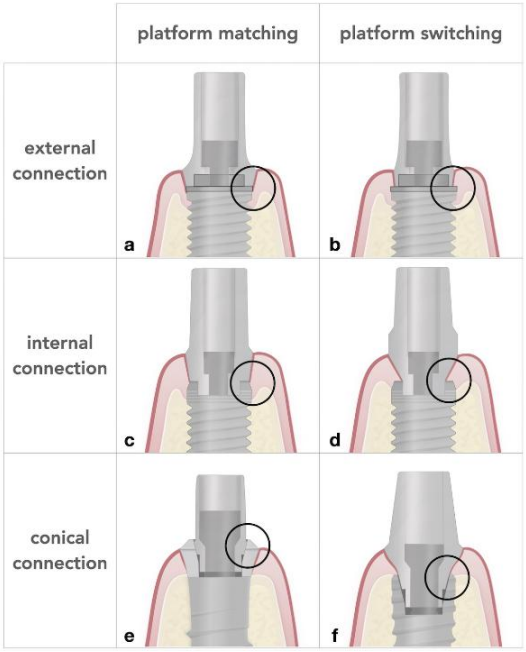


Figura 3. Tipo di connessione impianto–abutment

Metodo di fissaggio della protesi: avvitata vs cementata

La scelta tra protesi avvitate e cementate è da sempre dibattuta.

• **Protesi cementate**: presentano vantaggi estetici e permettono di compensare disparallelismi implantari significativi. Tuttavia, il rischio di residui di cemento subgengivali rappresenta un fattore di rischio documentato per la peri-implantite. Wilson (2009) ha dimostrato, tramite endoscopia, che nell'81 % degli impianti con peri-implantite era presente cemento residuo [38].

• **Protesi avvitate**: eliminano il rischio di cemento residuo e consentono una rimozione agevole in caso di complicanze. Tuttavia, presentano maggiore suscettibilità allo svitamento e alla frattura delle viti di ritenzione [43].

Una revisione sistematica di Wittneben et al. (2014) ha evidenziato che entrambe le soluzioni mostrano tassi di sopravvivenza protesica sovrapponibili, ma con pattern di complicanze differenti: biologiche più comuni nelle cementate, tecniche più frequenti nelle avvitate [48].

Contorno protesico e profilo di emergenza

Il disegno protesico influenza direttamente la salute dei tessuti molli e duri peri-implantari.
• Un **angolo di emergenza** superiore a 30° è stato associato a un rischio aumentato di peri-implantite, probabilmente per la difficoltà di detersione e l'accumulo di biofilm [82].
• Profili coronali **convessi** determinano un aumento di placca e infiammazione, mentre i profili **concavi** favoriscono l'adattamento dei tessuti molli e migliorano l'accesso per l'igiene [37].
• La **larghezza biologica** peri-implantare deve essere rispettata: restauri che invadono lo spazio biologico determinano riassorbimento osseo crestale [83].
Katafuchi et al. (2018) hanno condotto un'analisi radiografica che ha identificato il contorno protesico come fattore di rischio indipendente per peri-implantite, sottolineando la necessità di un design protesico attentamente calibrato [37].

Materiali protesici

La scelta dei materiali influenza la durabilità del restauro, l'estetica e le complicanze associate.
• **Metallo-ceramica**: rappresenta ancora oggi il "gold standard" per resistenza e longevità, con buoni risultati estetici, ma complicanze frequenti sotto forma di frattura del rivestimento ceramico (chipping) [50].
• **Zirconia**: apprezzata per estetica e biocompatibilità, è associata a maggiore incidenza di fratture o chipping del rivestimento, specialmente nelle riabilitazioni estese [51].
• **Resina acrilica e compositi**: utilizzati soprattutto nei full-arch su barra metallica, sono più soggetti a usura e frattura, ma offrono vantaggi in termini di riparabilità e costi [53].
Una revisione sistematica di Pjetursson et al. (2007) ha riportato che restauri in metallo-ceramica e zirconia hanno tassi di sopravvivenza simili, ma diversi pattern di complicanze: chipping più frequente nella zirconia, frattura del rivestimento nel metallo-ceramica [50].

Rapporto corona–impianto e distribuzione dei carichi

Il rapporto tra altezza coronale e lunghezza implantare (**crown-to-implant ratio, C/I**) è un fattore biomeccanico di rilievo.
• Un C/I sfavorevole (>2:1) può generare stress eccessivi a livello del collo implantare, aumentando il rischio di riassorbimento osseo e di fratture meccaniche [84].
• Tuttavia, recenti studi hanno dimostrato che, se il carico è ben distribuito e la protesi è progettata correttamente, anche rapporti C/I elevati non compromettono necessariamente la sopravvivenza implantare [85].

• Le analisi **FEM (Finite Element Method)** hanno confermato che la geometria coronale e la lunghezza del braccio di leva influenzano in modo critico la distribuzione delle forze sull'impianto [86].

Aspetti estetici e funzionali

Oltre agli aspetti biomeccanici, la progettazione protesica deve rispondere a esigenze estetiche crescenti. Nel settore anteriore, la gestione del profilo di emergenza, dello spessore dei tessuti molli e della traslucenza dei materiali è essenziale. Tuttavia, l'inseguimento dell'estetica non deve mai compromettere la stabilità biomeccanica: una corona eccessivamente allungata o sproporzionata, ad esempio, può tradursi in sovraccarico funzionale [87].

1.2.4 Distribuzione dei carichi occlusali

La distribuzione dei carichi occlusali rappresenta uno dei fattori determinanti nella prognosi implantare e costituisce la chiave di lettura per comprendere la relazione tra design protesico, biomeccanica e mantenimento dell'osteointegrazione. A differenza dei denti naturali, che beneficiano del legamento parodontale in grado di dissipare parte delle forze masticatorie e di fornire un feedback propriocettivo, gli impianti sono ancorati rigidamente all'osso. Questo comporta una trasmissione diretta e non ammortizzata dei carichi occlusali, rendendo cruciale la gestione delle forze sia in fase di pianificazione che di esecuzione protesica [88,89].

Differenze biomeccaniche tra denti naturali e impianti

Il dente naturale, grazie al legamento parodontale (PDL), ha una capacità di adattamento fisiologico ai carichi:

• il PDL consente micro-movimenti (fino a 100 μm) che riducono i picchi di stress,
• funge da cuscinetto viscoelastico che distribuisce le forze in modo graduale,
• offre un feedback neuromuscolare immediato che permette al paziente di modulare l'occlusione [90].

Gli impianti, invece, presentano micro-movimenti ridotti (<10 μm) e assenza di PDL. Di conseguenza, ogni carico eccessivo viene trasmesso direttamente all'osso crestale e alla connessione protesica. Questo spiega perché gli impianti sono più suscettibili a complicanze biomeccaniche come riassorbimento osseo marginale, svitamento e frattura delle viti [91].

Carichi assiali vs carichi non assiali

Le forze occlusali possono essere suddivise in:

• **Carichi assiali**, diretti lungo l'asse maggiore dell'impianto: sono i più favorevoli perché distribuiscono lo stress lungo tutta la superficie implantare, riducendo la concentrazione a livello crestale.

• **Carichi obliqui o laterali**, che generano momenti flettenti con stress concentrati al colletto implantare e all'osso crestale [92].

Le simulazioni FEM dimostrano che un carico obliquo a 30° può generare forze laterali superiori del 50–60 % rispetto a un carico assiale equivalente [93]. Clinicamente, questi fenomeni si traducono in maggiore perdita ossea marginale e incidenza di fratture protesiche.

Rapporto corona–impianto (C/I ratio)

Il rapporto corona–impianto (Crown-to-Implant Ratio, C/I) è una variabile cruciale che influisce sulle leve meccaniche:

• Un C/I ottimale (<1:1) riduce le forze di leva e migliora la stabilità.

• Rapporti sfavorevoli (>2:1) determinano un aumento esponenziale dello stress marginale e delle complicanze tecniche [85].

Tuttavia, la letteratura clinica non è univoca: Blanes (2009) ha evidenziato che rapporti elevati non necessariamente compromettono la sopravvivenza implantare se il restauro è ben progettato e i carichi occlusali sono controllati [94]. Garaicoa-Pazmiño et al. (2014), in una revisione sistematica, hanno confermato che il rapporto C/I è solo uno dei fattori in gioco, e deve essere valutato insieme alla densità ossea, alla distribuzione implantare e al controllo occlusale [84].

Cantilever e distribuzione dei carichi

L'utilizzo di cantilever implantari rappresenta una delle situazioni biomeccaniche più critiche.

• Ogni millimetro di estensione del cantilever comporta un incremento proporzionale dei momenti flettenti sugli impianti di supporto.

• Studi FEM hanno dimostrato che un cantilever di 10 mm può aumentare le sollecitazioni di oltre il 30 % rispetto a una protesi priva di sbalzo [95].

• Clinicamente, i cantilever sono associati a una maggiore incidenza di svitamento delle viti, frattura dei restauri e riassorbimento osseo crestale [96,97].

Per ridurre questi rischi, linee guida cliniche raccomandano di limitare l'estensione del cantilever, aumentare il numero di impianti di supporto o utilizzare impianti inclinati (come nel protocollo All-on-4) per ridurre la leva biomeccanica [97].

Influenza delle parafunzioni

Il bruxismo è considerato uno dei principali fattori di rischio per il fallimento implantare legato al sovraccarico meccanico.

• I pazienti bruxisti generano forze occlusali fino a 6 volte superiori rispetto alla masticazione fisiologica [98].

• Le forze, spesso non assiali, determinano micro-movimenti a livello implantare che possono compromettere l'osteointegrazione.

• Le complicanze più comuni sono frattura delle viti, abutment e restauri, oltre a una maggiore incidenza di peri-implantite per sovraccarico cronico [99].

Manfredini et al. (2013) hanno proposto di considerare il bruxismo come condizione di rischio piuttosto che controindicazione assoluta: ciò implica la necessità di strategie preventive (splint, follow-up ravvicinato, distribuzione occlusale bilanciata) [100].

Numero e distribuzione degli impianti

Il numero e la disposizione degli impianti sono parametri fondamentali per la distribuzione dei carichi:

• Numero insufficiente di impianti → aumento dello stress per unità implantare, con rischio di sovraccarico.

• Distribuzione sfavorevole → incremento delle leve e dei momenti flettenti.

• All-on-4 concept: ha dimostrato che, grazie al posizionamento inclinato degli impianti posteriori, è possibile ridurre significativamente l'estensione dei cantilever e garantire un'adeguata distribuzione dei carichi anche con un numero ridotto di fixture [101,102].

Uno studio prospettico di Maló et al. (2015) su oltre 10 anni di follow-up ha confermato tassi di sopravvivenza implantare superiori al 95 % in protocolli All-on-4, dimostrando la validità biomeccanica di una distribuzione ottimizzata [102].

Analisi FEM e validazione biomeccanica

Le analisi agli elementi finiti (FEM) hanno rappresentato uno strumento fondamentale nello studio della biomeccanica implantare. Esse consentono di simulare diversi scenari clinici e di quantificare le tensioni ossee e implantari in condizioni di carico variabile.

Le evidenze FEM hanno dimostrato che:

• le sollecitazioni si concentrano prevalentemente a livello del collo implantare e della cresta ossea,

• carichi obliqui e rapporti C/I sfavorevoli aumentano in modo significativo lo stress,

• i cantilever amplificano gli effetti di leva, con distribuzione asimmetrica delle tensioni,

• l’uso di impianti inclinati e il platform switching contribuiscono a ridurre i picchi di stress [86,103]. Questi dati, integrati con la letteratura clinica, forniscono un solido razionale per valutare e confrontare differenti opzioni protesiche, come nel presente studio che metterà a confronto corone tradizionali e cantilever implantari.

1.3 Concetti biomeccanici fondamentali

La biomeccanica implantare rappresenta la base teorica indispensabile per comprendere le sollecitazioni cui sono sottoposti gli impianti dentali e i tessuti di supporto. L’assenza del legamento parodontale, la rigidità del contatto osso-impianto e la varietà di condizioni occlusali rendono l’analisi biomeccanica complessa e, al tempo stesso, cruciale per la predicibilità clinica [88].

1.3.1 Principi di meccanica applicati all’impianto dentale

L’analisi biomeccanica degli impianti dentali si fonda sui principi generali della meccanica applicati al sistema impianto–osso–restauro, un complesso strutturale in cui le forze masticatorie vengono trasmesse in modo diretto dall’interfaccia protesica all’osso peri-implantare. La peculiarità di questo sistema risiede nell’assenza del legamento parodontale, che nei denti naturali svolge una funzione ammortizzante e propriocettiva. Di conseguenza, l’impianto si comporta come una struttura rigidamente ancorata, con un trasferimento dei carichi che risponde alle leggi della statica e della resistenza dei materiali [88].

Concetti fondamentali di forza, momento e distribuzione del carico

Dal punto di vista meccanico, l’impianto dentale è sottoposto a (Figura 4):
• forze assiali (compressione e trazione): agiscono parallelamente all’asse implantare;
• forze trasversali (taglio): agiscono perpendicolarmente all’asse;
• momenti flettenti: si generano quando una forza non è applicata in corrispondenza del centro di resistenza, producendo un braccio di leva;
• momenti torcenti (torsione): rotazioni attorno all’asse longitudinale dell’impianto [97].
In condizioni ottimali, la progettazione implantare deve ridurre al minimo i momenti flettenti e di taglio, orientando le forze prevalentemente in direzione assiale.

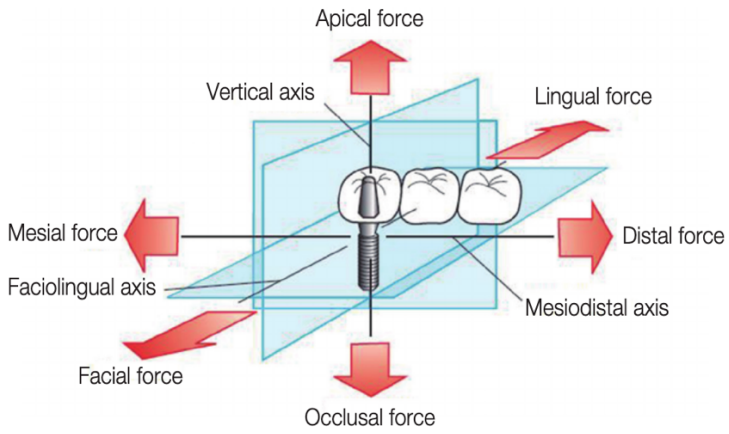


Figura 4. Forze lineari a cui è sottoposto l'impianto

Risposta dell'osso ai diversi tipi di carico

L'osso peri-implantare risponde in maniera differente a seconda della tipologia di sollecitazione:

• i carichi compressivi sono i più fisiologici e stimolano il rimodellamento osseo,

• i carichi tensili sono tollerati entro certi limiti, ma possono causare microfratture se eccessivi,

• i carichi di taglio (shear) risultano i più dannosi, poiché riducono la stabilità del contatto osso-impianto [104].

Per questo motivo, gran parte del macrodesign implantare (spire, conicità, diametro) è orientato a trasformare forze trasversali in compressione lungo l'asse dell'impianto.

Influenza della geometria implantare

La distribuzione delle sollecitazioni è influenzata anche dalla geometria dell'impianto:

• **diametro**: impianti di diametro maggiore offrono una superficie di contatto più ampia e distribuiscono meglio i carichi [67];

• **lunghezza**: impianti più lunghi incrementano la superficie di osteointegrazione e riducono lo stress marginale, ma oltre una certa soglia l'effetto è marginale;

• **macrodesign delle spire**: profilo, passo e profondità delle spire influenzano la conversione dei carichi in compressione;

• **connessione impianto-abutment**: sistemi interni conici riducono micromovimenti e concentrazioni di stress rispetto alle connessioni esterne [81].

Considerazioni cliniche

La corretta applicazione dei principi meccanici permette di:

• minimizzare le sollecitazioni marginali e ridurre il rischio di riassorbimento osseo,

• migliorare la stabilità a lungo termine dell'osteointegrazione,

• prevenire complicanze meccaniche quali svitamento o frattura delle viti,
• progettare restauri protesici in grado di distribuire i carichi in modo armonico.
L'analisi meccanica è quindi fondamentale non solo in fase di progettazione implantare, ma anche per la comprensione delle cause di fallimento a medio e lungo termine [91].

1.3.2 Carichi statici e dinamici in funzione masticatoria

Il sistema implantare è sottoposto a una molteplicità di carichi derivanti dalla funzione masticatoria, che non si limitano a semplici forze statiche ma includono componenti dinamiche, cicliche e multidirezionali. Comprendere le differenze tra carichi statici e carichi dinamici è fondamentale per prevedere la risposta biomeccanica del complesso impianto–osso e per ottimizzare la progettazione protesica e occlusale.

Carichi statici
Per carichi statici si intendono le forze applicate in modo costante e continuo, senza variazioni significative di direzione o intensità nel tempo. In implantologia, i carichi statici possono essere simulati sperimentalmente e numericamente per studiare la distribuzione degli stress.
Dal punto di vista clinico, un carico statico ben distribuito e prevalentemente assiale genera sollecitazioni compressive fisiologiche che l'osso è in grado di tollerare e persino di utilizzare come stimolo per il rimodellamento [88]. Tuttavia, carichi statici obliqui o laterali possono produrre stress concentrati al colletto implantare e favorire il riassorbimento osseo marginale [97].
Le analisi FEM hanno confermato che anche un carico statico relativamente ridotto (ad esempio 100 N) può indurre picchi di stress significativi se applicato con un angolo rispetto all'asse implantare [92].

Carichi dinamici
La funzione masticatoria reale è caratterizzata da carichi dinamici e ciclici, variabili nel tempo e nello spazio. Durante la masticazione, le forze:
• variano in intensità (da 10–20 N in fase incisiva a oltre 500–800 N nei settori posteriori),
• cambiano direzione in base ai movimenti mandibolari,
• si ripetono migliaia di volte al giorno, generando fenomeni di fatica [105].
A differenza dei carichi statici, i carichi dinamici possono determinare micro-movimenti ripetuti

che, se superiori a 100 μm, compromettono l'osteointegrazione nei primi mesi post-operatori [106]. Nel lungo termine, la fatica ciclica può favorire fratture di viti, abutment e restauri protesici [107].

Forze fisiologiche e parafunzionali

La masticazione fisiologica produce carichi ciclici entro range tollerabili dall'osso (200–3000 με), mantenendolo nella "zona di equilibrio" descritta dal mechanostat di Frost [108]. Tuttavia, le parafunzioni come il bruxismo generano forze significativamente più elevate e in direzioni non fisiologiche, con conseguenze quali:

• sovraccarico marginale,
• aumento del rischio di frattura protesica,
• riassorbimento osseo crestale [98].

Meta-analisi recenti hanno confermato che i pazienti bruxisti presentano un rischio più elevato di fallimento implantare, proprio a causa della natura dinamica e ciclica dei carichi parafunzionali [99].

Implicazioni cliniche

La distinzione tra carichi statici e dinamici ha implicazioni pratiche fondamentali:

• nei modelli sperimentali, i carichi statici forniscono un quadro semplificato utile a confrontare diverse configurazioni implantari,
• nella realtà clinica, i carichi dinamici sono più rappresentativi e spiegano la comparsa di fenomeni come la fatica dei materiali e il rimodellamento osseo adattativo,
• il clinico deve progettare restauri che minimizzino i carichi obliqui e ridistribuiscano i carichi ciclici, soprattutto nei pazienti con fattori di rischio come bruxismo o osso di scarsa qualità.

1.3.3 Stress e strain: definizioni, soglie critiche per l'osso (200–3000 με)

Nell'analisi biomeccanica degli impianti dentali, i concetti di stress e strain (Figura 5) rappresentano parametri fondamentali per descrivere la risposta dei tessuti ossei alle sollecitazioni meccaniche. La comprensione di questi principi consente di interpretare come i carichi occlusali influenzino la stabilità implantare e il rimodellamento osseo a lungo termine.

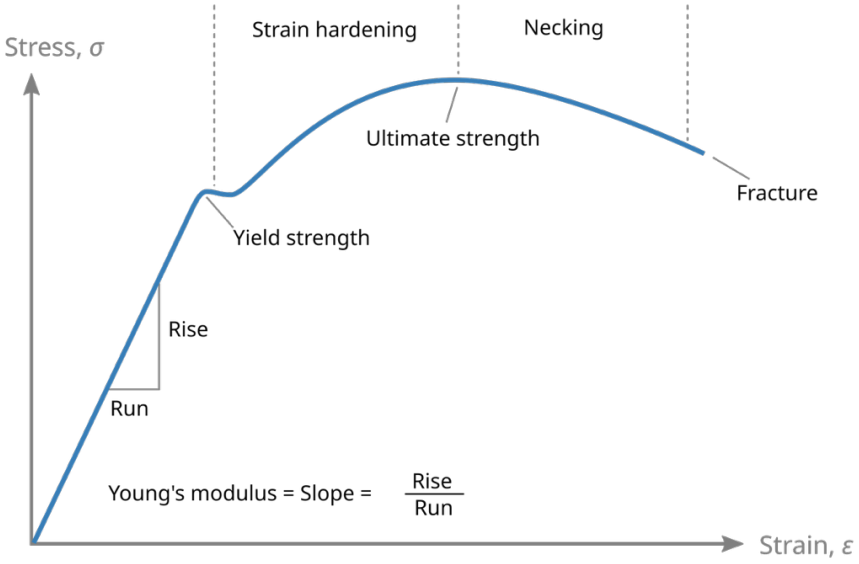


Figura 5. Curva stess-strain tipica di un acciaio a basso tenore di carbonio

Definizione di stress

Lo stress (σ) è definito come la forza applicata per unità di superficie:

$$\sigma = F / A$$

dove F rappresenta la forza applicata e A la superficie di applicazione. Nel contesto implantare, lo stress descrive la distribuzione delle sollecitazioni esercitate dall'impianto sull'osso peri-implantare. Valori elevati di stress concentrati in aree ristrette (come la cresta ossea) possono indurre riassorbimento osseo marginale [88].

Definizione di strain

Lo strain (ε) rappresenta la deformazione relativa di un materiale rispetto alla sua lunghezza iniziale:

$$\varepsilon = \Delta L / L_0$$

dove ΔL è la variazione di lunghezza e L_0 la lunghezza originale.

Lo strain osseo viene generalmente espresso in microstrain (με), corrispondenti a deformazioni dell'ordine di 10^{-6}.

A differenza dello stress, che descrive l'intensità della forza applicata, lo strain indica come il materiale (osso) reagisce deformandosi sotto quella forza. È quindi un parametro più rappresentativo della risposta biologica del tessuto [109].

Relazione stress–strain e comportamento osseo

L'osso non si comporta come un materiale lineare ed elastico, ma come un tessuto anisotropo e viscoelastico (Figura 6). Tuttavia, la curva stress–strain dell'osso mostra tre zone fondamentali [110]:

• **Zona elastica**: le deformazioni sono reversibili; l'osso torna alla condizione iniziale una volta rimosso il carico.

• **Zona plastica**: le deformazioni diventano irreversibili, con microdanni strutturali.

• **Zona di frattura**: superata una soglia critica, l'osso collassa.

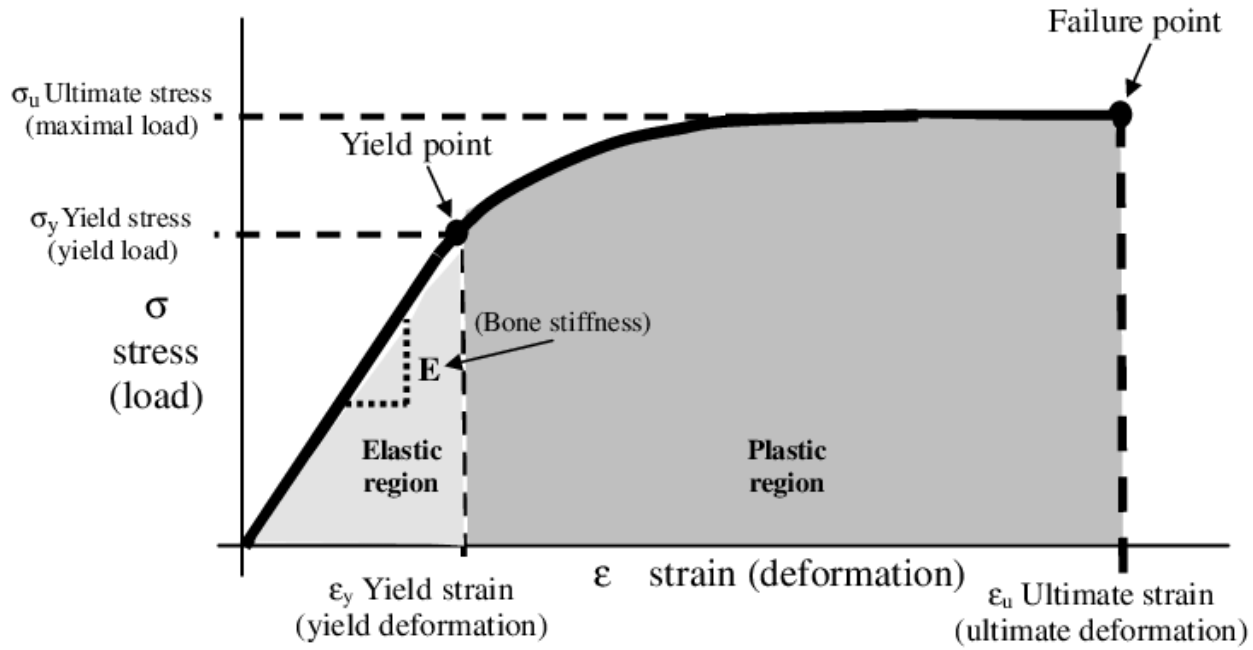


Figura 6. Curva stess-strain dell'osso

Il concetto di mechanostat e le soglie critiche

Secondo il modello del mechanostat di Frost, l'osso risponde agli stimoli meccanici entro range di deformazione specifici. Le soglie critiche sono comprese approssimativamente tra 200 e 3000 με [108,111]:

• < 200 με – Zona di disuso: l'assenza di stimolo meccanico induce atrofia ossea e riduzione della

densità.
• 200–2500 με – Zona fisiologica: i carichi rientrano nella soglia di rimodellamento funzionale; l'osso mantiene la propria struttura e densità.
• 2500–4000 με – Zona di sovraccarico: i carichi eccessivi inducono rimodellamento accelerato e microfratture.
• > 4000 με – Zona di fallimento: si osservano fratture macroscopiche e perdita della funzione.
Questi valori costituiscono un riferimento fondamentale per interpretare i fenomeni di stabilità e fallimento implantare [112].

Implicazioni cliniche in implantologia
La comprensione dei range critici di strain ha importanti conseguenze pratiche:
• un carico fisiologico mantiene l'osso in equilibrio dinamico, prevenendo l'atrofia,
• carichi insufficienti (ipo-carico) portano ad atrofia da disuso peri-implantare,
• carichi eccessivi (sovraccarico) inducono perdita ossea marginale e possibili fallimenti meccanici,
• i cantilever e i rapporti corona–impianto elevati aumentano il rischio di superare la soglia critica di strain.
Il clinico deve pertanto progettare le riabilitazioni in modo da mantenere i tessuti ossei nella zona di stimolazione fisiologica, evitando sia ipo-carico che sovraccarico [91].

Validazione sperimentale e numerica
Gli studi FEM hanno riprodotto accuratamente i valori di strain osseo, confermando che le zone di massimo stress coincidono con le aree di riassorbimento osservate clinicamente [113].
Esperimenti in vitro con strain gauge hanno inoltre misurato deformazioni compatibili con le soglie proposte dal mechanostat, validando l'applicazione di questo modello in implantologia [107].

1.3.4 Effetti di bending moment e lever arm sul complesso impianto–restauro

Il trasferimento delle forze dal restauro all'impianto e da questo all'osso peri-implantare non avviene mai in maniera perfettamente allineata lungo l'asse implantare. Nella maggior parte dei casi clinici, le forze masticatorie agiscono a distanza dal centro di resistenza del sistema, determinando un momento flettente (bending moment). Tale fenomeno è strettamente connesso alla lunghezza del braccio di leva (lever arm), ossia la distanza tra il punto di applicazione della forza e l'asse

implantare.
Questi principi, derivati dalla meccanica classica, sono fondamentali per interpretare i fenomeni clinici più frequenti, come il riassorbimento osseo crestale, lo svitamento delle viti e le fratture implantari. L'entità del bending moment dipende da due variabili principali:
• la magnitudo della forza applicata (intensità del carico occlusale o parafunzionale);
• la lunghezza del lever arm, che funge da moltiplicatore della forza stessa [88].

Concetti meccanici fondamentali
Matematicamente, il momento flettente può essere espresso dalla formula:

$$\mathbf{M = F \times d}$$

dove M è il momento flettente, F la forza applicata e d la distanza dal centro di resistenza implantare.
• Un carico di 100 N applicato in corrispondenza della superficie occlusale di una corona con lever arm di 10 mm genera un momento flettente di 1000 N·mm.
• Se lo stesso carico è applicato con un lever arm di 20 mm (ad esempio in presenza di un cantilever esteso o di una corona clinicamente molto alta), il momento flettente raddoppia, diventando 2000 N·mm [97].
Questo semplice esempio mostra come anche forze moderate possano generare stress eccessivi se il braccio di leva è sfavorevole.

Zone critiche di concentrazione degli stress
Le simulazioni FEM e gli studi fotoelastici hanno confermato che i bending moment producono:
• elevate concentrazioni di stress a livello della corticale crestale, con rischio di riassorbimento osseo marginale precoce;
• sollecitazioni massime nel colletto implantare, considerato il punto più vulnerabile del sistema osso–impianto;
• incremento delle tensioni a livello della vite di connessione e dell'interfaccia abutment–impianto, con conseguente rischio di svitamento e frattura [103].
La distribuzione degli stress dipende inoltre dalla qualità ossea: in siti a prevalenza di osso trabecolare (es. mascellare posteriore), l'effetto amplificante del lever arm è più marcato rispetto ai settori mandibolari posteriori, dove la corticale densa garantisce maggiore resistenza [93].

Rapporto corona–impianto (C/I ratio)

Il rapporto corona–impianto (C/I) è una variabile clinica strettamente correlata al lever arm. Rapporti elevati comportano corone più lunghe rispetto alla fixture implantare, aumentando il rischio di generare momenti flettenti.

• Valori fisiologici di C/I sono considerati < 1,5:1.

• Rapporti superiori a 2:1 sono stati associati a un incremento significativo dello stress marginale e a un maggiore rischio di complicanze biomeccaniche [84].

• Tuttavia, studi clinici prospettici a lungo termine hanno dimostrato che rapporti elevati non determinano necessariamente fallimenti implantari, purché i carichi vengano gestiti in modo assiale e con un corretto design occlusale [85].

Effetti del cantilever

L'inserimento di cantilever rappresenta la condizione più tipica in cui il lever arm amplifica i carichi occlusali.

• Gli studi FEM hanno dimostrato che un cantilever di soli 5 mm è in grado di aumentare lo stress marginale fino al 15–20 %, mentre un cantilever di 10 mm può portare a incrementi del 30–40 % [92].

• La revisione sistematica di Romeo e Storelli (2012) ha evidenziato che le protesi con cantilever presentano un rischio aumentato di frattura delle viti e perdita ossea marginale rispetto alle riabilitazioni senza sbalzo [96].

• Clinicamente, i cantilever lunghi sono stati correlati a un maggior numero di complicanze protesiche, sebbene non sempre a una riduzione significativa dei tassi di sopravvivenza implantare [96].

Le strategie per ridurre l'effetto dei cantilever comprendono:

• limitare l'estensione a pochi millimetri,

• aumentare il numero di impianti di supporto,

• inclinare gli impianti posteriori (concetto "All-on-4") per accorciare la leva,

• utilizzare materiali protesici ad alta resistenza [102].

Fattori occlusali e bending moment

Oltre a geometria e proporzioni protesiche, anche lo schema occlusale influisce sull'entità dei bending moment:

• un'occlusione bilanciata e centrata riduce i momenti flettenti,

• contatti prematuri e interferenze generano carichi eccentrici che amplificano la leva,

• nei pazienti con bruxismo, i movimenti parafunzionali laterali e protrusivi producono lever arm anomali che aumentano notevolmente lo stress peri-implantare [99].

Implicazioni cliniche

La corretta gestione del bending moment e del lever arm è cruciale per la longevità degli impianti:
• fase chirurgica: posizionamento implantare in aree che minimizzino la leva occlusale, con inclinazione ottimale,
• fase protesica: limitare i cantilever, ridurre rapporti C/I sfavorevoli, progettare corone con piani occlusali favorevoli,
• fase di mantenimento: monitorare radiograficamente la stabilità ossea marginale nelle aree ad alto rischio biomeccanico.
In presenza di fattori predisponenti (parafunzioni, osso di scarsa qualità, rapporti C/I sfavorevoli), il clinico deve adottare approcci più conservativi e valutare l'impiego di soluzioni implantari rinforzate [81].

Sintesi

Il bending moment e il lever arm costituiscono elementi centrali della biomeccanica implantare. Essi spiegano perché il riassorbimento osseo crestale e le complicanze protesiche si manifestino più frequentemente in presenza di rapporti corona–impianto elevati, cantilever estesi o schemi occlusali sfavorevoli. La loro comprensione permette di tradurre i principi meccanici in scelte cliniche più predittive, con ricadute dirette sul successo a lungo termine delle riabilitazioni implantari.

1.4 Disegno protesico e salute peri-implantare

1.4.1 Profilo di emergenza e angolo di emergenza: definizioni e implicazioni cliniche

Il profilo di emergenza è definito come la porzione del restauro protesico che emerge dal margine implantare o dall'abutment e si estende fino alla corona clinica, modellando la transizione tra tessuti molli e componente protesica. La sua progettazione influenza in maniera cruciale sia l'estetica sia la salute peri-implantare, determinando il modo in cui i tessuti molli si adattano attorno all'impianto e come i carichi occlusali vengono trasferiti all'osso circostante [114].

Un parametro chiave associato al profilo di emergenza è l'angolo di emergenza, che rappresenta l'inclinazione della superficie protesica rispetto all'asse longitudinale dell'impianto. Angoli compresi tra 20° e 30° sono considerati fisiologici e ben tollerati dai tessuti molli, mentre valori superiori a 30°–40° sono stati correlati a una maggiore incidenza di infiammazione peri-implantare e perdita ossea marginale [115,16].
Dal punto di vista biomeccanico, angoli di emergenza eccessivamente inclinati comportano un aumento delle forze oblique sul colletto implantare, amplificando gli effetti del *bending moment* e del *lever arm* discussi nel Capitolo 1.3 [97]. In altre parole, la combinazione di un profilo protesico sfavorevole e di rapporti corona–impianto elevati produce condizioni di sovraccarico biomeccanico che possono compromettere la stabilità a lungo termine.
Le simulazioni numeriche FEM hanno fornito conferme significative: lo studio di Tuna et al. (2019) ha dimostrato che profili protesici caratterizzati da angoli di emergenza accentuati determinano una maggiore concentrazione di stress marginale, soprattutto nei restauri con cantilever [116]. Questi dati sono stati corroborati da evidenze cliniche: la revisione sistematica di Garaicoa-Pazmiño et al. (2014) ha evidenziato che un rapporto corona–impianto sfavorevole, spesso derivante da un angolo di emergenza eccessivo, si associa a una maggiore perdita ossea marginale [84]. Allo stesso modo, Katafuchi et al. hanno dimostrato che la qualità del profilo coronale è un fattore predittivo per il mantenimento osseo peri-implantare, indipendentemente da altri parametri sistemici [16].
Dal punto di vista clinico, il profilo di emergenza deve quindi essere progettato bilanciando esigenze estetiche e funzionali:
• negli elementi anteriori è richiesta una morfologia che sostenga i tessuti molli e garantisca un risultato estetico ottimale;
• nei settori posteriori l'obiettivo primario è ridurre gli angoli di emergenza e facilitare l'accessibilità alle manovre di igiene orale [114].

1.4.2 Convessità, concavità e loro impatto su igiene e rischio peri-implantite

La morfologia del profilo di emergenza rappresenta una variabile critica nel disegno protesico implantare. La scelta tra un profilo convesso o concavo condiziona sia la risposta biologica dei tessuti molli peri-implantari sia la possibilità di mantenere un adeguato controllo dell'igiene orale. La letteratura concorda sul fatto che la forma del restauro protesico non è solo un elemento estetico,

ma una determinante funzionale per la prevenzione delle complicanze infiammatorie e per la stabilità ossea marginale [117].

Effetti della convessità

Un restauro con profilo convesso tende a proiettare il volume protesico verso i tessuti molli.

• **Biologia dei tessuti molli:** la convessità aumenta la pressione sul connettivo peri-implantare e può alterare la disposizione delle fibre, ostacolando la formazione di un sigillo biologico stabile [117].

• **Igiene orale:** la sporgenza crea sottosquadri e superfici meno accessibili agli strumenti di detersione, favorendo la ritenzione di placca batterica [118].

• **Rischio di peri-implantite:** profili convessi sono stati associati a maggiore prevalenza di mucosite e peri-implantite, poiché aumentano i siti di accumulo di biofilm e rendono difficoltosa la rimozione completa della placca [3].

Dal punto di vista biomeccanico, i profili convessi aumentano l'angolo di emergenza e, di conseguenza, amplificano l'effetto dei momenti flettenti generati dai carichi obliqui; ciò è stato evidenziato in contesti FEM con incremento degli stress marginali, in particolare quando coesistono cantilever [116].

Benefici della concavità

Il profilo concavo, proposto più recentemente, mira a creare uno spazio biologico favorevole per la maturazione dei tessuti molli e una migliore accessibilità igienica.

• **Tessuti peri-implantari:** la concavità aumenta lo spazio disponibile per il tessuto connettivo, promuovendo una migliore adesione epiteliale e stabilità del margine gengivale [117].

• **Accesso igienico:** il restringimento verso il colletto facilita l'utilizzo di scovolini, fili interdentali e strumenti professionali [117].

• **Stabilità ossea:** studi clinici hanno evidenziato che restauri con profili concavi sono associati a minore perdita ossea marginale e a un rischio ridotto di peri-implantite [120]. In particolare, la geometria coronale con angoli ridotti e concavità controllata risulta associata a maggiore stabilità peri-implantare [16].

Convessità vs concavità: confronto biomeccanico e clinico

Il confronto tra convessità e concavità non è solo una questione di estetica, ma di equilibrio tra fattori biologici, biomeccanici e igienici: la convessità genera forze eccentriche e incrementa lo stress crestale, riduce lo spazio biologico e può predisporre al riassorbimento osseo; la concavità distribuisce meglio i carichi, favorisce la maturazione del sigillo mucoso e migliora l'accessibilità alle manovre di igiene [117,16]. Queste osservazioni sono coerenti con la revisione sistematica che

ha correlato rapporti corona–impianto sfavorevoli, spesso associati a profili voluminosi, a un incremento della perdita ossea marginale [84].

Implicazioni cliniche

Nei settori anteriori, una certa convessità può essere necessaria per supportare il profilo gengivale e garantire l'estetica, ma va gestita in modo conservativo; nei settori posteriori, la concavità è preferibile perché migliora la detersione, riduce lo stress marginale e diminuisce il rischio infiammatorio, soprattutto in presenza di cantilever o rapporti C/I elevati [117,16].

1.4.3 Influenza del design coronale sull'accumulo di placca e biofilm

L'accumulo di placca e la conseguente formazione di biofilm rappresentano il principale fattore di rischio per lo sviluppo delle malattie peri-implantari. A differenza del dente naturale, l'impianto non possiede fibre connettivali perpendicolari, ma fibre parallele e un sigillo mucoso meno resistente alla penetrazione batterica; in questo contesto, il design coronale modula in modo determinante la colonizzazione microbica e la suscettibilità all'infiammazione cronica [122,3].

Superfici coronali e adesione microbica

Le caratteristiche di rugosità, energia di superficie e morfologia influenzano direttamente l'adesione dei microrganismi:

• superfici lisce e lucidate riducono l'adesione batterica e rallentano la maturazione del biofilm [118];

• superfici rugose o non trattate facilitano l'adesione precoce di specie Gram-negative anaerobie [118,119];

• micro-gap e incongruenze abutment–corona possono fungere da nicchie batteriche, mantenendo serbatoi di infezione cronica [117].

Clinicamente, restauri lucidati e privi di sottosquadri sono considerati condizione essenziale per la salute peri-implantare [117].

Geometria coronale e morfologia interprossimale

Corone con profili convessi e voluminosi riducono l'accessibilità agli spazi interprossimali, ostacolando l'uso di filo e scovolini; profili concavi o rastremati, invece, consentono migliore

detersione e creano spazi favorevoli al passaggio degli strumenti [117]. Angoli di emergenza troppo ripidi aumentano la profondità dei solchi peri-implantari e correlano con maggiore BOP e perdita ossea marginale [16].

Biofilm peri-implantare e progressione della malattia

Il biofilm peri-implantare si forma rapidamente su superfici prive di smalto, con prevalenza di specie Gram-negative anaerobie e risposta infiammatoria intensa che accelera il riassorbimento osseo [122,3]. La letteratura indica che il design coronale è un fattore di rischio indipendente per la progressione della peri-implantite, proprio perché modula l'accumulo di biofilm e la difficoltà di detersione [3]. Parallelamente, rapporti corona–impianto sfavorevoli, spesso associati a disegni voluminosi, si traducono in maggiore perdita ossea marginale [84]. Sul piano biomeccanico, simulazioni FEM hanno mostrato che geometrie coronali ingombranti e cantilever amplificano le zone di stress marginale, che clinicamente coincidono con aree di maggiore accumulo batterico [116].

Interazione tra design coronale, biomeccanica e microbiologia

Esiste una relazione bidirezionale tra stress biomeccanico e accumulo di placca: le zone sottoposte a elevato stress (colletto implantare, C/I elevato, cantilever) tendono a mostrare riassorbimento e superfici più irregolari, favorendo la colonizzazione batterica; a loro volta, biofilm e infiammazione amplificano il rimodellamento osseo e alterano ulteriormente la distribuzione degli stress [91].

Prevenzione attraverso il design protesico

Strategie protesiche efficaci includono l'impiego di superfici sopragengivali altamente lucidate, l'eliminazione di sottosquadri e angoli di emergenza >30°, la preferenza per profili concavi che migliorino l'accesso agli strumenti di igiene e la proporzione coronale adeguata, personalizzando il disegno in base alle abilità igieniche del paziente [117,16].

1.4.4 Accessibilità all'igiene orale nei diversi disegni protesici

La mantenibilità igienica è cruciale per prevenire complicanze biologiche: la predisposizione a mucosite e peri-implantite dipende dalla suscettibilità individuale e dal design protesico, che può facilitare o ostacolare la rimozione del biofilm [3,117]. L'assenza di legamento parodontale e la diversa architettura dei tessuti peri-implantari rendono il sigillo mucoso più vulnerabile all'infiltrazione batterica, accentuando il ruolo dell'accesso meccanico alle superfici da detergere [119].

Morfologia protesica e accessibilità

• **Profili convessi:** creano sottosquadri che ostacolano scovolini e filo interdentale, riducendo l'efficacia della detersione domiciliare [117].

• **Profili concavi:** facilitano l'accessibilità agli strumenti di igiene, aumentano lo spazio per i tessuti molli e contribuiscono a stabilizzare il sigillo biologico [117,120].

• **Angoli di emergenza accentuati (>30°):** ampliano la profondità dei solchi peri-implantari e complicano l'accesso alle sonde e agli strumenti ultrasonici, associandosi a sanguinamento e perdita ossea marginale [16].

Riabilitazioni singole e multiple

• **Impianti singoli:** quando correttamente progettati, offrono accessibilità paragonabile ai denti naturali, mentre corone sovradimensionate nei settori posteriori possono ridurre gli spazi interprossimali.

• **Ponti su impianti multipli:** la presenza di connettori riduce gli spazi per l'igiene; raccomandato l'uso quotidiano di scovolini o *superfloss*.

• **Protesi *full-arch* (Toronto bridge, All-on-4):** condizione più sfavorevole per l'igiene; flange acriliche o barre metalliche limitano l'accesso, rendendo utile l'impiego di idropulsori e richiami di igiene più ravvicinati [124].

Biomeccanica e igiene: una relazione bidirezionale

Le aree di maggiore concentrazione di stress marginale coincidono spesso con quelle più difficili da detergere (colletto implantare, leve sfavorevoli, cantilever); lo stress accelera il rimodellamento e crea micro-irregolarità che facilitano l'accumulo di biofilm, mentre l'infiammazione riduce la capacità dei tessuti di resistere agli stress [116,99,91].

Strategie cliniche per migliorare l'accessibilità

In fase progettuale, privilegiare profili concavi e superfici lucidate, riducendo convessità e angoli eccessivi; in fase chirurgica, posizionare gli impianti per un'emergenza favorevole; in mantenimento, personalizzare i richiami in base al tipo di protesi (più frequenti per *full-arch* e cantilever) ed educare il paziente all'uso di strumenti dedicati (idrogetti, scovolini, *superfloss*) [122,117].

Evidenze sperimentali sull'accessibilità igienica nei diversi disegni coronali

Uno studio in vitro condotto da Tuna et al. (2019) ha confrontato l'efficacia di diversi ausili interprossimali nella rimozione del biofilm simulato su due differenti disegni coronali implantari: il *conventional crown design* (CCD) e l'*alternative crown design* (ACD). I risultati hanno evidenziato

una maggiore efficienza di detersione nelle riabilitazioni ACD rispetto alle CCD, in particolare con l'impiego di superfloss, filo interdentale e scovolini interprossimali. Questo effetto è attribuibile alla presenza di canali interprossimali aggiuntivi e a un profilo coronale più compatibile con il diametro implantare, che facilitano il passaggio degli strumenti di igiene orale. Tuttavia, nessun dispositivo è risultato in grado di rimuovere completamente il biofilm artificiale, sottolineando la necessità di richiamare i pazienti a protocolli di mantenimento personalizzati [116].

1.5 Rapporto corona/impianto (C/I): definizioni, soglie e implicazioni cliniche

1.5.1 Definizioni: rapporto anatomico vs rapporto clinico

Il rapporto corona–impianto (Crown-to-Implant Ratio, C/I ratio) descrive la proporzione tra l'altezza della corona protesica e la lunghezza dell'impianto inserito nell'osso. Tale rapporto condiziona la distribuzione delle forze e la stabilità a lungo termine della riabilitazione [104]. Tradizionalmente, rapporti elevati amplificano il *lever arm* e i momenti flettenti sul colletto implantare, predisponendo a riassorbimento marginale e complicanze biomeccaniche [97]. Tuttavia, studi clinici e revisioni hanno ridimensionato questa visione "rigida", indicando che qualità ossea, design implantare e protesico, schema occlusale e igiene modulano l'effettivo impatto del C/I [125].

Rapporto anatomico

Il rapporto anatomico si calcola dividendo l'altezza della corona per la lunghezza implantare inserita:

$$C/I_{\text{anatomico}} = \frac{\text{altezza della corona}}{\text{lunghezza implantare}}$$

È una misura geometrica che non considera il livello osseo reale, la profondità di posizionamento o riassorbimenti successivi [126].

Rapporto clinico

Il rapporto clinico si calcola dividendo l'altezza coronale effettiva per la porzione di impianto realmente circondata da osso:

$$C/I_{\text{clinico}} = \frac{\text{altezza coronale effettiva}}{\text{lunghezza implantare effettivamente supportata da osso}}$$

Poiché 1–2 mm di perdita ossea crestale riducono la parte osteointegrata, il C/I clinico aumenta nel tempo anche a parità di lunghezza iniziale [127,128]. Il C/I clinico risulta quindi più predittivo del rischio biomeccanico.

Evidenze dalla letteratura

La revisione sistematica di Garaicoa-Pazmiño et al. ha distinto chiaramente i due rapporti e ha correlato il C/I clinico con la perdita ossea marginale, sottolineando il ruolo modulante di occlusione, igiene e qualità ossea [84]. Analogamente, Katafuchi et al. hanno evidenziato che profili coronali sfavorevoli associati a C/I clinici elevati presentano più sanguinamento al sondaggio e perdita ossea [16].

Implicazioni cliniche

In pianificazione chirurgica è utile il **C/I anatomico**; nel follow-up è cruciale il **C/I clinico**, perché evolve con il rimodellamento crestale. Un impianto con rapporto anatomico favorevole può diventare biomeccanicamente sfavorevole nel tempo se aumenta il C/I clinico, con ricadute sia meccaniche che biologiche [91].

1.5.2 Valori soglia e implicazioni biomeccaniche

Il concetto di “valore soglia” nasce dall’analogia con la protesi su denti naturali, dove rapporti corona/radice >1:1 sono sfavorevoli; nell’impianto, però, l’ancoraggio è diretto (osteointegrazione) e l’assenza di legamento parodontale rende impropria una trasposizione automatica [126].

Valori soglia riportati in letteratura

Le soglie proposte sono eterogenee:

- rischio già oltre **1:1** per alcuni autori [129];
- limite più tollerante a **1,5:1** [127];
- elevata sopravvivenza anche con C/I >2:1 in diversi follow-up, mettendo in dubbio una soglia universale [128].

La revisione di Garaicoa-Pazmiño et al. conclude che non esiste un valore univoco: l'effetto dipende dal contesto clinico e tecnico [84].

Interpretazione biomeccanica dei valori soglia

All'aumentare del C/I crescono *lever arm* e *bending moment*, con maggiore concentrazione di stress a livello crestale e sulla connessione vite–abutment [97]. Le FEM mostrano aumenti fino al 30–40 % degli stress passando da 1:1 a 2:1 in presenza di cantilever [129]. Clinicamente, ciò si associa a più riassorbimento marginale, rischio di perdita di stabilità secondaria e complicanze tecniche (svitamento/frattura) [130].

Fattori che modulano la soglia critica

- **Qualità/quantità ossea:** osso denso tollera meglio C/I elevati; osso meno denso è più suscettibile a riassorbimento e micromovimenti [130].
- **Diametro e design:** piattaforme larghe, connessioni interne coniche e *platform switching* ridistribuiscono gli stress [131].
- **Schema occlusale:** carichi assiali e assenza di interferenze riducono i momenti flettenti [97].
- **Parafunzioni:** nel bruxismo la soglia di tolleranza si abbassa [99].
- **Controllo igienico/design coronale:** profili e angoli di emergenza sfavorevoli aumentano il rischio biologico [16,123].

Evidenze cliniche

Katafuchi et al. hanno riscontrato più perdita ossea e BOP con C/I clinici sfavorevoli, specie con profili convessi e angoli ripidi; tuttavia, un design favorevole e un mantenimento adeguato attenuano l'effetto del C/I [16]. Rokn et al. hanno osservato che C/I elevati non compromettono necessariamente la sopravvivenza, pur aumentando le complicanze biomeccaniche [128].

Implicazioni cliniche

- **C/I ≤1,5:1**: generalmente sicuro in assenza di fattori di rischio.
- **C/I 1,5–2:1**: pianificazione e controlli accurati.
- **C/I >2:1**: adottare misure compensative (impianti più larghi, riduzione convessità/angoli, controllo occlusale, evitare cantilever, richiami ravvicinati).

Valutare dinamicamente il passaggio da C/I anatomico a clinico durante il follow-up.

1.5.3 Relazione tra C/I e perdita ossea marginale: perché la letteratura è contrastante?

Clinica vs FEM

Le FEM sono coerenti: all'aumentare del C/I crescono gli stress marginali e i momenti flettenti, con picchi ulteriori in presenza di cantilever o profili/angoli sfavorevoli [97, 116, 136]. Clinicamente, però, revisioni e coorti longitudinali non mostrano un'associazione lineare e inevitabile: nel range ~0,6:1–2,4:1 non si osserva un danno sistematico legato al solo C/I [84]; revisioni successive confermano che il C/I, da solo, non predice necessariamente perdita ossea o fallimento se occlusione, profilo coronale, qualità ossea e igiene sono favorevoli [132]. Anche su impianti corti posteriori si documenta stabilità ossea nonostante C/I marcati, a medio termine [133].

Singole, multiple e cantilever

Nelle corone singole non splintate, C/I elevati non determinano necessariamente maggior perdita ossea se profilo/angoli sono controllati e i carichi sono assiali [128,132,133]. Nei ponti, lo splintaggio può distribuire i carichi ma non garantisce da solo un vantaggio osseo, come indicato da un trial/seguimento su impianti corti mandibolari [135]. Nei cantilever, l'aggravio meccanico è evidente nelle FEM [97,136], mentre clinicamente aumentano soprattutto le complicanze meccaniche (svitamento/fratture) più che il riassorbimento, se lo sbalzo è moderato e la progettazione è corretta [134].

Perché le evidenze divergono?

1. **Definizioni e misure:** molti studi mescolano C/I anatomico e clinico (quest'ultimo cresce quando si perde osso), rendendo difficili i confronti [84,132].
2. **Design protesico/contorno:** profili convessi e angoli >30° sono confondenti biologici e biomeccanici che possono "simulare" un effetto del C/I [16].
3. **Campioni/follow-up/controlli:** disegni retrospettivi, follow-up brevi, mancata stratificazione per bruxismo, tipo di impianto/connessione o qualità ossea e occlusione non standardizzata.

In sintesi: la teoria e le FEM indicano che C/I elevati **aumentano il rischio potenziale** [116,97,136], ma la clinica mostra che tale rischio è **modulabile** con design protesico, occlusione e mantenimento [84,132,133,128,135,16].

1.5.4 *Occlusal overload* e *bending moment* nei C/I elevati

Il sovraccarico occlusale spinge i tessuti oltre la "zona fisiologica" del mechanostat (≈ 2.500–4.000 με e oltre), aumentando microdanni e rimodellamento patologico [137,138]. Negli impianti, l'assenza di legamento parodontale concentra gli stress nella corticale marginale e nelle connessioni. Con C/I elevato cresce la crown-height space e, con essa, il *lever arm*; per $\boldsymbol{M = F \cdot d}$, anche forze moderate diventano più gravose se applicate a distanza maggiore (corone alte, cantilever) [104,97].

Meccanismi di overload con C/I elevati

C/I alti aumentano i momenti flettenti al colletto; contatti *off-axis* (angoli ripidi, cuspidi accentuate, interferenze) incrementano la componente trasversale—la più lesiva per la cresta [97,136,139]. Attesi: (i) più stress nella corticale, (ii) più micromovimento all'interfaccia con rischio di **svitamento/frattura** sotto carico laterale ciclico, (iii) predisposizione al riassorbimento se lo *strain* supera le soglie di adattamento [130,140]. Le FEM localizzano il massimo stress al colletto e nella corticale adiacente, specie con carichi obliqui e cantilever [141,142].

Evidenze sperimentali e FEM

Incrementando il C/I (e/o il cantilever) aumentano gli stress marginali e i momenti su osso e componenti; passare da 1:1 a 2:1 comporta aumenti proporzionali, con picchi del 30–40 % se presente uno sbalzo [116,136,139]. Tuna et al. mostrano che profili convessi e angoli ripidi—frequenti quando il C/I è alto—amplificano gli stress al colletto, soprattutto con cantilever [116]. Misure in vivo con strain-gauge e studi classici confermano che i carichi obliqui concentrano gli stress più dei carichi assiali e che le aree "critiche" previste numericamente corrispondono alle zone di riassorbimento clinico [141,142].

Clinica, parafunzioni e contesto protesico

Il sovraccarico è multifattoriale: bruxismo e carichi ciclici laterali aumentano i picchi di forza e le complicanze meccaniche/biologiche [99,143]. In modelli animali, il sovraccarico isolato può causare perdita di osteointegrazione anche senza placca [144]. Negli umani, una soglia universale di C/I non è identificabile: design e occlusione possono mantenere il carico sotto soglia anche con C/I elevato [84]. Il contorno protesico (angolo >30°, convessità) è un indicatore indipendente di rischio e un potenziale confondente nei casi con C/I alto [16]. Nei cantilever, più complicanze meccaniche ma non sempre più perdita ossea, se lo sbalzo è moderato e la progettazione è corretta [134].

Variabili che modulano l’overload con C/I elevato

- Carichi assiali e occlusione protettiva (tavolati stretti, cuspidi meno inclinate).
- Riduzione di convessità e angoli di emergenza per evitare *off-axis*.
- Bite-splint nei bruxisti; richiami ravvicinati.
- Diametro maggiore, connessioni interne coniche, platform switching [131].
- Limitare/accorciare i cantilever e, quando possibile, aumentare numero e distribuzione degli impianti [139].

1.6 Cantilever in protesi su impianti: definizioni, vantaggi/limiti, evidenze

1.6.1 Definizione e classificazione del cantilever (mesiale, distale, laterale)

In protesi fissa su impianti, il cantilever è la porzione protesica che sporge oltre l’ultimo pilastro ed è quindi supportata da un solo lato. In implantologia ciò trasferisce le forze masticatorie all’impianto terminale, generando carichi eccentrici con incremento del braccio di leva e dei momenti flettenti sul complesso impianto–restauro; ne derivano maggiori concentrazioni di stress al colletto e nella corticale crestale, soprattutto con carichi off-axis [97,139,141,145]. L’effetto è più marcato quando le forze sono oblique o laterali [97,139,141].

Classificazione operativa (direzione dello sbalzo rispetto all’ultimo impianto):

- **Mesiale**: estensione verso il mesiale; evenienza meno comune, spesso legata a vincoli anatomici di posizionamento [145].
- **Distale**: estensione verso il distale (più frequente), tipica delle riabilitazioni posteriori parziali o full-arch; è la configurazione più studiata per sopravvivenza, complicanze e stress [145,134,146].
- **Laterale (trasversale)**: estensione bucco-linguale/palato-vestibolare; può influenzare angolo di emergenza e accesso all’igiene [139,141].

Ulteriori tassonomie utili considerano lunghezza dello sbalzo, numero di impianti di supporto, regione (anteriore/posteriore) e materiale del framework, poiché tali variabili modificano distribuzione delle tensioni e rischio meccanico [134,139,146].

Rilevanza clinica generale

Le protesi con cantilever possono raggiungere tassi di sopravvivenza elevati, comparabili alle riabilitazioni senza sbalzo, ma mostrano più complicanze meccaniche (svitamento/fratture di viti, chipping/rotture) e richiedono un controllo accurato di occlusione e contorni protesici [134,145, 146]. In selezionati scenari anatomici (atrofie posteriori), il cantilever consente soluzioni meno invasive rispetto a rigenerazioni estese, con potenziali vantaggi di mantenibilità e preservazione dei volumi se l'estensione è contenuta e i carichi sono prevalentemente assiali [134,145].

Evoluzione concettuale

Il rischio biomeccanico dipende non solo dai millimetri di sbalzo, ma anche da C/I ratio, profilo/angolo di emergenza e direzione del cantilever (che determinano il lever arm effettivo e gli stress cervicali). Profili convessi e angoli >30° si associano a più infiammazione/perdita ossea e favoriscono carichi off-axis; C/I elevati agiscono da amplificatori dei momenti flettenti. Non emerge però una soglia universale di C/I oltre la quale la perdita ossea aumenti in modo deterministico: disegno protesico e gestione occlusale sono determinanti per mitigare il rischio [16,84,139,141].

1.6.2 Vantaggi clinici: ridotta invasività, migliore accesso igienico, preservazione ossea

Quando vincoli anatomici o sistemici limitano numero/posizione delle fixture, i cantilever possono offrire vantaggi specifici. Nelle edentulie posteriori atrofiche, lo sbalzo consente di ristabilire corretta funzione senza rigenerazioni estese o più impianti, riducendo tempi, morbilità e costi, con sopravvivenze elevate se il progetto è controllato [134,146,147,148].

Ridotta invasività chirurgica

In protocolli full-arch graftless con impianti inclinati, lo sbalzo distale è parte intrinseca del progetto e sostituisce i settori posteriori evitando sedi ad alta complessità; i follow-up fino a 10 anni riportano risultati favorevoli in mandibola e buoni esiti in mascellare con design appropriato [134,146,147,148].

Migliore accesso igienico e mantenibilità

In riabilitazioni parziali posteriori, un cantilever distale corto può ridurre interfacce e spazi interprossimali complessi, semplificando l'igiene rispetto a soluzioni con più impianti adiacenti e profili voluminosi [134,146]. Profili concavi, superfici lucidate e angoli di emergenza contenuti

facilitano scovolini/idropulsori e riducono ritenzione di placca, mentre angoli >30° e convessità si associano a più BOP e MBL [16,151,152].

Preservazione ossea (concetto funzionale)
La “preservazione” è soprattutto funzionale: evitando chirurgie additive in siti posteriori sfavorevoli, si preservano i volumi residui. Biomeccanicamente, con estensione contenuta e occlusione assializzata, l’osso crestale resta in un range di deformazione compatibile col rimodellamento fisiologico, con MBL comparabile ai restauri senza sbalzo. Il C/I non è un predittore assoluto, mentre contorno protesico e carichi off-axis sono determinanti del rischio [134,146,16,152,84].

Condizioni per massimizzare i benefici
Benefici massimi quando: sbalzo limitato, materiali rigidi, connessioni interne coniche e platform switching, profili concavi con angoli <30°, tavolati occlusali ridotti/cuspidi poco inclinate, controllo parafunzioni e richiami di igiene ravvicinati [134,146,16,151,152].

1.6.3 Svantaggi: leverage, rischio di frattura, complicanze meccaniche

Il cantilever aumenta braccio di leva e momenti flettenti nel sistema impianto–abutment–restauro, concentrando gli stress al colletto e nella corticale crestale [97,139,141]. Con carichi off-axis (contatti eccentrici, cuspidi ripide, angoli elevati) cresce la componente trasversale, aggravando i picchi tensionali e la fatica delle connessioni [97,142]. FEM e studi sperimentali confermano che lunghezza del cantilever e C/I amplificano i momenti e lo stress marginale, specie con profili convessi e angoli >30° [16, 84,125,136,141].

Aumento delle forze di leva e sovraccarico locale
All’aumentare della distanza tra punto di carico e centro di resistenza, M=F·dM=F\cdot dM=F·d cresce e la corticale crestale è più sollecitata [139,97,141]. Nelle FEM classiche, l’aumento della lunghezza di sbalzo comporta un incremento quasi proporzionale degli stress cervicali, soprattutto con carichi obliqui [141]. C/I elevati moltiplicano l’effetto, anticipando soglie di strain oltre il dominio fisiologico [84,125,136].

Rischio di frattura e complicanze meccaniche

Crescono svitamento e fratture delle viti, micromovimenti all'interfaccia e fratture del framework/rivestimento (chipping) [134, 140,142,146,150]. Prove a carico laterale ciclico mostrano tendenza significativa allo svitamento per perdita di precarico [140]. Retrospettive cliniche hanno descritto fratture di impianto da overload flettente, con ruolo centrale di carichi eccentrici e cantilever [150]. Le revisioni indicano che, a fronte di sopravvivenze elevate, gli eventi meccanici sono più frequenti con sbalzi lunghi e/bruxismo [134,146].

Fattori aggravanti: contorno, C/I, parafunzioni, qualità ossea

Angoli di emergenza ripidi e convessità aumentano i carichi off-axis e si associano a più BOP/MBL (fattori di rischio indipendenti e confondenti nelle casistiche con cantilever) [16]. C/I elevato non è soglia universale di fallimento, ma con sbalzi e contorni sfavorevoli amplifica i momenti e le complicanze [125]. Bruxismo e osso di qualità III–IV aumentano rispettivamente i picchi laterali ciclici e le deformazioni locali, riducendo la tolleranza al carico [99,97].

Implicazioni operative

Mitigazione del rischio: limitare l'estensione, assializzare i carichi (occlusione controllata, cuspidi meno inclinate, tavolati stretti), usare connessioni interne coniche/platform switching, profili concavi e angoli contenuti, controllare parafunzioni e intensificare i follow-up [16,97,99,134,141,142, 146].

1.6.4 Evidenze cliniche: sopravvivenza e complicanze

Le riabilitazioni con cantilever mostrano, nella maggior parte delle coorti, sopravvivenze implantari e protesiche elevate e comparabili ai restauri senza sbalzo; il rischio aggiuntivo riguarda soprattutto complicanze meccaniche (svitamento/fratture, chipping) e impone un controllo accurato di design e occlusione [134,146,147,149]. Con sbalzo moderato e carichi assiali, la MBL non risulta clinicamente superiore rispetto a restauri senza sbalzo [134,146,149].

Sopravvivenza implantare e protesica

In parziali posteriori con cantilever distali, studi prospettici e revisioni riportano sopravvivenze a medio–lungo termine >90–95% quando l'estensione è contenuta e i carichi sono assializzati [134,145,146]. Nei full-arch graftless, follow-up fino a 10 anni confermano esiti elevati e stabilità funzionale, integrando il cantilever in schemi predicibili se correttamente dimensionato [147,149].

Complicanze meccaniche e fattori associati

Eventi meccanici (svitamento/fratture di viti, fratture struttura/rivestimento) sono più frequenti con maggiore sbalzo, crown height space e carichi off-axis; parafunzioni e occlusioni sbilanciate aumentano i picchi laterali e la probabilità di eventi [99,134,146,149]. Il contorno del restauro è determinante: angolo >30° e convessità si associano a più infiammazione e MBL e aumentano l'esposizione a carichi eccentrici [16].

Perdita ossea marginale e ruolo del C/I

Non emerge un effetto deterministico del cantilever sulla MBL se lo sbalzo è moderato e il design è favorevole (profili/angoli contenuti), con occlusione controllata e buon mantenimento; il C/I da solo non predice la MBL, che dipende da fattori concomitanti (qualità ossea, occlusione, contorno) [84,134,146,149].

Sintesi applicativa

Outcome predicibili quando: (i) sbalzo limitato, (ii) occlusione che assializza i carichi, (iii) contorno coronale favorevole a igiene e riduzione dei carichi off-axis, (iv) connessioni stabili e mantenimento adeguato [16,84,134,146,147,149].

1.6.5 Evidenze biomeccaniche (FEM e studi sperimentali)

FEM e studi sperimentali (fotoelasticità, strain-gauge, fatica) mostrano che il cantilever introduce carichi eccentrici con aumento di lever arm e bending moment al colletto, incrementando gli stress nella corticale crestale e nelle connessioni. L'effetto è amplificato da carichi off-axis e C/I elevati [97,136,139,141].

FEM: effetti di cantilever, C/I e parametri del sistema

La lunghezza dello sbalzo è direttamente proporzionale all'aumento degli stress cervicali, soprattutto con carichi obliqui [97,139,141]. Il C/I agisce da moltiplicatore del lever arm, facendo crescere i picchi tensionali in corticale, tanto più quanto angolo e convessità sono elevati [16,84,141,136]. In osso III–IV le deformazioni sono maggiori e la tolleranza al carico trasversale si riduce [130]. Connessioni interne coniche e platform switching sono associate, in vari modelli, a minori micromovimenti e distribuzione più favorevole degli stress; lo splintaggio può ridurre i picchi su un singolo impianto, ma non elimina l'effetto del lever arm se il cantilever permane [131,139,141].

Studi sperimentali: carichi, fatica, risposta del sistema

Misure con strain-gauge mostrano che carichi laterali ciclici aumentano deformazioni cervicali e favoriscono svitamento per perdita di precarico [142]. Prove cicliche confermano elevata suscettibilità allo svitamento sotto componenti trasversali ripetute [140]. In modelli animali, l'overload occlusale può causare perdita di osteointegrazione anche senza placca [144]. Studi fotoelastici/estensimetrici evidenziano che convessità e angoli accentuati spostano la risultante fuori asse, incrementando le tensioni marginali—effetto accentuato con cantilever e C/I elevati [16,84].

Sintesi e limiti dei modelli

Convergenza delle evidenze: (i) cantilever più lunghi e C/I elevati aumentano momenti e stress marginali; (ii) carichi obliqui e contorni sfavorevoli fungono da moltiplicatori; (iii) osso meno denso tollera peggio i carichi trasversali [139,141,97,136,130,116,16,84]. Limiti: molte FEM assumono materiali lineari/isotropi, contatti semplificati e carichi statici; perciò le conclusioni numeriche vanno correlate ai dati clinici, che mostrano come design favorevole, assializzazione e mantenimento possano mitigare gli effetti meccanici avversi di cantilever e C/I alti [116,16,84].

1.7 Metodo degli Elementi Finiti (FEM) in implantologia

1.7.1 Origini e sviluppo della FEM in odontoiatria

Dai primi modelli 2D per stimare gli stress in denti/restauri, la FEM è diventata centrale per analizzare il sistema impianto–osso–restauro, chiarendo il ruolo della direzione del carico, di lunghezza/diametro implantare e delle configurazioni protesiche (incluso il cantilever) nella concentrazione degli stress cervicali e nella connessione vite–abutment [97,139,141,153]. Il passaggio a modelli 3D paziente-specifici (geometrie da TC/CBCT, mesh fini) e a leggi dei materiali più realistiche, con condizioni di contatto e analisi cicliche, ha aumentato la rappresentatività anatomica e funzionale dei modelli [130,136,154]. Le evidenze sperimentali (strain-gauge, fotoelasticità) hanno supportato i risultati numerici, soprattutto su carichi laterali ciclici e perdita di precarico [140,142]. Oggi la FEM è usata come strumento comparativo per ottimizzare design implantare e protesico e per interpretare i pattern clinici di rimodellamento crestale [154].

1.7.2 Applicazioni principali: stress/strain, materiali, comparazione di design

Valutazione di stress/strain

I modelli 3D mostrano come carichi off-axis, crown height space elevata, C/I sfavorevole e cantilever amplifichino i momenti flettenti al colletto, con picchi nella corticale crestale; l'osso di tipo III–IV mostra strain più alti a parità di carico [130,136,139,141]. Le simulazioni cicliche aiutano a prevedere perdita di precarico/svitamento sotto forze laterali ripetute, in accordo con misure *in vitro/in situ* [140,142].

Scelta dei materiali

La FEM consente di confrontare moduli elastici e comportamenti (Ti, Ti-6Al-4V, Co-Cr, zirconia, compositi) su trasferimento dei carichi, micromovimenti e fatica; strutture più rigide riducono deformazioni ma possono concentrare stress cervicali, mentre strutture più "compliant" attenuano i picchi a fronte di maggiori spostamenti [155,156]. Connessioni interne coniche e platform switching tendono a ridurre micromovimenti e a spostare internamente gli stress rispetto a connessioni esterne [131,157,158].

Comparazione di design

Macro-design (diametro/lunghezza/spirali), posizionamento, connessione e schema protesico (splintaggio, estensione del cantilever, profilo/angolo di emergenza) possono essere testati a parità di vincoli, evidenziando che carichi assiali, profili concavi e angoli contenuti riducono i picchi tensionali [131,154,158].

1.7.3 Vantaggi: riproducibilità e simulazione di "worst-case"

La FEM offre riproducibilità (condizioni al contorno e materiali espliciti) e controllo delle variabili per studi parametrici su singoli fattori (diametro, connessione, platform switching, C/I, angolo/profilo di emergenza, cantilever) [130,136,139,141,153,154]. Permette anche la simulazione di scenari estremi non testabili sull'uomo: carichi obliqui elevati/ciclici (svitamento/precarico), C/I alti con o senza cantilever, perdita ossea pre-esistente, osso di scarsa qualità e diverse strategie di connessione/piattaforma [130,136,140,142,157,158]. L'integrazione con dati sperimentali consolida la validità comparativa dei modelli [140,142].

1.7.4 Limiti: semplificazioni geometriche e assenza di fattori biologici dinamici

Rimangono limiti: idealizzazioni geometriche (dettagli filettature, tessuti molli spesso omessi), ipotesi sui materiali (osso modellato isotropo/lineare; componenti senza plasticità/viscoelasticità), contatti semplificati (osteointegrazione "bonded"; precarico viti non sempre modellato), carichi statici invece che ciclici multidirzionali e validazione eterogenea (convergenza mesh e sensibilità non sempre riportate) [130,136,140,153,154,156,159]. Inoltre, i modelli classici non includono la biologia dinamica (meccanostat, guarigione, infiammazione/biofilm), quindi non predicono l'evoluzione nel tempo del rimodellamento osseo [160,161]. Per questo la FEM va interpretata come confronto tra design/scenari, più che come previsione puntuale del rischio clinico [154,159].

1.7.5 Protesi con cantilever: principali studi FEM e confronto con corone convenzionali

Le FEM concordano: aumentando la lunghezza del cantilever cresce quasi linearmente $M=F\cdot d$ e aumentano gli stress nella zona cervicale; al contrario, corone senza sbalzo mostrano stress inferiori e più localizzati [97,139,141]. La qualità ossea modula la risposta (strain maggiori in tipo III–IV) e la perdita ossea sposta apicalmente i picchi tensionali [130,136]. Crown height space/C-I elevati e profili convessi con angoli >30° aumentano ulteriormente i momenti; diametri maggiori, connessioni interne coniche e platform switching riducono micromovimenti e spostano internamente gli stress [131,157,158]. Lo splintaggio attenua i picchi sul singolo pilastro ma non azzera l'effetto del braccio di leva se lo sbalzo permane; la riduzione dei carichi laterali (cuspidi meno inclinate, tavolati ridotti) resta cruciale [139,141,142]. Coerentemente, clinicamente il contorno (profilo/angolo di emergenza) è un importante moltiplicatore dei carichi off-axis generati dal cantilever [16,84].

1.8 Gap di conoscenza

1.8.1 Mancanza di dati comparativi diretti cantilever vs corone convenzionali

Nonostante l'ampio impiego clinico, la letteratura dispone di pochissimi confronti diretti (head-to-head) tra protesi con cantilever e corone convenzionali senza sbalzo a parità di indicazione, schema occlusale e profilo di emergenza. Molte evidenze provengono da studi osservazionali eterogenei per disegno e follow-up, con rischio di bias e limitata generalizzabilità. Le review più recenti confermano alte sopravvivenze anche con cantilever ma segnalano maggiori complicanze meccaniche e, soprattutto, la carenza di studi prospettici randomizzati con reporting standardizzato (estensione del cantilever, C/I clinico, angolo/contorno di emergenza, qualità ossea, controllo occlusale) [162]. Inoltre, fattori confondenti biomeccanici e biologici—rapporto corona/impianto e contorno del restauro in primis—possono sovrastimare o mascherare l'effetto "cantilever" se non misurati/controllati esplicitamente (riuso dei numeri già assegnati nei capp. 1–7). In breve, manca ancora un corpo di prove comparabili che consenta di attribuire con certezza le differenze di esito al solo cantilever, indipendentemente dal progetto protesico e dal regime di carico (riuso).

1.8.2 Scarsa correlazione tra risultati FEM e outcome clinici longitudinali

Un secondo gap riguarda la coerenza esterna dei risultati FEM rispetto agli esiti clinici nel lungo periodo (MBL, complicanze meccaniche). I modelli numerici chiariscono meccanismi chiave (incremento del bending moment con C/I elevati e cantilever; sensibilità ai carichi off-axis), ma spesso adottano ipotesi semplificative (materiali lineari/isotropi, interfacce "bonded", carichi statici) e condizioni di carico che non riproducono la dinamica masticatoria e la variabilità individuale; per questo sono molto validi per confrontare design, ma poco predittivi del decorso clinico individuale. A ciò si somma la mancata integrazione dei processi biologici adattativi (mechanostat, rimodellamento), che in vivo modulano la risposta dell'osso ai carichi nel tempo (riuso). Infine, misure sperimentali e cliniche mostrano che direzione reale delle forze e perdita di precarico sotto carichi ciclici laterali sono determinanti pratici degli esiti, ma solo parzialmente catturati nelle

simulazioni standard. Questa asimmetria metodologica spiega perché i picchi tensionali FEM non si traducano sempre in maggiore MBL o fallimenti e indica la necessità di modelli 3D paziente-specifici, carichi ciclici e validazioni sistematiche contro coorti longitudinali con reporting biomeccanico/protesico standardizzato.

1.9 Obiettivi

Obiettivo primario della presente tesi è analizzare, mediante il Metodo degli Elementi Finiti (FEM), le differenze nella distribuzione degli stress nel complesso impianto–osso–restauro tra corone convenzionali prive di sbalzo e riabilitazioni con corone singole con cantilever, sottoponendole a condizioni di carico clinicamente verosimili. L'indagine non si limiterà alla mera quantificazione dei valori tensionali, ma privilegerà l'interpretazione dei pattern di concentrazione, la stima dei momenti flettenti a livello del colletto implantare e l'analisi di strain e micromovimenti in corrispondenza della connessione. Tali risultati saranno quindi valutati criticamente al fine di identificare potenziali vantaggi biomeccanici e rischi strutturali delle due soluzioni protesiche e, in un'ottica di trasferibilità clinica, integrati con le migliori evidenze disponibili riguardanti accessibilità all'igiene e rischio di peri-implantite, angolo/profilo di emergenza e rapporto corona/impianto. Fine ultimo è tradurre gli output FEM in indicazioni operative solide e riproducibili, a supporto della pianificazione protesica nel punto di intersezione tra funzione, biologia e meccanica.

2. MATERIALI E METODI

2.1 Impostazione generale e parametri critici

Per garantire l'affidabilità del FEM sono stati identificati e controllati i parametri metodologici ritenuti più influenti sull'accuratezza dei risultati: (i) geometria dettagliata del sistema (impianto–abutment–restauro) e del segmento osseo circostante; (ii) condizioni al contorno e vincoli; (iii) proprietà dei materiali; (iv) condizioni di carico; (v) modellazione dell'interfaccia osso–impianto; (vi) test di convergenza della mesh; (vii) procedure di validazione numerico-sperimentale.

2.2 Ricostruzione geometrica e reverse engineering

I modelli solidi degli impianti e dei componenti protesici sono stati ricostruiti a partire da immagini raster (CBCT/TC e fotografie tecniche) e da schede dimensionali di catalogo del produttore. Le misure mancanti sono state acquisite mediante microscopia elettronica/ottica digitale ad alta risoluzione.

Il flusso di **reverse engineering** ha previsto:

1. estrazione delle dimensioni principali dai componenti reali e dai cataloghi;
2. ricostruzione CAD delle macro-geometrie (filettature implantari, connessioni, emergenze protesiche) con particolare attenzione ai dettagli che influenzano la concentrazione degli stress;
3. trasferimento dei modelli in ambiente FEM per la discretizzazione e l'analisi.

La modellazione è stata realizzata in **SolidWorks®**, quindi i solidi sono stati esportati verso il solver FEM commerciale seguendo un workflow in due fasi: **pre-processing** (costruzione del modello FEM) e **post-processing** (elaborazione e rappresentazione dei risultati).

2.3 Progettazione protesica digitale

Le corone protesiche sono state progettate digitalmente da un laboratorio odontotecnico certificato sulla base delle specifiche di questa ricerca. Sono state considerate due configurazioni (Figura 7a-b):

- **corona convenzionale** (senza sbalzo);
- **corona con cantilever** (estensione distale moderata, priva di contatti eccentrici).

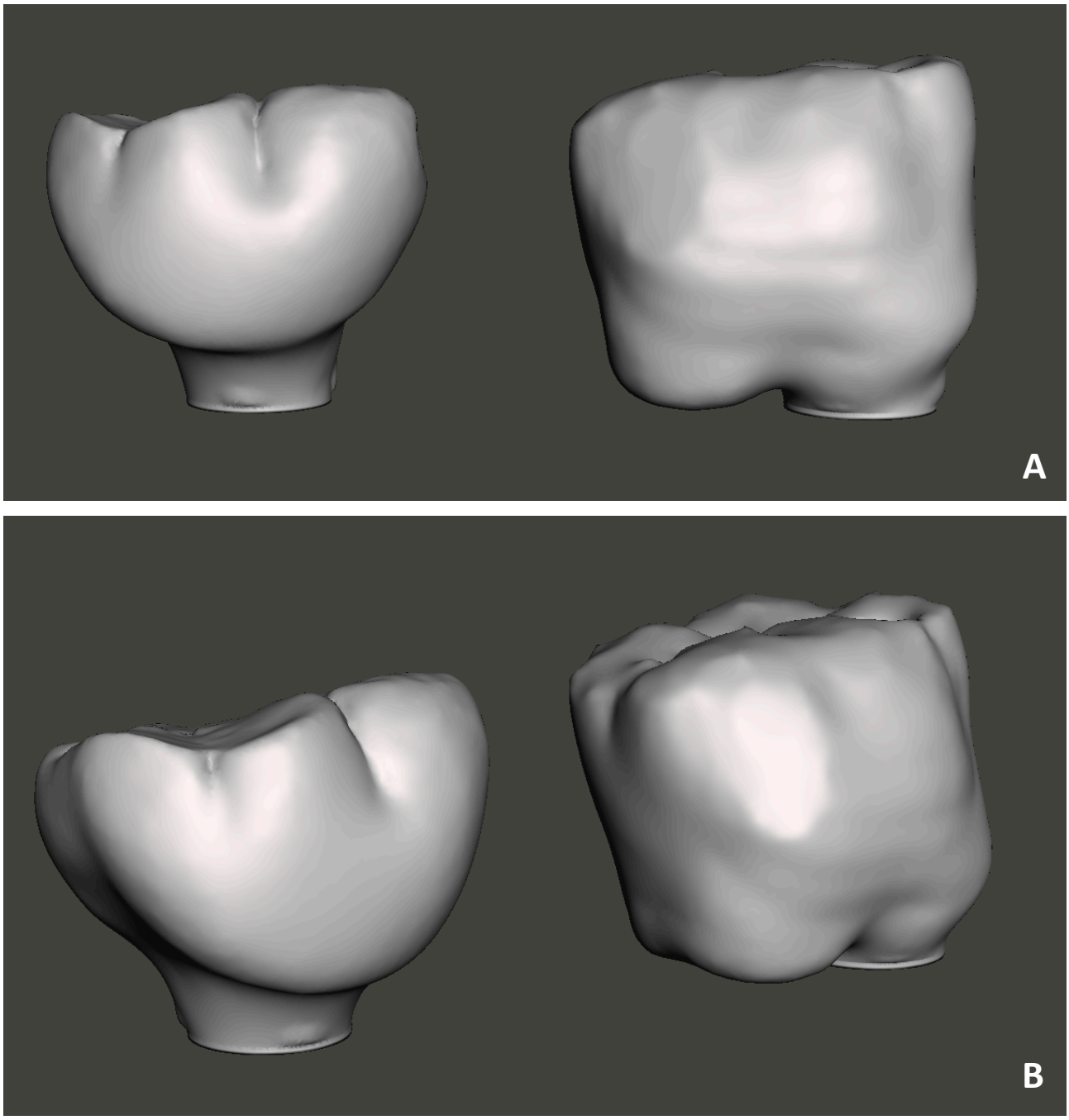


Figura 7. A) Corone prosiche in visione frontale, B) Corone prosiche in visione isometrica

La corona con cantilever è stata impostata secondo i criteri descritti nella letteratura allegata: tavolato occlusale ridotto, contatti prevalentemente assiali, eliminazione dei contatti in lateralità sulla porzione a sbalzo, profilo di emergenza concavo-controllato e angolo di emergenza contenuto.

Parametri protesici adottati

- **Crown Height Space (CHS)**: ≈ 9 mm (misurato tra cresta ossea e superficie occlusale del restauro sul modello di riferimento).
- **Spessori minimi** (restauro monolitico ad alta resistenza): occlusale 1,5 mm (ridotto a ~1,2 **mm** nella porzione in cantilever), pareti assiali 1,0 mm, margine cervicale 0,8–1,0 mm. Superfici sopragengivali lucidate per ridurre la ritenzione di biofilm.
- **Schema occlusale**: tavolato occlusale ridotto (~10–15%)**,** cuspidi addolcite (~20°)**,** contatti centrali puntiformi in intercuspidazione; assenza di contatti in lateralità/protrusiva sulla porzione a sbalzo.
- **Profilo di emergenza**: concavo-controllato nel terzo cervicale, raccordi continui e assenza di sottosquadri per migliorare l'accesso igienico.
- **Angolo di emergenza**: ≈ 25–28° rispetto all'asse lungo implantare, mantenuto <30° anche in corrispondenza del cantilever.

2.4 Analisi agli Elementi Finiti (FEA)

A seguito della ricostruzione dei modelli CAD tridimensionali, l'analisi FEA del complesso osso/impianto/protesi è stata eseguita in Ansys® Workbench. È stata condotta una simulazione strutturale lineare statica 3D con l'obiettivo di descrivere la relazione stress–strain nel sistema e, in particolare, il trasferimento dei carichi tra i tessuti ossei e i componenti protesico-implantari: fixture in titanio, abutment semplice (moncone standard del sistema implantare), vite di serraggio e corona in zirconia (Y-TZP) progettata digitalmente.

Per garantire la confrontabilità fra configurazioni (corona convenzionale vs cantilever), identiche condizioni di carico sono state applicate in tutti i modelli: una componente assiale e una obliqua/off-axis di pari modulo, applicate sul tavolato occlusale secondo le stesse aree e direzioni. L'interfaccia impianto–osso è stata modellata come bonded (osteointegrazione completa, assenza di scorrimento), così come l'interfaccia abutment–corona (vincolo rigido) coerentemente con lo scopo comparativo della simulazione. L'abutment semplice è stato considerato avvitato alla fixture con precarico nominale (modellato come condizione iniziale di contatto serrato) (Figure 8 a-b).

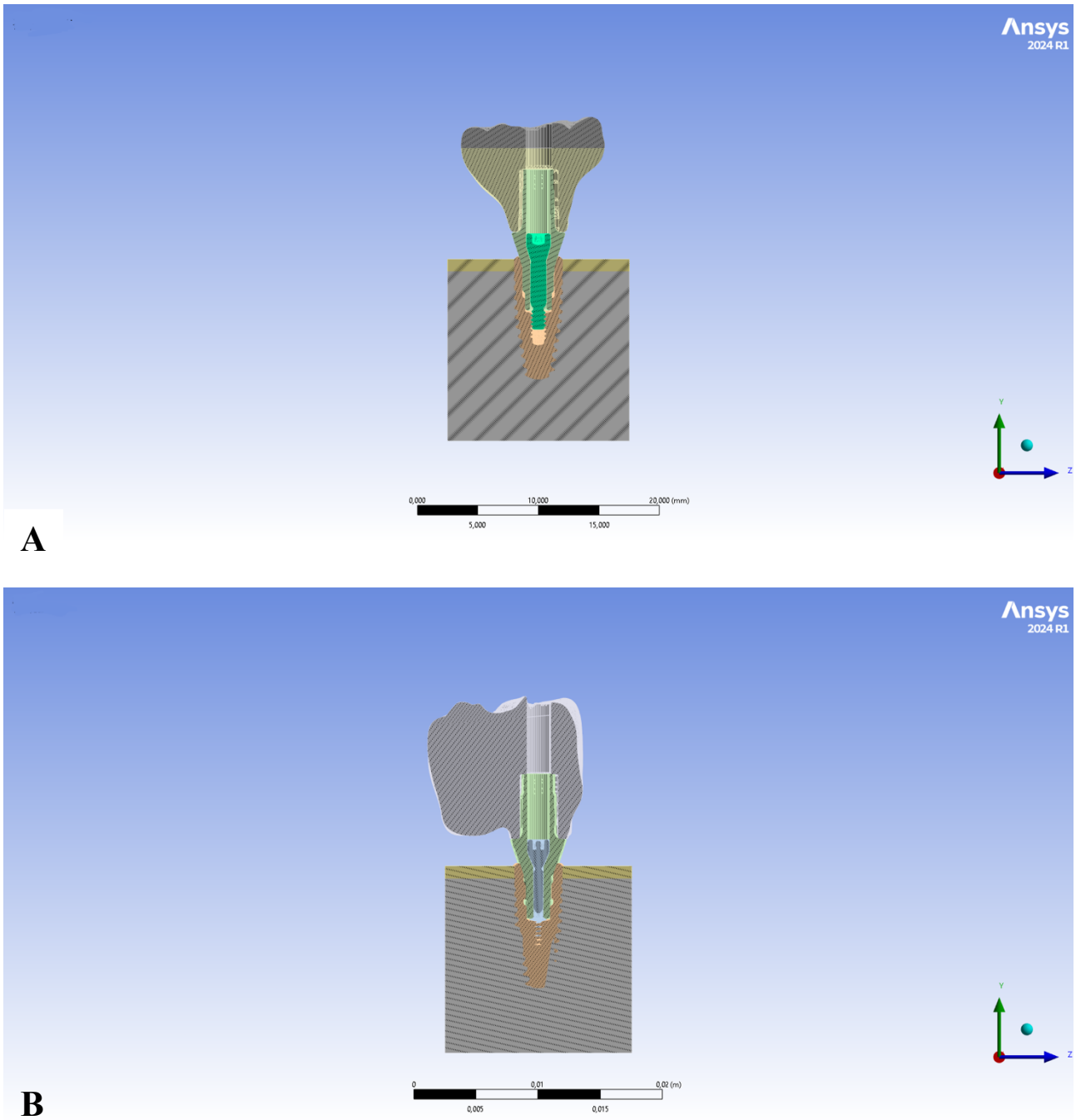


Figura 8. A) Modello 3D del complesso osso/impianto/abutment/vite/corona convenzionale, B) Modello 3D del complesso osso/impianto/abutment/vite/corona con cantilever

2.5 Caratteristiche meccaniche dei materiali

Per ciascun materiale sono stati definiti densità, modulo di Young, coefficiente di Poisson e i moduli di taglio (G) quando necessari (Tabella 1). La lega di titanio Ti-6Al-4V è stata assunta omogenea, lineare, isotropa. I tessuti ossei (corticale e spongiosa), pur essendo intrinsecamente anisotropi, sono

stati rappresentati come ortotropi per differenziare la rigidezza lungo le tre direzioni principali (x, y, z). La corona in zirconia (Y-TZP) è stata modellata come isotropa lineare.

Materiale	Densità (g/cm³)	Exx (GPa)	Eyy (GPa)	Ezz (GPa)	νxy	νyz	νxz	Gxy (GPa)	Gyz (GPa)	Gxz (GPa)
Osso corticale	1,80	9,60	9,60	17,80	0,55	0,30	0,30	3,10	3,51	3,51
Osso spongioso	1,20	0,144	0,099	0,344	0,23	0,11	0,13	0,053	0,063	0,045
Ti-6Al-4V (isotropo)	4,510	105	105	105	0,37	0,37	0,37	38,32	38,32	38,32
Zirconia Y-TZP (isotropo)	≈6,05	210	210	210	0,31	0,31	0,31			

Tabella 1. Proprietà dei materiali impiegati nel modello**.**

2.6 Mesh

La discretizzazione è stata eseguita in Ansys® Meshing adottando un approccio a elementi finiti di ordine superiore, in ragione della complessità geometrica delle spire implantari, del colletto e della corticale crestale. Si è privilegiata una mesh tetraedrica con algoritmo “Independent” e curvature–based refinement, impiegando elementi SOLID187 (tetraedri a 10 nodi, secondo ordine), ciascuno dotato di 3 gradi di libertà traslazionali (Dx, Dy, Dz) per nodo (Figura 9).

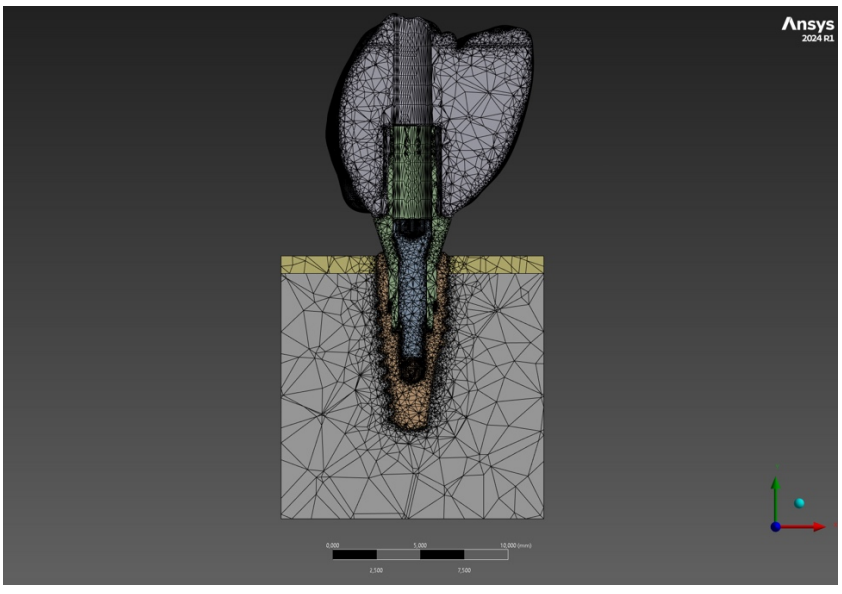


Figura 9. Mesh dei modelli del complesso

Sono stati applicati controlli di taglia locali nelle regioni a forte gradiente di tensione: colletto implantare, fianchi di filetto, interfaccia impianto–osso e corticale. La dimensione minima dell'elemento è stata fissata a 0,20 mm nelle zone critiche (filettature/crestale), con crescita controllata (growth rate ≤ 1,2) e smussatura elevata (smoothing "High") per limitare la distorsione elementare. Nelle aree meno sollecitate del volume spongioso è stata adottata una taglia più ampia (0,40–0,60 mm), mantenendo comunque una transizione graduale per preservare la qualità della mesh.

Per garantire confrontabilità tra gli scenari (corona convenzionale vs cantilever), sono stati mantenuti criteri di discretizzazione omogenei (stesse regole di raffinamento, medesimi target di qualità e analoghe densità nodali nelle regioni di interesse). Il numero complessivo di elementi per modello si è attestato nell'ordine di ~2,3 × 10^5 (±), sufficiente a coniugare accuratezza e costo computazionale.

È stata inoltre condotta una analisi di convergenza h-refinement: incrementando progressivamente la densità di mesh nelle aree cervicali e lungo i fianchi di filetto, la variazione dei picchi di tensione di von Mises sul colletto implantare e dello strain medio nella corticale è risultata < 5% tra l'ultimo e il penultimo livello di raffinamento, criterio adottato come soglia di convergenza numerica. Le figure dedicate riportano esempi della mesh del complesso e la distribuzione nodale/elementare finale per ciascuna configurazione.

2.7 Condizionamenti delle superfici

Per garantire la riproducibilità del confronto FEM e la successiva estensione del modello, il dominio osseo, le condizioni di vincolo e la strategia di discretizzazione sono stati mantenuti identici per tutte le simulazioni. La geometria protesica è stata definita in modo modulare, così da poter sostituire selettivamente il tipo di corona, il materiale restaurativo, la lunghezza del cantilever o la configurazione dell'abutment mantenendo invariato il set-up numerico di base. In questo modo i risultati sono numericamente riproducibili e lo stesso modello può essere facilmente esteso in futuro a differenti configurazioni protesiche o a materiali alternativi (ad esempio ceramiche ibride, metallo-ceramica o compositi), senza dover ricostruire ex novo l'intero ambiente di simulazione.

Vincoli del dominio osseo

La base del blocco osseo è stata vincolata con incastro completo (Ux = Uy = Uz = 0), mentre le superfici laterali sono state trattate come vincoli di tipo roller (blocco dello spostamento nella normale

locale, scorrimento consentito nel piano) per evitare irrigidimenti artefatti. Le superfici vincolate sono state collocate a ≥ 10 mm dal colletto implantare, in modo da minimizzare effetti di bordo nella regione cervicale d'interesse.

Interfacce e contatti

- **Corona in zirconia–abutment:** contatto bonded (cementazione idealizzata; lo strato di cemento non è esplicitamente modellato).
- **Abutment–vite** e **abutment–impianto:** contatto frizionale con coefficiente d'attrito **μ = 0,30**, includendo l'effetto del serraggio.
- **Impianto–osso:** condizione bonded (osteointegrazione completa) per lo scenario principale di analisi.
- **Corticale–spongiosa:** continuità di materiale (nessun gap).

Precarico della vite

Il serraggio clinico è stato rappresentato tramite *Bolt Pretension* con coppia di riferimento **25 N·cm**. È stata adottata la relazione semplificata

$$M = K\,D\,P$$

dove M è la coppia, K=0,20 il coefficiente globale (attrito su filetti e superfici d'appoggio), D il diametro nominale della vite e P il precarico assiale. Operativamente è stato imposto un precarico target P=40 N, coerente con la coppia indicata e con K assunto, così da stabilizzare la connessione durante le prove statiche comparative.

Condizione di carico unica: risultante di 800 N applicata come pressione uniforme su tutta la superficie occlusale, con direzione ortogonale al piano occlusale, identica per entrambe le configurazioni (corona convenzionale e cantilever).

Questa impostazione consente di valutare, a parità di materiali, mesh e criteri numerici, le differenze nella localizzazione e magnitudo degli stress marginali e dei momenti flettenti tra corona convenzionale e cantilever, attribuendo gli scostamenti osservati all'effetto del punto di applicazione della forza e dell'aumento del lever arm nello scenario con cantilever.

2.8 Semplificazione modello FEM

Il modello agli elementi finiti è stato impostato adottando alcune inevitabili ipotesi semplificative, necessarie per garantire la confrontabilità fra gli scenari e contenere la complessità numerica del problema:

• **Materiali** – tutti i materiali (lega di titanio di impianto e vite, materiale dell'abutment e zirconia della corona) sono stati modellati come elastici lineari, omogenei e prevalentemente isotropi, assegnando valori medi di modulo di Young e rapporto di Poisson derivati dalla letteratura, senza rappresentare l'anisotropia direzionale e la variabilità inter-individuale dell'osso;

• **Interfacce** – le interfacce principali sono state idealizzate come contatti rigidi/bonded: corona–abutment e impianto–osso sono stati considerati perfettamente aderenti (cementazione ideale/osteointegrazione completa), mentre i contatti abutment–vite e abutment–impianto sono stati modellati con un coefficiente di attrito costante, trascurando micro-movimenti, usura e fenomeni plastici nel tempo;

• **Condizioni di carico** – è stata applicata una sola condizione di carico statico (risultante occlusale di 800 N con direzione definita), senza simulare la natura ciclica, multidirezionale e dinamica dei reali carichi masticatori e parafunzionali;

• **Aspetti biologici** – non sono stati esplicitamente modellati i tessuti molli peri-implantari né i processi biologici dinamici (rimodellamento, riassorbimento e variazioni di densità nel tempo).

Tali ipotesi sono coerenti con la maggior parte dei modelli FEM implantari presenti in letteratura, ma richiedono cautela nell'estrapolazione quantitativa dei risultati al contesto clinico reale.

3. RISULTATI

L'analisi agli elementi finiti ha evidenziato differenze significative nella distribuzione degli stress a seconda della configurazione protesica. Per rendere confrontabili le simulazioni, è stata adottata una scala comune dei valori di tensione compresa tra 0 e 15000 MPa.

Corona convenzionale su impianto (Figura 10a)

La corona singola supportata dall'impianto ha mostrato una distribuzione degli stress più uniforme lungo l'asse implantare, con valori concentrati prevalentemente nella regione marginale crestale. I picchi di von Mises stress si mantenevano entro range compatibili con le sollecitazioni fisiologiche, senza aree critiche di concentrazione. Anche gli spostamenti risultavano contenuti, con un comportamento biomeccanico stabile e prevedibile.

Corona con estensione a cantilever (Figura 10b)

L'aggiunta del cantilever ha determinato un incremento marcato delle sollecitazioni nella zona marginale e a livello del collo implantare, con evidenti fenomeni di concentrazione dello stress nella direzione opposta all'estensione. Si è osservato un aumento dei valori massimi di von Mises stress, nonché una maggiore entità degli spostamenti, specialmente nella direzione latero-distale. Il modello ha evidenziato un comportamento più sfavorevole dal punto di vista biomeccanico, con potenziale rischio di sovraccarico a lungo termine sulle strutture implantari e sull'osso marginale.

In sintesi, mentre la configurazione convenzionale garantisce una distribuzione omogenea delle forze masticatorie, l'estensione cantilever comporta un aumento del carico non assiale, con conseguente incremento degli stress locali e delle deformazioni.

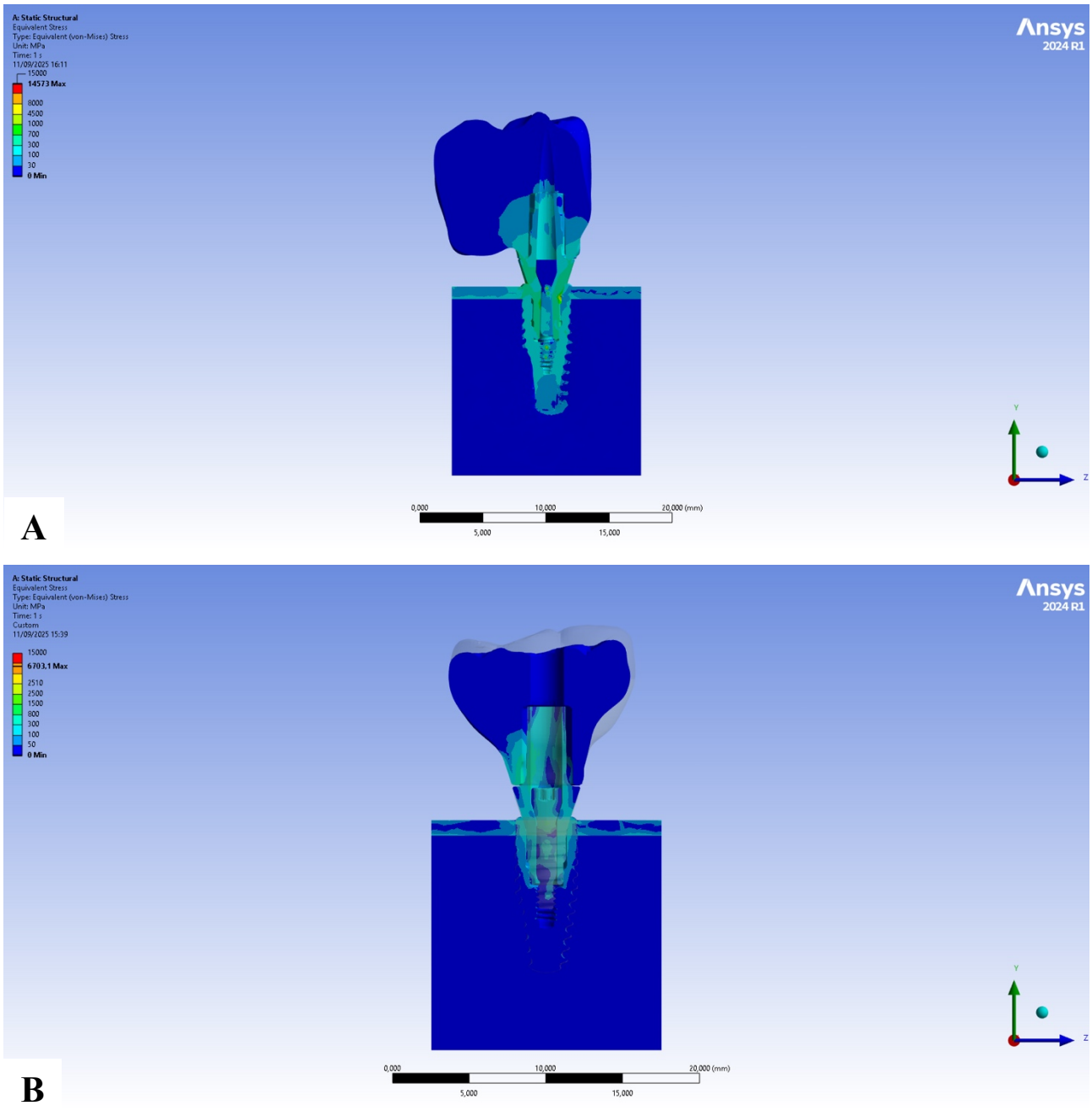


Figura 10. Modello Von Mises delle due configurazioni:A) corona convenzionale, B) corona con contilever

Interpretazione biomeccanica

Nella corona convenzionale la mappa mostra concentrazioni limitate di stress elevato (“hot spots” molto piccoli) con ampia porzione di area a stress basso.

Nella corona con cantilever gli estremi si attenuano (meno hot spots molto intensi) ma cresce la frazione a stress moderato, segno di braccio di leva che allontana parte del carico dall’asse implantare e redistribuisce le sollecitazioni.

Nel complesso, il cantilever non aumenta visibilmente l'area di stress "alto", ma riduce i picchi molto elevati e allarga le zone a stress intermedio, con possibili implicazioni cliniche: meno picchi (potenzialmente favorevole per i picchi a breve termine) ma maggiore carico medio su strutture marginali nel lungo periodo.

4. DISCUSSIONI

Rispetto alla letteratura disponibile, il presente studio adotta un'impostazione FEM che replica l'approccio più completo già descritto da Cicciù et al.[163], in cui i modelli 3D sono stati risolti con contatti superficie-superficie di non compenetrazione con attrito e con l'applicazione del precarico della vite di connessione; ciò in alternativa alla prassi semplificata di vincoli "joint" e assenza di pretensionamento, più rapide ma meno aderenti al comportamento reale [163]. Nel lavoro di riferimento, la simulazione (ANSYS Workbench) è stata condotta come analisi lineare statica con carico compressivo verticale di 800 N distribuito sui componenti protesici avvitati, vincolo delle superfici laterali e della base del blocco osseo.

Seguendo tale schema metodologico, anche il nostro modello ricerca un compromesso efficace tra realismo delle interazioni meccaniche (contatti con attrito + pretensionamento) e sostenibilità computazionale, ottenendo campi tensionali più verosimili lungo l'assemblaggio vite–abutment–impianto–osso [163].

Per ciascun componente è stato ricostruito un modello CAD e assemblato in un unico dominio numerico mediante contatti superficie-superficie di non compenetrazione con attrito e precarico della vite di connessione, in linea con approcci consolidati in letteratura [163]. L'obiettivo è stato valutare i campi di tensione complessivi generati da due configurazioni protesiche del nostro sistema: (i) corona classica (singola) e (ii) corona con estensione cantilever. È stato applicato un carico compressivo verticale di 800 N e si è eseguita un'analisi di Von Mises per individuare i punti critici del sistema e del tessuto osseo peri-implantare.

Dalle simulazioni non è emerso il superamento di soglie tali da far prevedere rottura statica; tuttavia, l'estensione e l'intensità delle aree sollecitate hanno evidenziato differenze nette tra le configurazioni. La corona classica ha prodotto livelli di tensione più contenuti nell'osso corticale a livello crestale e nei componenti protesici, con distribuzione dei carichi più omogenea e allineata con l'asse dell'impianto. Al contrario, la configurazione con cantilever ha mostrato una maggiore

concentrazione di tensioni e una più ampia estensione delle aree ad alto gradiente, con picchi localizzati al collo implantare e sull'insieme abutment-vite, indicativi di un aumento del momento flettente. In sintesi, tra le configurazioni testate, la corona classica si è comportata meglio del sistema con cantilever, risultando biomeccanicamente più favorevole in termini di riduzione delle tensioni peri-implantari e dei picchi tensionali nelle componenti del sistema.

Nel presente studio è stata analizzata un'unica conformazione di cantilever, progettata in modo da essere "universale" rispetto all'orientamento mesiale o distale rispetto all'impianto. In termini modellistici, la geometria e le condizioni di vincolo adottate rendono lo sbalzo simmetrico per riflessione rispetto all'asse implantare, cosicché l'inversione di lato (mesiale ↔ distale) non altera le grandezze meccaniche di interesse (momento flettente risultante, distribuzione degli sforzi principali) entro le ipotesi del modello. Tale scelta ha consentito di ridurre la dimensionalità del problema e di isolare l'effetto del cantilever sulla risposta tensionale del sistema, semplificando il confronto con la corona singola. Resta inteso che, in clinica, asimmetrie occlusali, traiettorie masticatorie e contatti con l'antagonista possono introdurre differenze lato-specifiche non catturate da questa idealizzazione; future analisi parametriche potranno dunque esplorare orientamenti, lunghezze e punti di carico differenti per quantificarne l'impatto.

Il vantaggio biomeccanico della corona singola rispetto al cantilever è atteso: l'estensione a sbalzo aumenta il braccio di leva e quindi il momento flettente trasmesso al complesso vite–abutment–impianto e al margine osseo crestale. Classici studi FEM hanno documentato che maggiore è la lunghezza del cantilever, maggiore è la concentrazione di tensioni all'interfaccia osso/impianto e nelle strutture protesiche [164,165]. Evidenze più recenti (FEA su riabilitazioni "full-arch") confermano che strategie che riducano il cantilever (es. inclinazione distale degli impianti) diminuiscono gli stress nel metallo e nel peri-impiantare [166]. Queste osservazioni sono allineate con i nostri dati, nei quali la presenza del cantilever intensifica i picchi tensionali e amplia le aree a elevato gradiente, mentre la corona singola mantiene un pattern di carico più assiale [164–166].

Quando il cantilever è clinicamente inevitabile, la riduzione della sua lunghezza e l'aumento della base di appoggio antero-posteriore (A-P spread) sono i due cardini per contenere i momenti flettenti. La letteratura indica che la lunghezza del cantilever dovrebbe rientrare entro rapporti prudenti rispetto all'A-P spread (p.es. criteri basati su multipli dell'A-P spread) e che un'adeguata A-P spread è condizione necessaria per estensioni più lunghe [169,170]. In particolare, analisi FEA e revisioni metodologiche riportano soglie operative e raccomandano di pianificare la disposizione implantare in modo da minimizzare lo sbalzo distale, specialmente in mandibola, anche facendo ricorso a

impianti inclinati quando utile [165,169,170]. Questi principi supportano la nostra interpretazione prudenziale a favore della corona singola quando la morfologia e lo spazio protesico non consentano un controllo sicuro del cantilever [165,169,170].

Sul piano clinico, gli incrementi di stress legati al cantilever si associano a una maggiore probabilità di complicanze tecniche (allentamento/frattura di viti, chipping, deformazioni di struttura), ben documentate da revisioni sistematiche e scoping review sui tassi di complicanza delle protesi su impianti [167,168]. Tali complicanze sono riducibili con un corretto precarico e con controlli del serraggio (gestione del "settling"), fattori che il nostro modello esplicita e che hanno un razionale meccanico noto [163,168]. Alla luce di ciò, la scelta della corona singola rappresenta non solo l'opzione biomeccanicamente più favorevole nei nostri modelli, ma anche quella potenzialmente meno esposta a complicanze meccaniche nel tempo [167,168].

Evidenze numeriche e cliniche convergono nell'indicare che l'incremento degli stress indotto dal cantilever si traduce in una maggiore probabilità di complicanze tecniche—come allentamento o frattura delle viti, chipping del rivestimento e deformazioni strutturali—rispetto alle soluzioni senza sbalzo. Dal versante numerico, gli studi FEM classici sul cantilever documentano un aumento pressoché proporzionale dei momenti flettenti e delle tensioni cervicali al crescere della lunghezza dello sbalzo e/o dell'inclinazione dei carichi [164–166]. In questa cornice, i contributi più recenti che hanno esplicitamente modellato il ruolo della morfologia coronale—con particolare attenzione al profilo di emergenza e all'angolo di emergenza—mostrano che profili concavi e angoli contenuti riducono sensibilmente i picchi tensionali al colletto, mentre profili convessi e angoli ripidi fungono da moltiplicatori del braccio di leva; tali effetti risultano ancora più marcati in presenza di cantilever [116]. La meta-analisi più aggiornata sulle protesi con cantilever conferma che, a fronte di tassi di sopravvivenza implantare elevati, l'incidenza di complicanze meccaniche rimane più alta rispetto ai restauri senza sbalzo, soprattutto quando aumentano la lunghezza dello sbalzo e i carichi off-axis [162]. Queste criticità trovano riscontro anche nella letteratura clinica di lungo periodo, che documenta tassi più elevati di complicanze tecniche nei restauri con cantilever pur in presenza di sopravvivenze comparabili [167,168]. Una parte del rischio è mitigabile con una corretta gestione del precarico e controlli di serraggio programmati (gestione del "settling"), misure con un solido razionale meccanico e supporto sperimentale [163,168]. In questo quadro, la corona singola senza cantilever si configura—nei nostri modelli e alla luce delle evidenze—come l'opzione biomeccanicamente più favorevole e potenzialmente meno esposta a complicanze nel tempo [164–168].

Nel nostro modello, l'aumento dei picchi tensionali osservato in presenza di cantilever, e la loro localizzazione su vite, connessione e osso crestale, forniscono un razionale biomeccanico quantitativo alle scelte progettuali discusse nei paragrafi successivi. Ogni intervento che riduce il braccio di leva (accorciamento del cantilever, avvicinamento dei contatti all'asse implantare) o che orienta le forze in senso più assiale (appiattimento di cuspidi e creste, controllo selettivo dei contatti) si traduce infatti in una riduzione misurabile degli stress nel modello FEM. I risultati mostrano anche come variazioni relativamente piccole del profilo occlusale o della posizione dei contatti possano modificare in modo rilevante la distribuzione delle sollecitazioni: questo implica che la progettazione protesica implantare debba essere pensata non solo in termini di "presenza/assenza del cantilever", ma come affinamento puntuale di geometrie e contatti a partire dallo scenario di rischio del singolo paziente. In questa prospettiva, i dati numerici non sostituiscono il giudizio clinico, ma lo supportano nel motivare scelte più conservative quando l'incremento di stress previsto è elevato e nel giustificare soluzioni più spinte solo in condizioni biomeccanicamente favorevoli.

Il disegno coronale rappresenta inoltre un determinante indipendente della salute peri-implantare. Lo studio clinico di Katafuchi et al. ha mostrato, su impianti bone-level, una maggiore prevalenza di peri-implantite quando l'angolo di emergenza supera i 30°, con un'interazione sfavorevole quando tale angolo si associa a profili convessi; questa associazione non è stata osservata per impianti tissue-level [37]. Tali risultati si allineano con i modelli numerici che evidenziano lo spostamento della risultante dei carichi fuori asse in presenza di contorni convessi/angoli ripidi e l'amplificazione dei picchi al colletto quando coesiste un cantilever [164–166]. Quanto al rapporto corona/impianto (C/I), la revisione sistematica di Garaicoa-Pazmiño et al. ha documentato un'associazione non lineare tra C/I e perdita ossea marginale (MBL), suggerendo che il C/I, di per sé, non costituisca un predittore univoco di rimodellamento, mentre il contorno del restauro e la direzione dei carichi (assi vs off-axis) modulano il rischio clinico effettivo [84]. In sintesi, l'esposizione complessiva al rischio con il cantilever deriva dall'integrazione di più fattori—estensione dello sbalzo, profilo/angolo di emergenza, C/I, direzione del carico—più che da un singolo parametro isolato [84,162,164–166].

La longevità clinica dipende in modo decisivo dalla manutenzione professionale e dall'igiene domiciliare; protocolli personalizzati di supportive peri-implant care (SPIC) riducono l'incidenza di mucosite/peri-implantite e stabilizzano i livelli ossei nel tempo [171–173]. Alla luce dei modelli FEM di Tuna et al. [116], la relazione tra manutenibilità e progettazione coronale è però anche meccanica: profili convessi e angoli di emergenza ripidi spostano la risultante dei carichi off-axis e concentrano gli stress a livello cervicale—condizione che si amplifica in presenza di cantilever—mentre profili più concavi e angoli contenuti riducono il braccio di leva effettivo e i momenti flettenti al colletto,

oltre a facilitare l'accesso dei presìdi di igiene [116]. Questo duplice effetto (meccanico e igienico) è coerente con l'evidenza clinica: contorni sovracontornati/angoli di emergenza >30° si associano a maggiore infiammazione e perdita ossea marginale [37], e il restorative design influisce in modo misurabile sui livelli ossei peri-implantari [120]. Poiché il cantilever può ostacolare la detersione sotto-ponte, la progettazione dovrebbe garantire spazi realmente detergibili (embrasures praticabili, pontici "igienici", superfici sopragengivali lucidate) e adottare procedure di profilassi compatibili con il titanio—comprese tecniche di aeropulizia a bassa abrasività—per limitare alterazioni superficiali e ritenzione di biofilm [171–173,178]. In quest'ottica, quando l'anatomia lo consente, le soluzioni senza cantilever offrono un vantaggio pratico aggiuntivo: semplificano l'igiene quotidiana e la profilassi professionale e, in parallelo, riducono i picchi tensionali previsti dai modelli [116,171–173,178].

Infine, le differenze inter-individuali della funzione neuromuscolare (forza massima di morso, pattern occlusali) modulano i carichi agenti sugli impianti. La probabile presenza di bruxismo si associa a un rischio aumentato di fallimento e a complicanze meccaniche più frequenti; in tali pazienti è prudente ridurre o eliminare il cantilever, ottimizzare lo schema occlusale e considerare l'uso di dispositivi di protezione notturni [174,175]. La relazione affidabile tra attività elettromiografica e forza di morso consente, ove disponibile, una stima più individualizzata del profilo di carico, mentre i valori di riferimento della forza di morso evidenziano un'ampia variabilità tra soggetti, rafforzando l'indicazione a piani personalizzati e cauti nell'impiego del cantilever [176,177]. Complessivamente, queste considerazioni—in linea con le nostre simulazioni e con gli studi FEM focalizzati su profilo e angolo di emergenza [116]—supportano la preferenza per restauri singoli senza sbalzo quando l'anatomia e la funzione lo consentano [162,164–168]. Il nostro modello adotta carichi compressivi verticali (800 N) e semplificazioni materiali (osso ortotropo), in linea con precedenti studi FEM in implantoprotesi [163]. Ciò non cattura tutta la complessità dinamica del ciclo masticatorio (componenti laterali, viscoelasticità tissutale, fatica), aspetto ampiamente riconosciuto nelle riflessioni metodologiche sul FEM [163]. Nondimeno, l'uso di contatti con attrito e precarico rappresenta un punto di forza che avvicina le nostre previsioni alla clinica reale, migliorando la leggibilità dei differenziali di stress tra corona singola e cantilever [163].

Nel contesto clinico reale, la modellazione FEM non va intesa soltanto come confronto tra soluzioni "ideali", ma come strumento di supporto decisionale quando il posizionamento implantare risulti sub-ottimale e si renda necessaria una correzione protesica. In tali circostanze, scelte quali l'impiego di abutment angolati, canali vite angolati, la rimodulazione del profilo di emergenza o, nei casi selezionati, l'adozione di uno sbalzo minimo, alterano il braccio di leva e la direzione delle forze,

influenzando la sede e l'entità dei picchi tensionali a livello cervicale. I nostri modelli—coerentemente con la letteratura FEM classica—mostrano che carichi off-axis, crown height space aumentata e angoli/profili di emergenza più ripidi amplificano i momenti flettenti al colletto e la concentrazione di stress nella corticale crestale [95,141]. In particolare, l'analisi di Tuna et al. evidenzia che profili coronali convessi e angoli di emergenza accentuati—condizioni tipiche quando si "raddrizza" protesicamente un impianto malposizionato—spostano la risultante dei carichi fuori asse, incrementando significativamente gli stress marginali; al contrario, geometrie più concave e angoli contenuti riducono la concentrazione tensionale e il rischio meccanico locale [116]. Sul piano clinico-meccanico, è ben documentato che la componente laterale del carico e l'aumento del bending moment favoriscano lo svitamento e la perdita di precarico delle viti sotto cicli trasversali, rendendo opportuni un corretto settaggio del precarico e richiami di serraggio programmati ("settling") quando si adottano strategie correttive [140,46]. Inoltre, se la correzione di traiettoria orienta verso restauri cementati (p.es. per mascherare angolazioni), va considerato il rischio di cemento in eccesso e la sua associazione con patologie peri-implantari; quando praticabile, soluzioni avvitate—anche con canale vite angolato—riducono tale rischio iatrogeno senza rinunciare al controllo della direzione dei carichi [48,49,38]. Infine, il profilo restaurativo rimane un determinante indipendente della salute peri-implantare: angoli di emergenza >30° e convessità marcate si associano a maggiore infiammazione e perdita ossea marginale, motivo ulteriore per cui la correzione protesica di un impianto malposizionato dovrebbe perseguire l'assializzazione dei contatti e profili/angoli di emergenza contenuti, come indicato dai dati FEM e dalle evidenze cliniche [37,116]. In sintesi, nei casi di malposizionamento implantare, l'integrazione tra simulazioni FEM e letteratura clinica consente un "triage" comparativo tra opzioni protesiche (abutment angolato vs rimodellazione del profilo vs cantilever corto), orientando verso configurazioni che minimizzino i carichi eccentrici e i picchi tensionali cervicali, migliorando la prognosi biomeccanica e biologica dell'intervento [95,116,140,141].

Limiti e prospettivi future

Questo studio FEM presenta diversi limiti legati alle ipotesi semplificative del modello. I materiali dei componenti implantari, protesici e l'osso sono stati trattati come elastici lineari, omogenei e prevalentemente isotropi: non vengono quindi rappresentate l'eterogeneità e l'anisotropia del tessuto osseo, né la variabilità inter-individuale. Le principali interfacce sono state idealizzate come completamente osteointegrate o rigidamente bonded e i contatti meccanici (attrito, precarico della

vite) sono stati descritti in modo semplificato, senza considerare micromovimenti, usura e perdita di precarico nel tempo. Il carico occlusale è stato modellato come un'unica risultante statica, senza tenere conto della natura ciclica, multidirezionale e dinamica dei carichi masticatori e parafunzionali. Inoltre, i vincoli ai bordi possono irrigidire il sistema e modificare la distribuzione degli stress. La geometria analizzata rappresenta una sola configurazione di cantilever e non include antagonista, contatti interprossimali, tessuti molli né le reali condizioni di mantenimento igienico. Gli esiti sono espressi in termini di stress/strain come surrogati del rischio clinico, potenzialmente sensibili alla discretizzazione della mesh, e il modello non dispone ancora di una validazione sperimentale o clinica diretta.

Dal punto di vista strettamente numerico, il modello si basa su ipotesi semplificate riguardo alle condizioni al contorno (vincoli rigidi applicati ai margini del segmento osseo e carichi rappresentati come forze concentrate) e all'omogeneità dei materiali (proprietà meccaniche medie, assunte costanti nel tempo). È stata inoltre esclusa in modo intenzionale la presenza di fattori biologici variabili quali rimodellamento, guarigione, infiammazione o perdita di supporto. Questi aspetti costituiscono le principali limitazioni intrinseche del modello FEM e vanno considerati nell'interpretazione dei risultati.

Come prospettiva futura sarà utile sviluppare modelli patient-specific derivati da CBCT, con proprietà eterogenee e anisotrope dell'osso e una rappresentazione più realistica dei contatti (attrito, filettature, precarico e suo allentamento nel tempo). L'introduzione di carichi dinamici multidirezionali e di analisi a fatica, eventualmente integrata con modelli di rimodellamento osseo, potrà descrivere meglio l'evoluzione nel tempo delle sollecitazioni peri-implantari. Un'analisi parametrica sistematica (lunghezza del cantilever, rapporto corona/impianto, profilo di emergenza, materiali, schema occlusale), supportata da metodi di ottimizzazione e strumenti di intelligenza artificiale, consentirà di individuare configurazioni a minimo stress e di chiarire quali fattori siano realmente determinanti.

Infine, la validazione sperimentale su banchi prova e su coorti prospettiche di pazienti sarà essenziale per tradurre i risultati numerici in raccomandazioni cliniche pratiche, in particolare riguardo ai limiti di cantilever, alla gestione occlusale e alla mantenibilità igienica. Un ulteriore punto di forza del modello sviluppato è la sua natura riproducibile e modularmente estendibile, che lo rende una piattaforma numerica adatta a testare in modo sistematico diverse configurazioni protesiche e materiali alternativi, mantenendo costanti le condizioni di confronto.

5. CONCLUSIONI

La modellazione FEM ha evidenziato che la presenza di un cantilever, rispetto alla corona convenzionale, incrementa i picchi tensionali al colletto implantare e i momenti flettenti sull'insieme impianto–abutment–vite. L'entità delle sollecitazioni cresce con la lunghezza dello sbalzo ed è aggravata da carichi obliqui e da scarsa qualità ossea.

Sul piano protesico, la mitigazione del rischio richiede: contenimento dell'estensione del cantilever, adeguata sezione e rigidezza del connettore, schema occlusale centrato con cuspidi ridotte e profili d'emergenza che favoriscano la mantenibilità igienica. L'indicazione clinica al cantilever dovrebbe pertanto essere riservata a casi selezionati (assenza/controllo di parafunzioni, buona adesione all'igiene, rapporto corona/impianto favorevole).

I risultati, pur informativi, derivano da condizioni semplificate e misure surrogate; vanno quindi integrati con la valutazione clinica individuale e con un programma di mantenimento. In sintesi, il cantilever comporta un costo biomeccanico prevedibile e modulabile: un disegno "stress-oriented" e "hygiene-friendly", unito a un'accurata selezione del caso, può orientare verso riabilitazioni più sicure e durature.

BIBLIOGRAFIA

[1] Aguilar L, Linsuwanont P, Barrientos AV. Ancient implant dentistry: the Mayan evidence. *J Hist Dent*. 2005;53(3):127–131. PMID: 16268245.

[2] Meffert RM. Dental implants: a review. *J Periodontol*. 1989;60(9):505–513. PMID: 2678038.

[3] Manzon L. A brief history of dental implants; from ancient times to modern dentistry. *J Oral Implantol*. 2018;44(6):403–408. PMID: 29262027.

[4] Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985. PMID: 3868192.

[5] Bothe RT, Beaton FH, Davenport HA. Reaction of bone to multiple metallic implants. *Surg Gynecol Obstet*. 1940;71:598–602.

[6] Leventhal GS. Titanium, a metal for surgery. *J Bone Joint Surg Am*. 1951;33-A(2):473–474. PMID: 14834692.

[7] Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol*. 1991;18(6):474–481. PMID: 1924360.

[8] Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(Suppl 4):172–184. PMID: 19663964.

[9] Puleo DA, Nanci A. Understanding and controlling the bone–implant interface. *Biomaterials*. 1999;20(23–24):2311–2321. PMID: 10614934.

[10] Dahlin C, Linde A, Gottlow J, Nyman S. Healing of bone defects by guided tissue regeneration. *Plast Reconstr Surg*. 1988;81(5):672–676. PMID: 3367228.

[11] Jacobs R, Quirynen M. Dental cone beam computed tomography: justification for use in planning oral implant placement. *Periodontol 2000*. 2014;66(1):203–213. PMID: 25123760.

[12] Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):11–25. PMID: 3527955.

[13] Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(Suppl 6):22–38. PMID: 23062125.

[14] Howe MS, Keys W, Richards D. Long-term (10-year) dental implant survival: a systematic review and sensitivity meta-analysis. *J Dent*. 2019;84:9–17. PMID: 30904559.

[15] French D, Ofec R, Levin L. Long-term clinical performance of 10 871 dental implants with up to 22 years of follow-up: a cohort study in 4 247 patients. *Clin Implant Dent Relat Res*.

2021;23(3):289–297. PMID: 33768695.

[16] Kupka JR, Baulig C, Schliephake H. How far can we go? A 20-year meta-analysis of dental implant survival rates. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2024;26(5):e4500. PMID: 39305362.

[17] Tobias G, et al. Dental implant survival rates: comprehensive insights from 158 824 implants. *Biomater J*. 2025;16(2):60. PMID: (in press).

[18] Monje A, Chan HL, Fu JH, Suarez F, Galindo-Moreno P, Wang HL. Are short dental implants (<10 mm) effective? A meta-analysis on prospective clinical trials. *J Periodontol*. 2013;84(7):895–904. PMID: 22994425.

[19] Roccuzzo M, Grasso G, Dalmasso P. Long-term outcomes of implants in patients with and without a history of periodontitis: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(5):490–498. PMID: 20331645.

[20] Albrektsson T, Isidor F. Consensus report of session IV. In: Lang NP, Karring T, eds. *Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology*. Quintessence; 1994:365–369.

[21] Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(2):119–130. PMID: 18067597.

[22] Berglundh T, et al. Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop. *J Clin Periodontol*. 2018;45(Suppl 20):S286–S291. PMID: 29926491.

[23] Lindhe J, Meyle J. Peri-implant diseases: Consensus report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol*. 2008;35(8 Suppl):282–285. PMID: 18724855.

[24] Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. *J Clin Periodontol*. 2018;45(Suppl 20):S246–S266. PMID: 29926490.

[25] Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol*. 1996;23(10):971–973. PMID: 8891848.

[26] Berglundh T, et al. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res*. 1991;2(2):81–90. PMID: 1806079.

[27] Carcuac O, Berglundh T. Composition of human peri-implantitis and periodontitis lesions. *J Dent Res*. 2014;93(11):1083–1088. PMID: 25139384.

[28] Derks J, Tomasi C. Peri-implant health and disease: a systematic review of current epidemiology. *J Clin Periodontol*. 2015;42(Suppl 16):S158–S171. PMID: 25495683.

[29] Atieh MA, et al. Frequency of peri-implant diseases: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol*. 2013;84(11):1586–1598. PMID: 23327490.

[30] Derks J, et al. Effectiveness of implant therapy in Sweden: prevalence of peri-implantitis. *J Dent Res*. 2016;95(1):43–49. PMID: 26530376.

[31] Daubert DM, et al. Prevalence and predictive factors for peri-implant disease and implant failure. *J Periodontol*. 2015;86(3):337–347. PMID: 25437890.
[32] Ferreira SD, et al. Prevalence and risk variables for peri-implant disease in Brazilian subjects. *J Clin Periodontol*. 2006;33(12):929–935. PMID: 17092271.
[33] Karoussis IK, et al. Long-term implant prognosis in patients with and without chronic periodontitis: a 10-year cohort study. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(3):329–339. PMID: 12755783.
[34] Heitz-Mayfield LJA. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *J Clin Periodontol*. 2008;35(8 Suppl):292–304. PMID: 18724856.
[35] Costa FO, et al. Peri-implant disease in subjects with and without preventive maintenance: a 5-year follow-up. *J Clin Periodontol*. 2012;39(2):173–181. PMID: 22092881.
[36] Monje A, et al. Diabetes mellitus and peri-implant diseases: systematic review and meta-analysis. *J Dent Res*. 2017;96(3):261–268. PMID: 27856401.
[37] Katafuchi M, Weinstein BF, Leroux BG, Chen YW, Daubert DM. Restoration contour is a risk indicator for peri-implantitis: a cross-sectional radiographic analysis. *J Clin Periodontol*. 2018;45(2):225–232. PMID: 29193575.
[38] Wilson TG Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol*. 2009;80(9):1388–1392. PMID: 19722789.
[39] Renvert S, Polyzois I. Treatment of peri-implant diseases: a narrative review. *J Clin Periodontol*. 2015;42(Suppl 16):S152–S157. PMID: 25495682.
[40] Roccuzzo M, et al. Supportive periodontal therapy in patients with dental implants: a 5-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(5):535–541. PMID: 20331649.
[41] Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S, Brägger U. Complications and failures in implant-supported fixed dental prostheses after a mean observation period of 12 years. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(3):356–364. PMID: 22458524.
[42] Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol*. 2002;29(Suppl 3):197–212. PMID: 12787220.
[43] Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(Suppl 1):156–158. PMID: 11168269.
[44] Dittmer MP, Dittmer S, Borchers L, Kohorst P, Stiesch M. Influence of prosthetic screw tightening procedures on preload. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(6):679–684. PMID: 21488958.
[45] Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of

5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(6):720–726. PMID: 17888094.
[46] Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;90(2):121–132. PMID: 12886205.
[47] Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(5):719–728. PMID: 14696659.
[48] Wittneben JG, Millen C, Brägger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions—a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(Suppl):84–98. PMID: 24660189.
[49] Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(Suppl 6):163–201. PMID: 23062125.
[50] Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(Suppl 3):86–96. PMID: 17949450.
[51] Zembic A, Bosch A, Jung RE, Hämmerle CH, Sailer I. Five-year results of zirconia-based implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(5):517–524. PMID: 22151046.
[52] Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(Suppl 6):2–21. PMID: 23062125.
[53] Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with implant-supported fixed partial dentures and single crowns: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(3):326–334. PMID: 15877756.
[54] Gargallo-Albiol J, Satorres-Nieto M, Puyuelo-Capablo JL, et al. Fracture of dental implants: etiology, incidence and clinical management. *Implant Dent*. 2003;12(2):142–147. PMID: 12792461.
[55] Quirynen M, Van Assche N, Botticelli D, Berglundh T. How does the timing of implant placement to extraction affect outcome? A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(Suppl 3):39–66. PMID: 17949448.
[56] Karl M, Kelly JR. Influence of load and implant design on implant fractures: a literature review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(1):43–52. PMID: 18783438.
[57] Strietzel FP, Reichart PA, Kale A, Kulkarni M, Wegner B, Küchler I. Smoking interferes with the prognosis of dental implant treatment: a meta-analysis. *J Clin Periodontol*. 2007;34(6):523–544. PMID: 17448021.

[58] Hinode D, Tanabe S, Yokoyama M, Fujisawa K, Yamauchi E, Miyamoto Y. Influence of smoking on osseointegrated implant failure: a meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(4):473–478. PMID: 16899098.

[59] Oates TW, Huynh-Ba G, Vargas A, Alexander P, Feine J. A critical review of diabetes, glycemic control, and dental implant therapy. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(2):117–127. PMID: 22151046.

[60] Sgolastra F, Petrucci A, Severino M, Gatto R, Monaco A. Periodontitis, implant loss and peri-implantitis. A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(4):e8–e16. PMID: 24589226.

[61] Moy PK, Medina D, Shetty V, Aghaloo TL. Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(4):569–577. PMID: 16161744.

[62] Madrid C, Sanz M. What impact do systemically administrated bisphosphonates have on oral implant therapy? A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(Suppl 4):87–95. PMID: 19663965.

[63] Esposito M, Grusovin MG, Coulthard P, Worthington HV. The efficacy of various bone augmentation procedures for dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(5):696–710. PMID: 17066634.

[64] Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue-integrated prostheses*. Chicago: Quintessence; 1985:199–209.

[65] Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res*. 1995;6(3):164–171. PMID: 7578783.

[66] Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res*. 1999;10(1):1–7. PMID: 10080309.

[67] Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of dental implant. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2009;18(5):452–456. PMID: 19950734.

[68] Ortega-Oller I, Suárez F, Galindo-Moreno P, et al. The influence of implant diameter on its survival: a meta-analysis based on prospective clinical trials. *J Periodontol*. 2014;85(4):569–580. PMID: 23725006.

[69] Esposito M, Grusovin MG, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: bone augmentation techniques. *Cochrane Database Syst Rev*. 2009;(3):CD003607. PMID: 19588394.

[70] Esposito M, Grusovin MG, Rees J, Karasoulos D, Felice P, Alissa R, Worthington HV, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth: augmentation procedures of the maxillary sinus. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014;(5):CD008397. PMID: 24825543.

[71] Chen ST, Wilson TG Jr, Hämmerle CH. Immediate or early placement of implants following tooth extraction: review of biologic basis, clinical procedures, and outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(Suppl):12–25. PMID: 15635942.
[72] Schropp L, Kostopoulos L, Wenzel A. Bone healing following immediate versus delayed placement of titanium implants into extraction sockets: a prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(2):189–199. PMID: 12705334.
[73] Lang NP, Pun L, Lau KY, Li KY, Wong MC. A systematic review on survival and success rates of implants placed immediately into fresh extraction sockets after at least 1 year. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(Suppl 5):39–66. PMID: 22211305.
[74] Esposito M, Grusovin MG, Polyzos IP, Felice P, Worthington HV. Timing of implant placement after tooth extraction: immediate, immediate-delayed or delayed implants? *Cochrane Database Syst Rev*. 2010;(9):CD005968. PMID: 20824838.
[75] Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(2):213–220. PMID: 20070753.
[76] Van Assche N, Quirynen M. Tolerance within a surgical guide. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(4):455–458. PMID: 20444097.
[77] Al-Sabbagh M, Eldomiaty W, Khabbaz Y. Can Osseointegration Be Achieved Without Primary Stability? *Dent Clin North Am*. 2019;63(3):461–473. PMID: 31097138.
[78] Binon PP. The external hexagonal interface and screw-type dental implants: a review of literature. *J Oral Implantol*. 1996;22(1):75–84. PMID: 8935089.
[79] Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):326–334. PMID: 15116030.
[80] Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling post-restorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006;26(1):9–17. PMID: 16515090.
[81] Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(Suppl 6):202–221. PMID: 23062126.
[82] Linkevicius T, et al. Crestal bone stability around implants with horizontally overcontoured restorations. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(2):123–129. PMID: 24355070.
[83] Suárez-López Del Amo F, et al. Influence of soft tissue thickness on peri-implant marginal bone loss: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol*. 2016;87(6):690–699. PMID:

26804265.
[84] Garaicoa-Pazmiño C, Suárez F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, Wang HL. Influence of Crown/Implant Ratio on Marginal Bone Loss: A Systematic Review. *J Periodontol*. 2014;85(9):1214–1221. PMID: 24589016.
[85] Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(Suppl 4):67–72. PMID: 19663962.
[86] Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585–598. PMID: 11404759.
[87] Buser D, et al. Implant placement in the esthetic zone. *Periodontol 2000*. 2017;73(1):117–135. PMID: 28000281.
[88] Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843–848. PMID: 6576149.
[89] Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(1):67–74. PMID: 16441789.
[90] Lindhe J, Karring T, Lang NP. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 5th ed. Wiley-Blackwell; 2008.
[91] Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (I). *Eur J Oral Sci*. 1998;106(1):527–551. PMID: 9541227.
[92] Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant: a 3-D finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 2005;32(4):279–286. PMID: 15842238.
[93] Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitaşcioğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2005;93(3):227–234. PMID: 15775914.
[94] Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of crown-to-implant ratios. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(6):707–714. PMID: 17888093.
[95] Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent*. 1996;76(2):165–169. PMID: 8884640.
[96] Romeo E, Storelli S. Survival rate and complications of implant-supported prostheses with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(Suppl 6):39–49. PMID: 23062122.

[97] Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(3):241–247. PMID: 2639871.

[98] Lobbezoo F, Brouwers JE, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxism. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(2):292–298. PMID: 16634493.

[99] Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implant failures: a meta-analysis. *J Oral Rehabil*. 2016;43(11):847–856. PMID: 27146853.

[100] Manfredini D, Winocur E, Guarda-Nardini L, Paesani D, Lobbezoo F. Epidemiology of bruxism in adults: a systematic review of the literature. *J Orofac Pain*. 2013;27(2):99–110. PMID: 23630682.

[101] Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res*. 2012;91(3):242–248. PMID: 22159883.

[102] Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17(Suppl 2):e266–273. PMID: 24118888.

[103] Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H. Force transmission of one- and two-piece implants with different neck configurations: a 3D FEM analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(4):481–489. PMID: 15248883.

[104] Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: FEM study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(1):82–90. PMID: 9497726.

[105] Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil*. 2004;31(1):18–22. PMID: 15125588.

[106] Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater*. 1992;10(3):153–201. PMID: 1527140.

[107] Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants measured with strain gauges. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(5):465–475. PMID: 11168223.

[108] Frost HM. Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *Anat Rec*. 1987;219(1):1–9. PMID: 3688455.

[109] Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young’s modulus of trabecular and cortical bone: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech*. 199;26(2):111–119. PMID: 8429054.

[110] Keaveny TM, Morgan EF, Niebur GL, Yeh OC. Biomechanics of trabecular bone. *Annu Rev Biomed Eng*. 2001;3:307–333. PMID: 11447064.

[111] Frost HM. Wolff’s Law and bone’s structural adaptations to mechanical usage. *Angle Orthod*.

1994;64(3):175–188. PMID: 8060014.
[112] Huiskes R, Ruimerman R, van Lenthe GH, Janssen JD. Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature*. 2000;405(6787):704–706. PMID: 10864330.
[113] Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2006;9(4):257–270. PMID: 17050360.
[114] Belser UC, Schmid B, Higginbottom F, Buser D. Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(Suppl):30-42. PMID: 15635942.
[115] Kois JC, Kan JY. Predictable peri-implant gingival aesthetics: surgical and prosthodontic rationales. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2001;13(9):691-698. PMID: 11680254.
[116] Tuna T, Kuhlmann L, Bishti S, Sirazitdinova E, Deserno T, Wolfart S. Removal of simulated biofilm at different implant crown designs with interproximal oral hygiene aids: An in vitro study. Clin Oral Impl Res. 2019;30:627–636. doi:10.1111/clr.13448
[117] Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment and suprastructure design on peri-implant tissue health. *Stomatologija.* 2008;10(4):133-141. PMID: 19238786.
[118] Quirynen M, Bollen CML. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. *J Clin Periodontol.* 1995;22(1):1-14. PMID: 7748935.
[119] Heitz-Mayfield LJA, Salvi GE. Peri-implant mucositis. *J Clin Periodontol.* 2018;45(Suppl 20):S237-S245. PMID: 29926493.
[120] Monje A, Insua A, Wang H-L. Impact of restorative design on peri-implant marginal bone. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(5):919-926. PMID: 31321864.
[121] Buser D, Chappuis V, Bornstein MM, Wittneben JG, Frei M, Belser UC. Long-term stability of early implant placement with contour augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(1):1-10. (N.B. per il tema “design/profondità e livelli ossei crestali”, v. anche evidenze COIR 2017 su design/posizione; nella tua bibliografia originale era riportato PMID: 27162043).
[122] Sanz M, Beighton D, Curtis MA, et al. Role of microbial biofilms in oral health and disease. *J Clin Periodontol.* 2017;44(Suppl 18):S5-S11. PMID: 28266157.
[123] Schwarz F, Becker K. Peri-implant health and disease: current status. *J Clin Periodontol.* 2021;48(1):128-137. PMID: 33314255.
[124] Bidra AS, Daubert DM, Garcia LT, et al. A systematic review of recall and maintenance regimens for patients with dental implants. *J Prosthet Dent.* 2013;110(3):163-172. PMID: 24011333.

[125] Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(Suppl 4):67-72. PMID: 19663962.

[126] Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry.* 3rd ed. Mosby; 2007.

[127] Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(6):894-901. PMID: 14696658.

[128] Rokn A, et al. Marginal bone loss around implants: a retrospective comparison of crown-to-implant ratios. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(3):e91-e97. PMID: 20584084.

[129] Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(4):329-336. PMID: 9151590.

[130] Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown: a 3D FEM analysis. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):227-234. PMID: 15775914.

[131] Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(Suppl 6):202-221. PMID: 23062126.

[132] Ravidà A, Barootchi S, Alkanderi A, Tavelli L, Suárez-López Del Amo F. Effect of crown-to-implant ratio on clinical outcomes of dental implants: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34(5):1121-1131.

[133] Tang Y, Yu H, Wang J, Gao M, Qiu L. Influence of C/I ratio and prosthetic design on outcomes of short implants in posterior regions: a 4-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020;22(1):119-127.

[134] Romeo E, Storelli S. Survival rate and complications of implant-supported prostheses with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(Suppl 6):39-49. PMID: 23062122.

[135] Al-Sawaf O, Tuna T, Rittich A, Kern T, Wolfart S. Splinting crowns on short implants in the mandible: effect on marginal bone loss and peri-implant health after 3 years. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31(11):1061-1071.

[136] Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant: a 3D FEM analysis. *J Oral Rehabil.* 2005;32(4):279-286. PMID: 15842238.

[137] Frost HM. Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *Anat Rec.* 1987;219(1):1-9. PMID: 3688455.

[138] Huiskes R, Ruimerman R, van Lenthe GH, Janssen JD. Effects of mechanical forces on maintenance/adaptation of trabecular bone. *Nature.* 2000;405(6787):704-706. PMID: 10864330.
[139] Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution. *J Prosthet Dent.* 1996;76(2):165-169. PMID: 8884640.
[140] Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external-hex implant system. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):326-334. PMID: 15116030.
[141] Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a FEM study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(1):82-90. PMID: 9497726.
[142] Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants measured with strain gauges. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(5):465-475. PMID: 11168223.
[143] Lobbezoo F, Brouwers JE, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxism. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(2):292-298. PMID: 16634493.
[144] Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(2):143-152. PMID: 9151591.
[145] Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Implant-supported cantilever fixed prostheses in partially edentulous patients: 3- to 14-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(3):303-311. PMID: 12755777.
[146] Storelli S, Del Fabbro M, Scanferla M, Palandrani G, Romeo E. Cantilevered fixed rehabilitations in partially/fully edentulous patients: systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(Suppl 18):253-274. PMID: 30328186.
[147] Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. All-on-4 in the mandible: up to 10-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(Suppl 2):e266-e273. PMID: 24118888.
[148] Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A. The All-on-4 concept in maxillae: 5–13-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(Suppl 1):e139-e150. PMID: 21443518.
[149] Kondo Y, Sakai K, Minakuchi H, et al. Implant-supported fixed prostheses with cantilevers: systematic review and meta-analysis. *Int J Implant Dent.* 2024;10:57. PMID: 39061267.
[150] Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3):326-334. PMID: 7672843.
[151] Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment/suprastructure design on peri-implant tissue health: review. *Stomatologija.* 2008;10(4):133-141. PMID: 19238786.

[152] Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. *J Clin Periodontol.* 2018;45(Suppl 20):S246-S266. PMID: 29926494.
[153] DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of finite element analysis in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26(2):77-81. PMID: 11307402.
[154] Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):1-13. PMID: 16441792.
[155] Chun HJ, Cheong SY, Han JH, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using FEM. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(5):565-574. PMID: 12453128.
[156] Chun HJ, Park DN, Han CH, et al. Stress distributions in peri-implant bone vs fixed prosthesis design and bone type: 3D FEM. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(4):469-475. PMID: 17092223.
[157] Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer in complete-arch fixed prostheses: 3D FEM. *J Oral Implantol.* 2012;38(5):489-502. PMID: 20545544.
[158] Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(5):581-584. PMID: 17878023.
[159] Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: review. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-598. PMID: 11404759.
[160] Frost HM. Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *Anat Rec.* 1987;219(1):1-9. PMID: 3688455.
[161] Huiskes R, Ruimerman R, van Lenthe GH, Janssen JD. Effects of mechanical forces on maintenance/adaptation of trabecular bone. *Nature.* 2000;405(6787):704-706. PMID: 10864330.
[162] Kondo Y, Sakai K, Minakuchi H, *et al.* Implant-supported fixed prostheses with cantilevers: a systematic review and meta-analysis. *Int J Implant Dent.* 2024;10:57. PMID: 39061267.
[163] Cicciù M, Cervino G, Milone D, Risitano G. FEM Analysis of Dental Implant-Abutment Interface Overdenture Components and Parametric Evaluation of Equator® and Locator® Prosthodontics Attachments. *Materials*. 2019;12:592. doi:10.3390/ma12040592.
[164] Sertgöz A, Güvener S. *Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis.* J Biomech**.** 1996;29(9):1117-1128.
[165] Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, et al. *The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures: a 3-D FEA study.* **J** Prosthet Dent**.** 2011;105(1):5-13.
[166] Masoomi F, et al. *Stress distribution pattern in All-on-4 maxillary restorations supported by porous tantalum and solid titanium implants: 3D FEA.* Biomaterials and Biomechanics in Bioengineering**.** 2024;11(1).

[167] Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. *A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after ≥5 years.* Clin Oral Implants Res. 2012;23(Suppl 6):22-38.

[168] Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. *Clinical complications with implants and implant prostheses.* J Prosthet Dent. 2003;90(2):121-132.

[169] Walter L, et al. *Utility of measuring anterior-posterior spread to determine cantilever length for full-arch implant restorations.* J Prosthet Dent. 2020;124(6):.

[170] Khorshid HE, et al. *Effect of implant diameter and cantilever length on stress distribution in mandibular implant-supported prostheses: FEA with A-P spread considerations.* Int J Implant Dent. 2023;9:35.

[171] Perussolo J, et al. *Maintenance of peri-implant health in general dental practice.* Br Dent J. 2024;236:.

[172] Monje A, et al. *Supportive therapy following peri-implantitis treatment: long-term impact of compliance on incidence of peri-implant diseases.* Clin Oral Implants Res. 2024;.

[173] Roccuzzo M, et al. *Clinical outcomes of peri-implantitis therapy and supportive care: a systematic review.* J Clin Periodontol**.** 2018;45(Suppl 20):.

[174] Häggman-Henrikson B, et al. *Bruxism and dental implants: a systematic review and meta-analysis.* J Oral Rehabil**.** 2024;51(1):.

[175] Ionfrida JA, et al. *Dental Implant Failure Risk in Patients with Bruxism—A Systematic Review.* Dent J (Basel). 2024;12(1):11.

[176] Gonzalez Y, et al. *Reliability of EMG activity versus bite-force from human masticatory muscles.* J Oral Rehabil. 2011;38(11):.

[177] Nitschke I, et al. *An Evaluation of Reference Bite Force Values.* J Clin Med. 2025;14(8):2723.

[178] Di Salle A, et al. *Effects of various prophylactic procedures on titanium surfaces and biofilm formation.* J Periodontal Implant Sci. 2018;48(6):373-382.