

**UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA**

**Dipartimento di Neuroscienze  
Direttore Prof. Raffaele De Caro**

**CORSO DI LAUREA MAGISTRALE A CICLO UNICO  
IN ODONTOIATRIA E PROTESI DENTARIA  
Presidente Prof.ssa C. Mucignat**

**TESI DI LAUREA**

**Valutazione delle caratteristiche meccaniche di corone  
avvitate ed incollate su Ti Base: revisione sistematica della  
letteratura.**

**Relatore: Chiar.mo Prof. Di Fiore Adolfo**

**Laureanda: Freschi Giulia**

**ANNO ACCADEMICO 2022/2023**



# INDICE

<b>RIASSUNTO</b> .....	1
<b>ABSTRACT</b> .....	2
<b>INTRODUZIONE</b> .....	3
1.1 Storia dell'Implantologia .....	3
1.2 La terapia implantare oggi: la chirurgia protesicamente guidata e CAD/CAM	4
1.3 Le indicazioni e le controindicazioni alla terapia implantare .....	6
1.4 Successo e sopravvivenza implantare .....	8
1.5 I tessuti perimplantari .....	9
1.6 La componentistica implantare .....	12
1.6.1 Abutment .....	16
1.6.2 La protesi fissa su impianti .....	18
1.6.3 Il Ti Base .....	19
<b>SCOPO DELLO STUDIO</b> .....	22
<b>MATERIALI E METODI</b> .....	23
3.1 Strategia di ricerca .....	23
3.2 Criteri di inclusione e di esclusione .....	24
3.3 Selezione degli studi ed estrazione dei dati .....	25
3.4 Valutazione del rischio di bias degli studi .....	25
<b>RISULTATI</b> .....	27
4.1 Selezione degli studi .....	27

4.2	Caratteristiche e risultati dei singoli studi.....	30
4.3	Qualità degli studi .....	31
	<b>DISCUSSIONE</b> .....	34
5.1	Il design protesico .....	34
5.2	Il materiale del restauro .....	38
5.3	La simulazione di masticazione .....	44
5.4	Studi non concordi .....	46
5.5	Studi concordi .....	47
5.6	Il massimo carico masticatorio .....	48
5.7	I limiti della revisione sistematica e studi futuri .....	49
	<b>CONCLUSIONI</b> .....	50
	<b>RINGRAZIAMENTI</b> .....	51
	<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	52





## RIASSUNTO

**Introduzione.** La sempre maggiore richiesta estetica e funzionale della protesi fissa su impianti ha portato alla recente introduzione dei Ti Base, abutment prefabbricati caratterizzati da un concetto misto di fissazione, incollata sulla corona protesica e avvitata sulla testa dell'impianto.

**Scopo.** Lo scopo di questa revisione consiste nel valutare le caratteristiche meccaniche di corone avvitate ed incollate direttamente su Ti Base rispetto a corone cementate su abutment in titanio standard o customizzati. La raccolta delle informazioni precliniche presenti in Letteratura mira ad un miglioramento dell'esperienza clinica.

**Materiali e Metodi.** È stata condotta una ricerca fino al 2022 nei database elettronici MEDLINE, Scopus e Web of Science seguendo le linee guida PRISMA. La strategia di ricerca è stata "dental abutment AND dental stress analysis AND titanium AND zirconium". Nella revisione sono stati inclusi tutti gli studi in vitro che mettevano a confronto la sopravvivenza e la resistenza alla frattura tra corone avvitate ed incollate su Ti Base e corone cementate su abutment standard o customizzati in titanio. La valutazione del rischio di bias è stata effettuata con il metodo QUIN, specifico per gli studi in vitro in campo odontoiatrico.

**Risultati.** 6 studi hanno rispettato i criteri di inclusione. In tre studi si è dimostrata una migliore sopravvivenza delle corone su Ti Base rispetto alle corone su abutment in titanio, in uno studio si ha un'equivalenza tra i due gruppi, mentre in due studi la resistenza alla frattura si è dimostrata migliore negli abutment in titanio, a parità di materiale protesico analizzato, con alcune eccezioni.

**Conclusione.** Dalla letteratura non è possibile raccogliere un dato univoco per confermare l'accettazione dell'ipotesi posta. Tuttavia, negli studi analizzati le corone in DSL direttamente incollate su Ti Base hanno dimostrato una sopravvivenza del 100% ai test di simulazione di masticazione, attestandosi inoltre su valori di resistenza alla frattura superiori al massimo carico masticatorio considerato. Futuri studi clinici sono richiesti per una valutazione a lungo termine della sopravvivenza di questo tipo di riabilitazione fissa su impianti.

## ABSTRACT

**Background.** The increasing aesthetic and functional demands in implant-supported fixed dental prostheses led to the introduction of Ti Base, a prefabricated abutment featured by a mix concept of fixation, because it's screw-retained on the head of the implant, while the crown is cemented on it.

**Purpose.** The aim of this systematic review is to assess the mechanical characteristics of screw-retained crowns bonded to Ti Base compared to cement-retained crowns to titanium abutment (standard or customized). The collection of preclinical information by searching in literature points to an improvement in clinical experience.

**Materials and Methods.** In accordance with the PRISMA guidelines, MEDLINE, Scopus and Web of Science databases were searched up to 2022. The search strategy applied was: “dental abutment AND dental stress analysis AND titanium AND zirconium”. All in vitro studies that compare the survival rate and the fracture resistance of screw-retained crowns bonded to Ti Base, and cement-retained crowns to titanium abutment were included. Quality was assessed using the QUIN, a specific tool to evaluate the in vitro studies conducted in dentistry.

**Results.** 6 studies met the inclusion criteria. In three studies, a better survival of crowns on Ti Base compared to crowns on titanium abutments was demonstrated, in one study there was an equivalence between the two groups, while in two studies fracture resistance was better in titanium abutments considering the same prosthetic material.

**Conclusion.** It is not possible to get conclusive data from the literature to confirm the hypothesis stated. However, in the studies analysed, DSL screw-retained crowns bonded to Ti Base demonstrated a 100% survival rate in chewing simulation tests and also showed fracture resistance values above the maximum masticatory load considered. Future clinical studies are required for a long-term assessment of the survival of this type of fixed implant-retained restoration.

## INTRODUZIONE

### 1.1 Storia dell'Implantologia

L'Implantologia è una branca dell'Odontoiatria che si pone l'obiettivo di riabilitare sul piano masticatorio, fonetico ed estetico un paziente con edentulia parziale o totale, avvalendosi dell'utilizzo di impianti dentali in titanio<sup>1</sup>, inseriti chirurgicamente nell'osso mascellare o mandibolare con lo scopo di sostituire le radici degli elementi mancanti.

La perdita degli elementi dentari rappresenta un problema per l'uomo dall'alba della civiltà, in un primo tempo per la difficoltà nell'alimentazione e di conseguenza nella sopravvivenza che esso comportava, al giorno d'oggi invece per la necessità di soddisfare un desiderio funzionale ed estetico sempre più elevato.

L'utilizzo degli impianti dentali non è quindi così recente e ce lo dimostra il ritrovamento di un elemento dentario artificiale, la cui forma suggerisce che fu impiegato come impianto endosseo, risalente a circa 5500 anni fa, presso un cimitero neolitico in Egitto<sup>2</sup>.

Testimonianze sempre più frequenti della continua ricerca nel campo dell'Implantologia si ritrovano per tutto il '900; tra queste è possibile citare alcuni ricercatori:

Greenfield<sup>3</sup>, il quale nel 1913 sviluppò un impianto singolo endosseo in iridio e oro, che per essere posizionato necessitava di una preparazione del sito mediante una fresa.

Adams, il quale nel 1938 creò un impianto cilindrico endosseo filettato con porzione gengivale liscia, la cui connessione protesica consisteva in una sfera, simile a quelle utilizzate nelle overdenture moderne<sup>4</sup>.

Strock, il quale nel 1938 scelse di utilizzare un impianto endosseo in lega Cromo-Cobalto-Molibdeno in un alveolo post-estrattivo<sup>5</sup>.

Dahl, il quale propose la riabilitazione completa dei mascellari, utilizzando impianti sottoperiostali che però si dimostrarono fallimentari sul lungo periodo<sup>6</sup> e vennero di conseguenza abbandonati (inizi degli anni '40).

La svolta nella storia dell'Implantologia del 1900 si ha a partire dagli anni '80, con due eventi scientifici: il "Dental Implant Consensus Development Conference" del 1978 e la "Toronto Osseointegration Conference" del 1982. Questi due eventi inaugurano la nuova epoca dell'Implantologia, basata sull'evidenza e capace di fornire riabilitazioni implanto-protetiche a lungo termine. In particolare, la "Dental Implant Consensus Development Conference" del 1978 identificò i rischi e i benefici della terapia implantare, stabilendo degli standard validi ancora oggi<sup>7</sup>; mentre la "Toronto Osseointegration Conference" del 1982 legittimò gli studi di Branemark, le cui pubblicazioni rappresentano il momento a partire dal quale si definisce l'inizio dell'Implantologia contemporanea. Branemark descrisse il concetto di osteointegrazione come "la formazione di un interfaccia diretta tra osso e impianto, senza la presenza di tessuto molle"<sup>8</sup> già tra gli anni '50-'60, ma è grazie alle pubblicazioni del 1977 sui criteri per il successo dell'osteointegrazione e del 1981 sul follow-up di 15 anni di casi implantari<sup>1-9</sup> che il suo lavoro pionieristico sul successo a lungo termine del titanio negli studi sull'animale e sull'uomo diventa evidente.

## 1.2 La terapia implantare oggi: la chirurgia protesicamente guidata e CAD/CAM

Al giorno d'oggi la terapia implantologica offre una valida alternativa al trattamento protesico tradizionale, con ottime percentuali di successo e un conseguente aumento costante di pazienti che scelgono questa opzione terapeutica<sup>10</sup>. L'osteointegrazione non rappresenta quindi più un punto di arrivo, ma bensì un punto di partenza nella continua evoluzione dell'Implantologia moderna. Ad oggi, infatti, un piano terapeutico implantare

deve tenere conto di due aspetti fondamentali, oltre alla fase chirurgica: la pianificazione protesica e il mantenimento nel tempo della struttura implanto-protesica. La pianificazione protesica consiste nella definizione della posizione finale della protesi supportata dall'impianto e di conseguenza della morfologia della corona, del suo profilo di emergenza e dei suoi contatti occlusali e inter-prossimali; questa corretta programmazione, associata a uno studio dell'anatomia ossea, definiscono il posizionamento ideale di un impianto<sup>11</sup>. Ottenere una posizione implanto-protesica corretta permette di conseguire un'estetica favorevole e un carico implantare ottimale associato a una stabilità biomeccanica e funzionale.<sup>12</sup> Il set up protesico può essere eseguito in modo tradizionale tramite l'utilizzo di una mascherina/splint con dei manicotti radiopachi per segnalare la posizione protesica finale degli elementi oppure in modo digitale, grazie ad un software di pianificazione chirurgico-protesico e CAD-CAM<sup>13</sup>, con l'obiettivo di ottenere una dima chirurgica.

CAD/CAM (letteralmente "Computer Assisted Design / Computer Assisted Manufacturing") è un sistema tecnologico sviluppato a partire dagli anni '60 e applicato all'Odontoiatria solo una decina di anni dopo<sup>14</sup>, che permette di acquisire in forma digitale dei dati clinici per effettuare una modellazione virtuale (CAD) e una realizzazione materiale (CAM) con conseguente fabbricazione dell'oggetto tramite una tecnica sottrattiva o additiva (stampa 3D). Con l'utilizzo della tecnologia CAD/CAM il clinico mira ad ottenere restauri protesici più naturali e accurati, velocizzando e semplificando il loro processo di creazione.<sup>14</sup> Il primo a dimostrare i vantaggi che è possibile ottenere da questa tecnologia, fu il Dottor François Duret che nel 1985, presso il Congresso Internazionale del "Association Dentaire Française", creò una corona protesica posteriore per sua moglie in meno di un'ora.<sup>15</sup> Se inizialmente l'uso di CAD/CAM nel settore dentale poteva sembrare fantascientifico, ad oggi si tratta di una realtà radicata, che appare

indispensabile nell'evoluzione dell'Odontoiatria moderna, in particolare per quanto riguarda le branche della Protesi Dentaria e dell'Implantologia.

### 1.3 Le indicazioni e le controindicazioni alla terapia implantare

Seguire le indicazioni e le controindicazioni generali alla terapia implantare consente di ottenere una terapia implanto-protetica predicibile, associata a risultati migliori.

Le principali indicazioni alla terapia implantare sono<sup>16</sup>:

- instabilità e/o mancanza di ritenzione di una protesi totale mobile;
- instabilità e/o mancanza di ritenzione di una protesi rimovibile;
- disagio psicologico associato alla condizione di portatore di protesi rimovibile;
- riabilitazione fissa di edentulie parziali;
- riabilitazione fissa di edentulie parziali intercalate da più elementi;
- sostituzione di elemento/i in zona visibile;
- sostituzione di uno o più elementi dentali non recuperabili;
- sostituzione di uno o più elementi dentali in presenza di denti contigui sani;
- sostituzione di uno o più elementi dentali contigui a pilastri protesici inaffidabili;
- riabilitazione fissa dell'intera arcata.

Le controindicazioni invece si possono distinguere in assolute o relative.

Le controindicazioni assolute si possono definire come situazioni in cui la probabilità di un evento avverso e la sua gravità superano ogni potenziale beneficio della terapia<sup>17-18</sup> e sono:

- a. Terapia con bisfosfonati, per via endovenosa<sup>19</sup>;
- b. Radioterapia della regione testa collo con dosaggi >50 Gy<sup>20</sup>;
- c. Classificazione ASA di grado 4 (o superiore);
- d. Primo trimestre di gravidanza;
- e. Crescita scheletrica non completata<sup>16</sup>.

Le controindicazioni relative invece si possono definire come situazioni in cui il rischio di un evento avverso è solamente aumentato e sono<sup>17-18</sup>:

- a. Neoplasie orofaringee;
- b. Patologie cerebrovascolari recenti;
- c. Infarto miocardico;
- d. Epilessia non controllata o scarsamente sotto controllo;
- e. Diabete mellito;
- f. Malattia psichiatrica;
- g. Rischio di osteo-radio-necrosi;
- h. Patologie della coagulazione;
- i. Immunosoppressione profonda;
- j. Abuso di droghe e/o alcol;
- k. Chemioterapia, per contrastare un cancro attivo;
- l. Condizioni che possono mettere a repentaglio la vita del paziente;
- m. Rischio di endocardite;
- n. Osteoporosi;

- o. Sindrome di Sjogren;
- p. Bruxismo ed altre parafunzioni dell'occlusione;

Altre controindicazioni locali che è importante tenere presente sono: la malattia parodontale<sup>21</sup>, il fumo e una scarsa igiene orale, la quale incide sulla fase di mantenimento della riabilitazione stessa.

Sebbene sia fondamentale conoscere tutte le indicazioni e controindicazioni generali, per ogni paziente è importante eseguire una valutazione attenta, associata a una preventiva analisi di costi e benefici, prima di intraprendere una terapia implanto-protetica.

#### 1.4 Successo e sopravvivenza implantare

Le Raccomandazioni Cliniche in Odontostomatologia del Ministero della Salute definiscono l'Implantologia Orale come una terapia affidabile, riconosciuta dalla comunità scientifica ed associata ad un'alta percentuale di successo<sup>16</sup>. La prima definizione di successo implantare fu introdotta da Albrektsson nel 1986<sup>10</sup>; ad oggi, la sua definizione è stata implementata e i criteri di successo implantare sono così riconosciuti<sup>22</sup>:

- Assenza di mobilità;
- Assenza di fastidi soggettivi persistenti (dolore, sensazione di corpo estraneo e/o disestesia);
- Assenza di infezioni perimplantari ricorrenti con suppurazione;
- Assenza di radiotrasparenza attorno agli impianti;
- Sondaggio perimplantare non superiore a 5 mm ( $PPD \leq 5$  mm);
- Assenza di sanguinamento al sondaggio (BOP);

- Perdita ossea non superiore a 1.5 mm dopo il primo anno di carico ed a 0.1 mm per anno (mesialmente o distalmente).

Durante il “World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-implant Diseases and Condition by the characterization of peri-implant health” del 2017, la definizione di successo implantare ha aggiunto ai suoi criteri anche la presenza di tessuti peri-implantari sani, i quali si determinano in “assenza di eritema, sanguinamento al sondaggio, gonfiore e suppurazione”<sup>23-24</sup>.

Oltre ai criteri oggettivi, è fondamentale tenere conto anche della soddisfazione del clinico e del paziente, sebbene sia soggettivo.

Accanto al concetto di successo implantare, esiste quello di sopravvivenza implantare, dal quale differisce, benché il confine presente tra i due non sia sempre semplice da definire. In generale, la sopravvivenza implantare si definisce come “l’impianto rimasto in situ alla visita di controllo”<sup>25</sup> oppure come il mantenimento della protesi implantare nel cavo orale, anche se i criteri di successo non sono totalmente soddisfatti<sup>10-26-27</sup>. Ne deriva che il tasso di successo e quello di sopravvivenza implantare siano quindi leggermente diversi, anche se sovrapponibili<sup>28</sup>, con valori che variano a seconda dello studio, ma risultano sempre elevati<sup>28-29</sup>.

### 1.5 I tessuti perimplantari

I tessuti implantari sono costituiti dalla mucosa perimplantare e dall’osso alveolare. La mucosa perimplantare è definita come la porzione di tessuto molle che circonda l’impianto<sup>30</sup>. Ha la funzione di proteggere l’impianto tramite la formazione di un attacco transmucoso, cosicché esso possa osteointegrarsi e mantenersi nel tempo, senza subire

importanti contaminazioni dal cavo orale. L'attacco transmucoso presenta delle importanti differenze con l'attacco epitelio-connettivale presente tra dente e tessuti parodontali, in particolare dovute all'assenza nell'interfaccia osso-impianto di due elementi: il cemento radicolare e il legamento parodontale. L'impianto, infatti, si integra direttamente a contatto con l'osso, determinando una cosiddetta "anchilosi funzionale", come definito da Schroeder nel 1981<sup>31</sup>. Le principali differenze tra dente e impianto (Figura 1) quindi sono rappresentate da<sup>30</sup>:

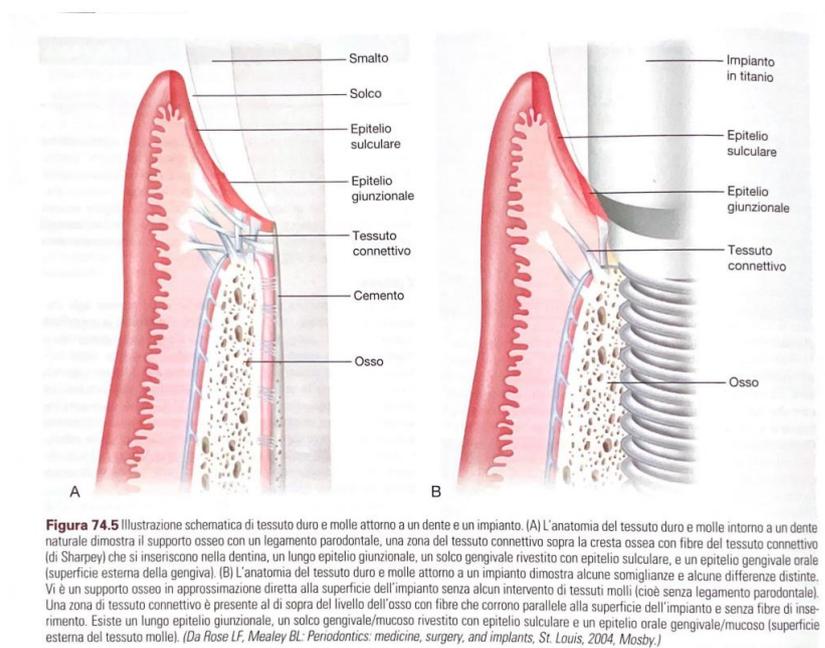
- L'orientamento delle fibre connettivali;

Le fibre connettivali presenti attorno al dente sono intrecciate e fisicamente attaccate al cemento radicolare. Al contrario, a livello implantare le fibre hanno un andamento parallelo all'asse dell'impianto e non si ha una loro inserzione a livello della superficie implantare, con conseguente mancanza di un sigillo fisico come avviene a livello dentale.

- La vascolarizzazione;

Intorno al dente si hanno tre linee vascolari, la linea parodontale, la linea midollare e quella periostale. Nel caso dell'impianto, viene a mancare la vascolarizzazione più importante che è quella derivata dal legamento parodontale, con conseguente ridotto aiuto in termini di difesa immunitaria e fattori di crescita per la rigenerazione in caso di reazione infiammatoria.

Figura 1. Schematizzazione grafica della differenza tra i tessuti parodontali e peri-implantari.



Le differenze strutturali tra i tessuti perimplantari e parodontali rendono quindi gli impianti più suscettibili a distruzione tissutale<sup>32</sup>. Il tessuto molle perimplantare pur reagendo in modo simile a quello parodontale in caso di infiammazione, è più debole e il suo mantenimento dipende solamente dal suo spessore e dall'attacco epiteliale lungo, in quanto non possiede delle fibre connettivale di sostegno/sigillo.<sup>30</sup> È in virtù di queste differenze che si pone sempre maggior interesse sul suo stato di salute, come condizione necessaria per il raggiungimento del successo implantare.

Nonostante le evidenze nel corso del tempo non siano state concordi<sup>33</sup>, in Letteratura, è stato dimostrato che sono necessari almeno 2 mm di mucosa cheratinizzata attorno all'impianto per mantenere la salute dei tessuti perimplantari<sup>34</sup> e basandoci sulle evidenze presenti oggi si può affermare che la mancanza di un'adeguata mucosa cheratinizzata attorno all'impianto è associata a un maggior accumulo di placca, infiammazione tissutale, recessione mucosa e perdita dell'attacco transmucoso<sup>33</sup>. Evidenze emergenti

suggeriscono inoltre che anche un maggior spessore dei tessuti molli è associato a una minore perdita di osso marginale nel tempo<sup>35</sup>.

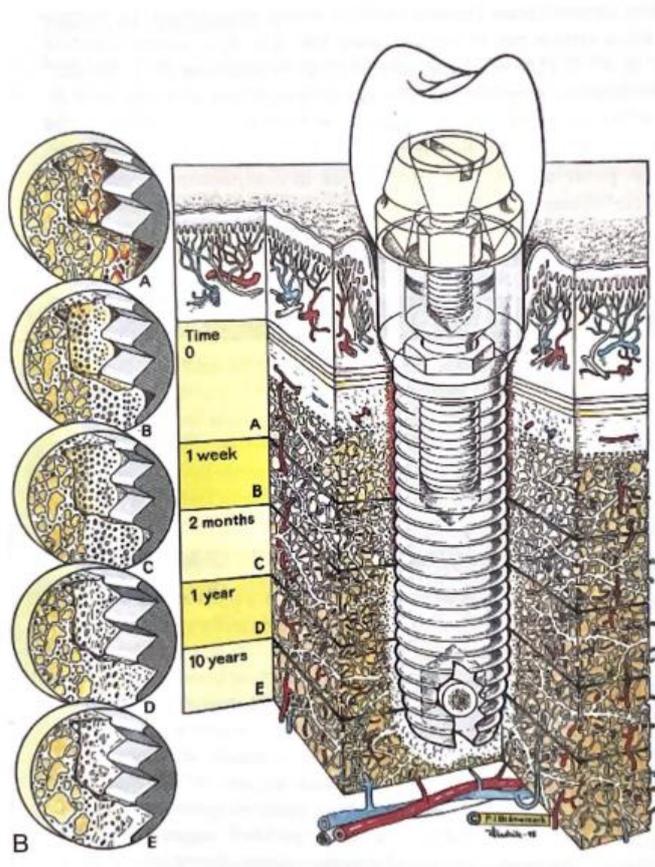
Andando oltre il dibattito sulla necessità funzionale o meno della mucosa cheratinizzata, è evidente che la sua presenza rappresenti un'importante esigenza estetica, soprattutto nelle zone anteriori, per ripristinare la festonatura gengivale e le papille interdentali. La presenza di una quantità di mucosa cheratinizzata adeguata, quindi, permette non solo di ricreare un aspetto simile a quello naturale, soprattutto in caso di elementi dentari contigui, ma anche di impedire la visione in trasparenza dell'alone metallico del complesso implanto-protetico.

## 1.6 La componentistica implantare

Una riabilitazione implanto-protetica è costituita da tre componenti principali (Figura 2):

- Fixture
- Abutment
- Corona protetica

Figura 2. Disegno esemplificativo di una riabilitazione implanto-protetica singola.



La fixture è una struttura alloplastica inserita all'interno dell'osso, su cui si posizionerà il complesso protesico costituito da corona e abutment.<sup>36</sup> Il suo materiale d'elezione è il titanio<sup>1</sup> commercialmente puro, in quanto presenta una serie di caratteristiche biologiche, chimiche, fisiche e meccaniche, tali per cui si ottiene un'ottima osteointegrazione tramite la sua interazione con l'ambiente circostante. Il titanio è biocompatibile e possiede una bassa densità, un'elevata resistenza meccanica, un'importante stabilità elettrochimica e una buona rigidità e tenacità.<sup>36</sup>

Le caratteristiche principali dell'impianto dentale sono:

- Diametro e lunghezza;
- Geometria implantare: forma e disegno delle spire;

- Microarchitettura, preferibilmente rugosa per aumentare la superficie di contatto osseo;
- Tipo di connessione con il complesso abutment-corona protesica.

La modalità e l'accuratezza della connessione tra complesso protesico e impianto rappresentano degli elementi indispensabili per la determinazione della prognosi a lungo termine della riabilitazione implanto-protesica. Risulta quindi di fondamentale importanza il momento della sua progettazione, nonché realizzazione. Eventuali anomalie o gaps influiscono negativamente sia dal punto di vista microbiologico, favorendo l'accumulo batterico e predisponendo a infiammazioni dei tessuti peri-implantari, che sulla stabilità meccanica dell'intero complesso.<sup>16</sup> Il mantenimento dei tessuti duri e molli intorno all'impianto è quindi strettamente collegato all'interfaccia impianto-abutment, la quale oggi può essere di tre tipi:

- Avvitata flat-to-flat.

La fixture viene collegata all'abutment tramite una vite di fissaggio; i due componenti risultano appoggiati l'uno sull'altro e presentano un esagono come index anti-rotazionale. Se l'abutment è appoggiato internamente all'impianto si dice ad esagono interno, se l'abutment è appoggiato esternamente si dice ad esagono esterno.<sup>30</sup> La vite unisce solamente impianto e abutment, su cui poi la protesi verrà cementata o avvitata a sua volta, oppure può essere presente un'unica vite di fissaggio che connette tutto il complesso abutment-protesi in un unico pezzo alla fixture. Gli svantaggi dell'utilizzo di questa metodica consistono nel fatto che tutte le forze si scaricano a livello della vite di fissaggio, caricando quindi questa componente di gran parte della stabilità meccanica di tutto il complesso, e che l'interfaccia tra due superfici piane presenta sempre un micro-gap che può favorire l'accumulo di batteri con conseguente infiammazione dei tessuti

peri-implantari. Quest'ultimo svantaggio è maggiormente evidente nella figura ad esagono esterno, che in Letteratura appare più associata a perdita di osso crestale rispetto ai design a connessione interna o che utilizzano il platform switching.<sup>37-38-39</sup> Il concetto di platform switching prevede l'utilizzo di un abutment di diametro inferiore rispetto a quello dell'impianto, con evidenti benefici per la salute dei tessuti peri-implantari<sup>37-38-39</sup>. L'impianto con connessione ad esagono esterno pur rappresentano il design più vecchio, rimane un impianto ampiamente accettato e verificato, robusto e non pronò a fratture; al giorno d'oggi, la prima scelta ricade sulla connessione interna (compresa la conometrica), la quale si mostra più sicura rispetto all'esagono esterno.<sup>40</sup>

- Cone morse.

Questo tipo di connessione è caratterizzato da una frizione perfetta tra le due componenti e non necessita di vite di fissaggio. Il cono è di circa  $1.5^\circ$ , per cui non tutti gli abutment conici rispondo a questa definizione.<sup>30</sup>

- Conometrica.

In questo tipo di connessione si ha sia una ritenzione data dalla forma a cono dell'abutment, il quale si inserisce all'interno dell'impianto, che l'ausilio di una vite di fissaggio. Questo tipo di interfaccia garantisce una maggior stabilità meccanica (di conseguenza un ridotto allentamento della vite) e un miglior sigillo, sfavorente l'accumulo batterico e con il concetto di "platform switching" integrato.<sup>30</sup>

Per eliminare completamente l'eventuale gap presente a livello della connessione abutment-impianto e le sue possibili conseguenze, è possibile scegliere gli impianti one-piece, nei quali le due componenti vengono prodotte come un pezzo unico. È importante tenere conto però che il loro utilizzo, senza un'accurata progettazione, può comportare

dei problemi protesici, in particolare estetici (in caso di mal-posizionamento o recessioni) e che, in caso di frattura dell'abutment, è necessario rimuovere tutta la struttura.<sup>30</sup>

### 1.6.1 Abutment

L'abutment è il cosiddetto “moncone implantare”, ovvero quella struttura connessa direttamente alla testa dell'impianto, che emerge dalla gengiva e funge da struttura per l'apposizione (avvitata o cementata) della corona protesica.

Gli abutment possono essere prefabbricati o customizzati. L'utilizzo di abutment prefabbricati garantisce un fit più preciso, ma una capacità limitata di andare incontro alle caratteristiche estetiche peculiari di ogni paziente.<sup>41</sup> Al contrario, gli abutment customizzati garantiscono una personalizzazione della riabilitazione impianto-protesica, non assicurando però un perfetto contatto nell'interfaccia impianto-abutment, in quanto questo non viene verificata tramite standard internazionali, come avviene per gli abutment prefabbricati.<sup>41</sup> Questa distinzione non è da sottovalutare, in quanto una miglior precisione nell'interfaccia impianto-abutment è connessa con allungamento minimo delle viti di fissaggio e un migliore mantenimento dei tessuti perimplantari.<sup>30</sup> È stato dimostrato inoltre che un misfit a livello della connessione impianto-abutment non solo determina un problema di carattere biologico<sup>42-43</sup>, ma riduce anche la resistenza e la forza della riabilitazione intera<sup>41</sup>, la quale dipende a sua volta dalla forza del materiale di cui è costituito l'abutment. Ad oggi il titanio è considerato il gold standard come materiale per la fabbricazione degli abutment<sup>1-44-45</sup>, in virtù delle caratteristiche biomeccaniche riportate.

In alternativa al titanio, l'utilizzo della zirconia (Figura 3) sta diventando sempre più popolare per andare incontro alle esigenze estetiche delle riabilitazioni implanto-protesiche<sup>46</sup>. Gli abutment in zirconia hanno dimostrato caratteristiche biologiche comparabili a quelle del titanio<sup>47-48</sup>, associate a benefici estetici, soprattutto nei settori anteriori<sup>49</sup> e una buona sopravvivenza ai test di carico dinamico in vitro, ma una resistenza alla frattura significativamente inferiore.<sup>50-51</sup>

Figura 3. Abutment in zirconia con vite di fissaggio in titanio.

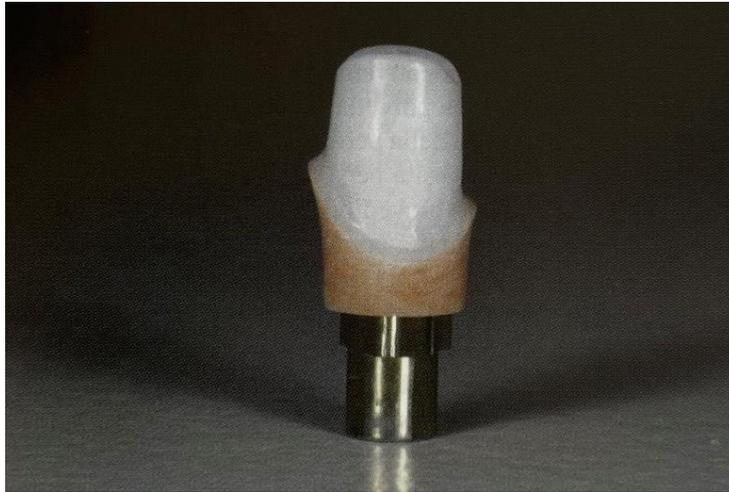


I vantaggi estetici della zirconia sono tuttavia discussi in Letteratura, tra chi si trova a favore<sup>52-53</sup> e chi invece sostiene che un oscuramento dei tessuti molli rimanga comunque percepibile<sup>54-55</sup>, con conseguente ricerca e sviluppo di nuove tecniche, quali la anodizzazione degli abutment in titanio con sfumature oro o rosa, considerate maggiormente armoniose.<sup>30</sup>

Il dubbio principale riguardo il loro utilizzo resta comunque in merito alla loro resistenza<sup>30</sup>. Per questo motivo, gli studiosi hanno pensato di integrare all'abutment in zirconia una componente secondaria in titanio (Figura 4), per interfacciarsi con la testa

dell'impianto<sup>30</sup> e sostituire il punto debole dell'abutment, migliorando la sua resistenza alla frattura<sup>46-56-57</sup>.

Figura 4. Abutment in zirconia con inserto in titanio, su cui si cementerà la corona protesica.



### 1.6.2 La protesi fissa su impianti

Una progettazione adeguata e “protesicamente guidata” rappresenta un punto imprescindibile nella terapia implantare odierna<sup>58-59</sup> ed è responsabilità del clinico scegliere il metodo di ritenzione più adatto per ciascun paziente, in ogni singolo caso<sup>60</sup>.

La protesi fissa su impianti può essere cementata, avvitata o conometrica. Ognuna di queste metodologie di ritenzione presenta dei vantaggi e delle limitazioni, le quali sono causa di alcune complicazioni.<sup>60</sup> La protesi cementata permette di compensare facilmente impianti disparalleli e di ottenere la passivazione intraorale, inoltre non presenta fori di accesso per la vite, garantendo una migliore estetica negli elementi anteriori e un controllo più semplice dell'occlusione negli elementi posteriori.<sup>60</sup> L'influenza che il foro di accesso alla vite determina sull'occlusione e sulla resistenza dell'intero complesso protesico

rimane un argomento dibattuto in Letteratura, tra studi in cui si evidenzia un indebolimento della struttura<sup>61-62</sup> e studi in cui si dimostra che il foro di accesso non influenza significativamente la resistenza della corona<sup>63-64</sup>. Il maggior svantaggio della protesi cementata risiede nella difficoltà di rimozione del cemento; se da un lato la cementazione intra-orale permette di ottenere un fit passivo della protesi, la quale si accompagnerà all'occlusione, dall'altro comporta una difficoltà di rimozione del cemento in eccesso a livello del solco gengivale, che si è dimostrato essere associato allo sviluppo di mucosite e peri-implantite<sup>65-66</sup>. Dal canto suo, la protesi avvitata necessita di uno spazio oclusale minore rispetto alla protesi cementata ed è sempre possibile rimuoverla, sia in caso di sostituzione (ad esempio per scheggiatura della corona), sia in caso di manutenzione (ad esempio in caso di allentamento della vite o di igiene professionale profonda).<sup>60</sup> Quest'ultimo rappresenta sicuramente il vantaggio maggiore della protesi avvitata, la quale però necessita di una progettazione più accurata della protesi cementata, che garantisca un ottimo posizionamento del foro di passaggio della vite e un parallelismo accettabile nel caso di riabilitazioni multiple.<sup>60</sup> Tramite il foro di accesso alla vite è possibile rimuovere la sola corona protesica, se questa è avvitata all'abutment, oppure l'intero complesso corona-abutment, se questi sono incollati e fissati direttamente alla testa dell'impianto, come nel caso dei Ti Base.

### 1.6.3 Il Ti Base

I Ti Base sono abutment prefabbricati caratterizzati da un concetto misto di fissazione, cementata sulla corona protesica e avvitata sulla testa dell'impianto<sup>67</sup>. Questo ibridismo permette di mantenere tutti i vantaggi della protesi avvitata, prima su tutte la reversibilità, che permette l'esecuzione di procedure di riparazione, di igiene e mantenimento in modo

più semplice, eliminando il maggiore svantaggio associato alla protesi cementata su impianti, l'infiammazione data dalla permanenza nel solco di residui di cemento in eccesso.<sup>67</sup>

Nel caso del Ti Base, l'adesione tra la corona protesica e la suddetta componente è data da una cementazione adesiva, che per essere solida e favorevole, avviene a livello extra-orale dove la procedura può avvenire in modo pulito e controllato da parte dell'operatore<sup>68-69</sup>. La procedura di adesione viene fornita direttamente dal produttore, ma nella maggior parte degli articoli presi in considerazione le istruzioni includono l'utilizzo di un cemento adesivo composito auto-polimerizzante o duale (auto-fotopolimerizzante)<sup>56-70</sup>, previo trattamento della superficie del Ti Base con un'abrasione da particelle aerodisperse e un condizionamento superficie-dipendente della corona protesica con mordenzante e/o primer<sup>71</sup>. Procedere con l'incollaggio a livello extraorale, oltre a consentire un'agevole rimozione del cemento in eccesso, permette una migliore fotopolimerizzazione dei margini del restauro prima dell'avvitamento<sup>72-73</sup>.

Il Ti Base incollato alla corona protesica viene quindi ritenuto al corpo dell'impianto tramite una vite di fissaggio e la precisione della connessione impianto-abutment viene garantita dal produttore<sup>67</sup>. Ogni casa implantare possiede quindi i suoi Ti Base, in modo tale da assicurare un perfetto fit, in quanto la presenza di un misfit tra impianto ed abutment può comportare complicanze biologiche e meccaniche a causa dell'alto livello di stress presente nell'interfaccia osso-impianto<sup>74</sup>.

Con l'aumento dell'utilizzo degli scanner intra-orali e della tecnologia CAD/CAM rispetto alle procedure di fabbricazione protesica tradizionali, specialmente nel campo dell'Implantologia<sup>72</sup>, anche l'interesse nei confronti del Ti Base è cresciuto<sup>74</sup>. I Ti Base, infatti, sono adattati all'uso CAD/CAM per cui è possibile associare al loro utilizzo un

flusso di lavoro digitale<sup>67</sup>, che consente la personalizzazione del profilo di emergenza, una maggior efficienza dei tempi di lavorazione e una riduzione dei costi<sup>74</sup>.

È possibile progettare due tipi diversi di design protesico su Ti Base:

- il cosiddetto “ibrido abutment-corona” nel quale abutment e corona vengono realizzati come un pezzo unico, incollati al Ti Base e successivamente avvitati direttamente alla testa dell’impianto<sup>63</sup> (Figura 5);
- abutment e corona come due pezzi separati, nel quale l’abutment viene incollato al Ti Base e il complesso viene avvitato alla testa dell’impianto, con successiva cementazione della corona protesica al di sopra.<sup>63</sup>

Figura 5. Abutment-corona ibrido in zirconia direttamente incollato su Ti Base.



La differenza sostanziale consiste nella presenza del foro di accesso alla vite, presente solo nel primo caso. Studi recenti hanno evidenziato che la differenza di design non influenza significativamente la resistenza alla frattura della riabilitazione impianto-protesica.<sup>63-64</sup> La scelta del tipo di riabilitazione è a carico del clinico e si pone in entrambi i casi l’obiettivo di superare le problematiche estetiche associate agli abutment in titanio e la fragilità degli abutment in zirconia, consentendo quindi una favorevole resa estetica associata a un rafforzamento della connessione impianto-abutment e un conseguente aumento della resistenza alla frattura<sup>46-75</sup>.

## SCOPO DELLO STUDIO

L'utilizzo del Ti base, come abutment su cui incollare direttamente la corona protesica a livello extra-orale, per poi avvitare il complesso sulla fixture, ha guadagnato sempre più interesse per svariati motivi, tra cui la sua compatibilità con il workflow digitale, la ricerca continua di una migliore resa estetica, la necessità di semplificare i processi implanto-protesici e garantire il mantenimento nel tempo della protesi.<sup>74</sup>

Lo scopo di questa revisione sistematica della letteratura consiste nel raccogliere le sperimentazioni precliniche in vitro presenti in letteratura, presentare i dati raccolti sulla resistenza alla frattura di corone direttamente incollate su Ti Base e confrontarle con corone cementate su abutment in titanio, riportando eventuali differenze significative e individuando le caratteristiche meccaniche precliniche dei Ti Base.

Seppure gli studi in vitro non presentino una posizione elevata nella piramide delle evidenze scientifiche, assicurano la possibilità di mantenere un importante controllo ambientale e garantiscono la riproducibilità della ricerca sperimentale, la quale si pone l'obiettivo di trasferire i risultati ottenuti all'applicazione clinica.

Anche nel caso di questa revisione sistematica, il fine è quello di riportare le conoscenze precliniche presenti in letteratura per ottenere un miglioramento dell'esperienza clinica.

## MATERIALI E METODI

Questa revisione sistematica è stata impostata utilizzando le linee guida del Prima Statement (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses)<sup>76</sup>, con lo scopo di eseguire una valutazione delle caratteristiche meccaniche delle corone incollate su Ti Base. La selezione degli studi scientifici attinenti alla realizzazione di questa valutazione è stata effettuata in seguito ad un'ampia ricerca.

La domanda alla base del modello PICO è stata: “Le corone direttamente incollate su Ti base standardizzati hanno una miglior sopravvivenza rispetto alle corone cementate su abutment in titanio customizzati o standardizzati?”.

Di conseguenza lo schema PICOS è stato così strutturato:

- Partecipanti: corone direttamente incollate su Ti Base.
- Interventi: simulazione di masticazione e/o applicazione di un carico statico fino al fallimento.
- Confronti: corone cementate su abutment in titanio standardizzati o customizzati.
- Outcome: sopravvivenza ai test eseguiti e valori di resistenza alla frattura, espressi in Newton.
- Disegno dello studio: studi in vitro.

### 3.1 Strategia di ricerca

I database elettronici sono stati la principale fonte di questa ricerca, tra questi: Medline (via PubMed), Web Of Science e Scopus. Previa applicazione di un filtro linguistico e temporale, la strategia di ricerca utilizzata è stata “dental abutment AND dental stress analysis AND titanium AND zirconium”. Sono stati considerati solo gli articoli pubblicati in lingua inglese fino al 31 dicembre 2022; il limite temporale iniziale è stato scelto

automaticamente dai vari database sulla base delle pubblicazioni presenti: su Medline (via PubMed) gli articoli presenti vanno dal 2001 al 2022, all'interno di Web of Science invece dal 2011 al 2022 e infine su Scopus dal 2014 al 2022. Per arricchire la ricerca effettuata utilizzando i termini MeSH e gli operatori booleani (AND) sopracitati, è stata condotta inoltre una ricerca manuale basata sulla bibliografia di articoli importanti presenti in letteratura e degli articoli inclusi ed esclusi in questa indagine.

### 3.2 Criteri di inclusione e di esclusione

I criteri di inclusione prevedevano che gli studi ricercati fossero solamente studi in vitro e che i campioni fossero testati per la resistenza alla frattura, avvalendosi dell'utilizzo di un carico statico associato o meno a una precedente simulazione di masticazione; inoltre, all'interno dello studio doveva essere presente un confronto diretto tra Ti Base e abutment standardizzati o customizzati in titanio.

L'esclusione degli studi invece è stata dovuta ai seguenti criteri:

- Analisi degli elementi finiti.
- Impianti in zirconia.
- Mancanza del Ti Base.
- Mancanza del gruppo di controllo con abutment in titanio customizzati o standardizzati.
- Presenza di una sovrastruttura intermedia tra Ti Base e corona.
- Presenza di abutment in zirconia con inserto in titanio.

### 3.3 Selezione degli studi ed estrazione dei dati

In primo luogo, gli studi non correlati o irrilevanti ai fini della revisione sistematica sono stati esclusi mediante la lettura del titolo e abstract da un revisore unico (GF). Successivamente, due revisori (GF e ADF) hanno valutato indipendentemente tutti gli articoli rimasti tramite la lettura completa del testo dello studio, discutendo i termini della loro eventuale inclusione o esclusione. Gli autori hanno infine catalogato gli studi sulla base del titolo, autore, anno di pubblicazione, giornale di pubblicazione dello studio, disegno dello studio, numero di campioni della ricerca sperimentale, caratteristiche degli impianti, degli abutment e delle corone (connessione, dimensioni, materiali), la tipologia di test di fatica eseguiti e i risultati principali.

I risultati principali valutati sono stati:

- Sopravvivenza del 100% dei campioni al test di simulazione di masticazione;
- Valori del carico di frattura medio (espresso in Newton) associato a deviazione standard o deformazione plastica del titanio, non definibile tramite un valore unico di carico di frattura.
- Presenza di una differenza significativa nel carico di frattura medio (descritta tramite il P-value) tra i due termini di paragone (Ti Base e abutment in titanio).

### 3.4 Valutazione del rischio di bias degli studi

Per la valutazione del rischio di bias degli studi selezionati è stato utilizzato il metodo “QUIN”<sup>77</sup>, uno strumento metodologico di valutazione della qualità degli studi, specifico per gli studi in vitro condotti in campo odontoiatrico, pubblicato sul *Journal of Prosthetic Dentistry* nel 2022.

Il QUIN è articolato in 12 criteri:

1. Scopi/obiettivi chiaramente dichiarati.
2. Spiegazione dettagliata del calcolo della dimensione del campione.
3. Spiegazione dettagliata della tecnica di campionamento.
4. Dettagli del gruppo di confronto.
5. Spiegazione dettagliata della metodologia.
6. Dettagli sull'operatore.
7. Randomizzazione.
8. Metodo di misurazione del risultato.
9. Dettagli sui valutatori dei risultati.
10. Blinding.
11. Analisi statistica.
12. Presentazione dei risultati.

Ad ogni criterio adeguatamente soddisfatto dallo studio selezionato è stato applicato un punteggio pari a 2; al contrario, nel caso in cui l'item non fosse adeguatamente specificato o non specificato sono stati dati rispettivamente dei punteggi pari a 1 e 0. Non si è reso infine necessario considerare alcun item non applicabile agli studi inclusi; non applicando un criterio, esso viene escluso dal calcolo finale di rischio di bias andando ad influire notevolmente sul risultato.

## RISULTATI

### 4.1 Selezione degli studi

Il processo di ricerca e selezione degli articoli è esplicitato attraverso il diagramma di flusso riportato nella figura 6. La ricerca attraverso PubMed/MEDLINE, Scopus e Web of Science ha generato un totale di 350 studi, a cui si aggiungono 18 articoli trovati tramite ricerca manuale, per un totale di 368 studi.

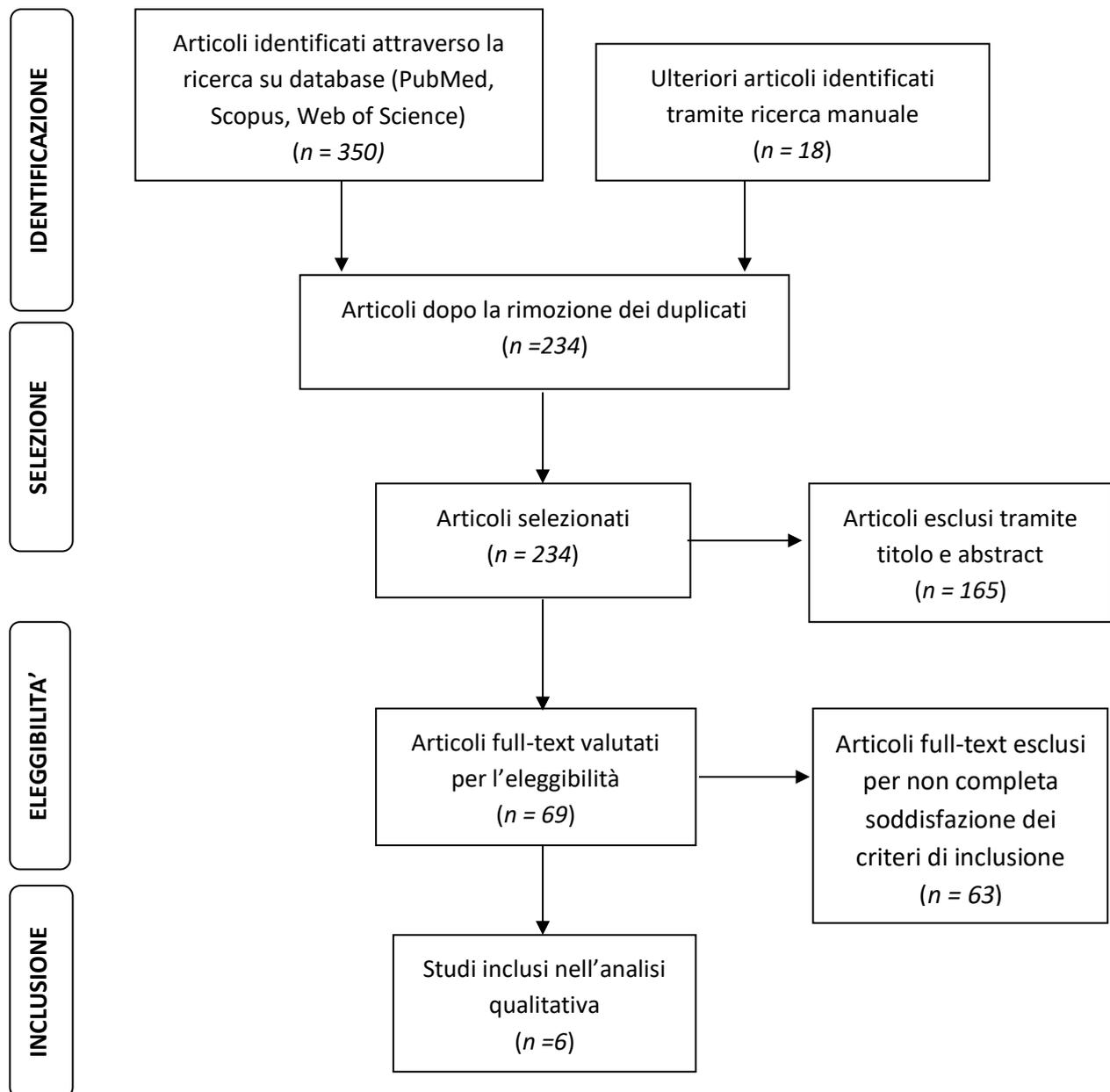


FIGURA 6. FLOWCHART PRISMA.

Dopo la rimozione dei duplicati, 234 pubblicazioni sono state considerate per iniziare il processo di selezione. Un numero pari a 165 di queste pubblicazioni è stato escluso tramite la lettura del titolo e dell'abstract poiché revisioni della letteratura, studi in vivo, studi in vitro non correlati alla resistenza alla frattura oppure non correlati alla presenza di Ti Base all'interno dell'esperimento. Sono rimasti quindi 69 full-text da valutare per l'eleggibilità: questa fase ha portato all'esclusione di analisi degli elementi finiti, articoli privi del gruppo di confronto o usufruenti materiali/componenti non affini all'obiettivo di valutazione della revisione sistematica.

Di seguito si riporta il numero di articoli scartato in correlazione al criterio di esclusione:

06 – Analisi degli elementi finiti.

04 – Impianti in Zirconia.

17 – Assenza del Ti Base (confronto solo tra abutment Ti e Zir o solo Ti con diverse corone).

09 – Mancanza del gruppo di confronto/controllo con abutment in titanio customizzati o standardizzati.

12 – Mancanza di una sovrastruttura intermedia/abutment tra Ti Base e corona.

15 – Presenza di zirconia titanium base abutment/zirconia abutment con connessione two-piece o inserto in titanio.

Per chiarire le ragioni di esclusione, si allega la tabella I riportante alcuni esempi di studi che sono stati esclusi, sebbene riportassero delle similitudini o venissero citati all'interno degli studi inclusi.

Tabella I. Esempi di studi esclusi associati alle rispettive ragioni di esclusione.

<b>Studio</b>	<b>Anno</b>	<b>Ragione dell'esclusione</b>
Atsü et al. <sup>78</sup>	2019	Corona non direttamente incollata su Ti Base, ma su abutment in zirconia e RPEEK che funge da sovrastruttura.
Cárdenas et al. <sup>56</sup>	2022	Assenza del gruppo di controllo di abutment in titanio.
Elsayed et al. <sup>79</sup>	2021	Corona non direttamente incollata su Ti Base, ma abutment in zirconia customizzato che funge da sovrastruttura.
Elshiyab et al. <sup>80</sup>	2018	Corona non direttamente incollata su Ti Base, ma abutment in zirconia customizzato che funge da sovrastruttura.
Hussien et al. <sup>64</sup>	2016	Assenza del Ti Base. Vengono testati solo abutment in titanio fresati.
Mühlemann et al. <sup>81</sup>	2014	Zirconia abutments con connessione interna 2-piece
Nouh et al. <sup>63</sup>	2018	Assenza del gruppo di controllo di abutment in titanio.
Pitta et al. <sup>82</sup>	2019	Corona non direttamente incollata su Ti Base, ma mesoabutment in zirconia customizzato che funge da sovrastruttura.
Sailer et al. <sup>83</sup>	2018	Zirconia abutments con connessione interna 2-piece (inserto in titanio e Ti Base).
Truninger et al. <sup>84</sup>	2012	Abutment in zirconia two-piece.



Tabella II. Raccolta dati dei 6 studi inclusi nella revisione sistematica

Autore	Anno	Disegno dello studio	Numero di campioni	Caratteristiche impianti	Connessione	Caratteristiche abutment	Caratteristiche corona protesica	Test eseguiti	Sopravvivenza alla simulazione di masticazione	Migliore sopravvivenza rispetto agli abutment in titanio
Camatta et al. <sup>85</sup>	2021	Studio in vitro	20	Diametro: 3.75 mm Lunghezza: 11.5 mm	Conica interna.	10 abutment in titanio standard 3.3 x 6 mm (6 mm di area cementabile); 10 Ti Base con 6 mm di area cementabile.	Forma: Premolare. Materiale: DLS. Dimensioni: 11 mm di altezza, 8 mm mesio-distale, 7.5 mm vestibolo-palatale.	ISO 14801  Simulazione di masticazione, 1.2x10 <sup>6</sup> cicli di carico con una forza di carico dinamico da 0 a 250 N e frequenza 2 Hz.  Test di massima resistenza alla frattura, a una velocità di 0.5 mm/min.	100%	SI
Donmez, et al. <sup>86</sup>	2021	Studio in vitro	144	Diametro: 3.8 mm Lunghezza: 12 mm	Non specificata	48 abutment in titanio standard, con altezza di 5.7 mm. 48 Ti Base, con altezza di 5.3 mm;	Forma: Primo premolare superiore. Materiale: ZLS, LGC, RC, LDS, ZR, RPEEK. Dimensioni: altezza 11.5 mm, larghezza 8.5 mm.	Test di massima resistenza alla frattura.	Test non eseguito	NO Ad eccezione di corone in LGC, in cui è equivalente.
Elsayed et al. <sup>87</sup>	2016	Studio in vitro	40	Diametro: 4.2 mm. Lunghezza: 11.5 mm.	Conica interna.	8 abutment customizzati in titanio; 8 Ti Base.	Forma: Incisivo centrale superiore destro. Materiale: DLS.	Test di massima resistenza alla frattura, a una velocità di dislocazione di 2 mm/min.	Test non eseguito	SI

							Dimensioni: altezza 11 mm, larghezza 8.5 mm.			
Elsayed et al. <sup>88</sup>	2017	Studio in vitro	40	Diametro: 4.2 mm Lunghezza: 11.5 mm	Conica interna.	8 <del>abutment</del> customizzati in titanio;  8 Ti Base.	Forma: Incisivo centrale superiore destro.  Materiale: DLS.  Dimensioni: altezza 11 mm, larghezza 8.5 mm.	Simulazione di masticazione 1.2x10 <sup>6</sup> cicli, 49 N, 1.6 Hz.  Test di massima resistenza alla frattura, a una velocità di dislocazione di 2 mm/min.	100%	SI
Meneghetti et al. <sup>89</sup>	2022	Studio in vitro	64	Non specificati.	Non specificata	32 <del>abutment</del> standard in titanio, con altezza 5.5 mm;  32 Ti Base, con altezza 5 mm.	Forma: Secondo premolare superiore destro.  Materiale: <del>Zirconia</del> e DLS, con spessori di 0.5 mm e 1.5 mm.  Dimensioni:	Simulazione di masticazione 500.000 cicli, 200 N, 1 Hz.  Test di massima resistenza alla frattura	100%	NO* Solo a parità di materiale utilizzato.
Pitta et al. <sup>90</sup>	2021	Studio in vitro	60	Diametro: 4.3 mm. Lunghezza: non specificata.	Conica interna.	12 <del>abutment</del> customizzati in titanio;  12 Ti Base con altezza 5.5 mm.	Forma: Incisivo centrale superiore.  Materiale: DLS.  Dimensioni: altezza 17 mm.	ISO 14801  Simulazione di masticazione 1.2x10 <sup>6</sup> cicli, 49 N, 1.67 Hz.  Test di massima resistenza alla frattura.	100% Per le riabilitazioni in DLS  66.7% ZR  58.3% PICN	NO* EQUIVALENTE, AD ECCEZIONE DEL PICN



#### 4.2 Caratteristiche e risultati dei singoli studi

Nella tabella II sono riportati i principali dati raccolti nei sei studi inclusi all'interno della revisione sistematica.

Quattro studi su sei hanno eseguito un test dinamico di simulazione di masticazione, precedentemente al test di carico fino al fallimento per determinare la massima resistenza alla frattura. Solo due di questi hanno seguito le norme ISO 14081<sup>91</sup>, che consistono in un metodo di analisi dinamico di impianti singoli endossei, di simulazione di un carico funzionale “nelle peggiori condizioni”. In tutti e quattro gli studi, i campioni presi in considerazione ai fini della revisione hanno mostrato una percentuale di sopravvivenza del 100%, ad eccezione delle corone in zirconia e PICN direttamente incollate su Ti Base dello studio di Pitta et al<sup>90</sup>.

In tutti gli studi i campioni sono stati sottoposti al test di massima resistenza alla frattura fino al fallimento, tramite l'applicazione di un carico statico parallelo all'asse della corona protesica e l'utilizzo di una sfera come antagonista. A seconda dei vari studi, sono stati considerati tra le modalità di fallimento: fratture visibili della corona e/o dell'abutment, una diminuzione del 20% del carico massimo, una deformazione plastica, un'improvvisa riduzione della forza o una deflessione di 3 mm, fallimenti a carico della vite di fissaggio, separazione della corona dall'abutment con o senza deformazione.

Tre di questi studi (Camatta et al.<sup>85</sup>, Elsayed et al.<sup>87</sup>, Elsayed et al.<sup>88</sup>) hanno evidenziato una migliore sopravvivenza delle corone su Ti Base rispetto alle corone cementate su abutment in titanio; nello studio di Camatta<sup>85</sup> confrontando direttamente i valori di resistenza alla frattura e ottenendo una differenza

significativa ( $P=0.005$ ) a favore dei Ti Base, mentre negli studi di Elsayed<sup>87-88</sup> basandosi sulla deformazione plastica del titanio, che in entrambi gli studi è stata significativamente maggiore negli abutment in titanio.

Al contrario, nello studio di Donmez<sup>86</sup> si dimostra una resistenza alla frattura significativamente maggiore a favore degli abutment in titanio per tutti i materiali utilizzati, ad eccezione delle corone in LGC, nelle quali non si evidenzia alcuna differenza significativa.

Nello studio di Pitta et al.<sup>90</sup> i risultati presentati per la resistenza alla frattura di corone in disilicato di litio cementate su abutment in titanio o corone in DSL e ZR incollate su Ti Base appaiono simili, non determinando alcuna differenza significativa; mentre le corone in PICN incollate su Ti Base hanno dimostrato una resistenza alla frattura significativamente inferiore. Infine, lo studio di Meneghetti et al.<sup>89</sup> trova una differenza significativa, ma solamente a parità di materiale utilizzato per la corona protesica, che non si conferma confrontando due tipi di materiali differenti; infatti, non si ha alcuna differenza meccanica significativa prendendo in considerazione corone in disilicato di litio cementate su abutment standard in titanio e corone in zirconia incollate su Ti Base.

#### 4.3 Qualità degli studi

Tutti gli studi inclusi sono stati valutati utilizzando il metodo "QUIN"<sup>77</sup> e ciascuno ha ottenuto un rischio di bias medio. Nella tabella III sono riportati i singoli punteggi assegnati per ogni criterio, il totale ottenuto dalla loro somma e il rispettivo



Nonostante molti dei criteri, quali la presentazione chiara dell'obiettivo dello studio e dei risultati, l'analisi statistica e i dettagli sui metodi e le procedure utilizzate siano stati in generale adeguatamente spiegati all'interno degli studi, la mancanza di dettagli riguardo gli operatori e la non esecuzione in cieco dell'esperimento hanno determinato un importante abbassamento del risultato ottenuto. Per quanto riguarda i restanti criteri, gli studi si sono presentati in modo abbastanza omogeneo, raggiungendo tutti risultati simili a seconda dei criteri che meglio hanno soddisfatto. Anche solo la mancata specificazione di una caratteristica dei campioni utilizzati (ad esempio: tipo di connessione, lunghezza o diametro dell'impianto, dimensione dell'abutment) ha comportato la decurtazione di un punto dal punteggio assegnato.

## DISCUSSIONE

La pubblicazione così recente degli articoli inclusi all'interno di questa revisione sistematica della Letteratura è la rappresentazione di un dibattito aperto ancora in corso, ricco di evidenze, ma anche di contraddizioni. La ricerca in campo protesico oggi si focalizza non solo sul perfezionamento dei processi digitali di progettazione e produzione, ma anche sull'utilizzo e lo sviluppo di nuove componentistiche e materiali,<sup>60</sup> che garantiscano sia la soddisfazione clinica che del paziente stesso. Indagare le caratteristiche meccaniche delle riabilitazioni implanto-protesiche tramite gli studi in vitro permette ai clinici di possedere maggiori evidenze sulle capacità di un materiale o di una componentistica prima di procedere con la sua sperimentazione clinica, fondamentale per valutarne la sopravvivenza a lungo termine. Gli studi inclusi nella revisione hanno mostrato risultati discordi alla PICO QUESTION posta; per chiarirli, è necessario approfondire le variabili presenti in ogni studio, quali: il design protesico, il materiale del restauro, le modalità di esecuzione dei test di simulazione di masticazione.

### 5.1 Il design protesico

- Il foro di accesso alla vite;
- Altezza dell'abutment;
- Forma della corona;

Come già anticipato nella parte introduttiva, l'influenza che il foro di accesso alla vite determina sull'intera riabilitazione implanto-protesica rappresenta un argomento discusso in Letteratura. Se da un lato garantisce il grande vantaggio della

ritrattabilità del complesso protesico, dall'altro alcuni studi dimostrano la possibilità che la perdita di continuità del materiale del restauro protesico riduca la sua resistenza alla frattura.<sup>89</sup> Questo dibattito non riguarda solamente le corone cementate su abutment in titanio, gruppo di confronto di questa revisione sistematica, ma anche riabilitazioni ibride con corone cementate su abutment in zirconia con Ti Base.

Nello studio di Meneghetti et al.<sup>89</sup> l'ipotesi che la presenza del foro di accesso alla vite delle corone incollate su Ti Base riduca la loro resistenza alla frattura rispetto a corone cementate su abutment standard in titanio è stata accettata; le corone su Ti Base hanno infatti dimostrato valori medi di resistenza alla frattura significativamente inferiori rispetto alle rispettive corone cementate su abutment in titanio a parità di materiale utilizzato ( $P = .0001$ ).

Anche nello studio di Donmez et al.<sup>86</sup>, il design protesico ha determinato delle differenze significative ( $P = 0.001$ ), ma sempre in associazione al materiale utilizzato per il restauro protesico. In questo studio vengono confrontate corone in silicato di litio rinforzato in zirconia (ZLS), vetro-ceramica in leucite (LGC), disilicato di litio (DSL), composito rinforzato (RC), zirconia (ZR) e polietereeterchetone rinforzato con ceramica (P) su tre tipi di strutture: Ti Base, Ti Base con abutment in zirconia e abutment standard in titanio. Oltre alla differenza significativa evidenziata tra le corone cementate su abutment standard in titanio e le corone incollate su Ti Base (valida per tutti i materiali utilizzati, ad eccezione della leucite LGC), in questo studio si è dimostrata una differenza statistica anche tra corone in zirconia e disilicato di litio direttamente incollate su Ti Base o cementate su abutment in zirconia con Ti Base, in contraddizione con studi

precedenti<sup>63-87-88</sup>. Non si è evidenziata invece alcuna differenza significativa tra questi due design protesici, nel caso di corone in composito rinforzato, PEEK rinforzato e leucite, a dimostrazione del fatto che il materiale del restauro è una variabile imprescindibile da considerare.

Come preannunciato, negli studi di Elsayed et al.<sup>87-88</sup>, sebbene i valori di deformazione del metallo sia significativamente maggiori nelle corone con abutment in titanio (customizzati) rispetto alle riabilitazioni con Ti Base, si conclude che non vi è alcuna differenza tra i design protesici provvisti di Ti Base, sia che questi presentassero direttamente la corona in disilicato di litio incollata (foro di accesso alla vite presente) sia che avessero una struttura intermedia rappresentata da un abutment in zirconia/disilicato di litio su cui poi la corona in disilicato di litio è stata cementata (foro di accesso alla vite assente).

Infine, nello studio di Camatta et al.<sup>85</sup>, le corone in disilicato di litio monolitico incollate su Ti Base hanno dimostrato migliori valori di resistenza alla frattura, suggerendo un'influenza positiva del foro di accesso alla vite sulla forza della riabilitazione protesica. In questo studio, infatti, si avvalorava l'ipotesi precedentemente presentata per cui la resistenza alla frattura di corone monolitiche su impianti sembra dipendere in primo luogo dal materiale scelto.<sup>92</sup>

Oltre all'influenza del foro di accesso alla vite, la resistenza alla frattura della riabilitazione impianto-protesica sembra dipendere anche dall'altezza dell'abutment e dalla forma della corona stessa.

Si ritiene che la composizione e l'altezza dell'abutment possano avere un ruolo nella determinazione della forza della protesi su impianti<sup>93</sup>; negli studi inclusi, le

dimensioni degli abutment e Ti Base note sono simili e di conseguenza confrontabili. Si tiene quindi in considerazione questo elemento, come probabile fattore nella differenza di resistenza tra abutment in titanio e Ti Base, non considerandolo come determinante nelle differenze di risultato ottenute tra gli studi.

Nei sei studi considerati, tre presentano una riabilitazione a forma di incisivo centrale superiore (Elsayed et al.<sup>87</sup>, Elsayed et al.<sup>88</sup>, Pitta et al.<sup>90</sup>) e tre a forma di premolare (Camatta et al.<sup>85</sup>, Donmez et al.<sup>86</sup>, Meneghetti et al.<sup>89</sup>). Risultati maggiori o minori al carico possono essere condizionati anche dalla forma e dalla dimensione della corona scelta per lo studio in vitro.

## 5.2 Il materiale del restauro

I materiali indagati all'interno dei sei studi inclusi sono riassunti all'interno delle tabelle IV e V.

Tabella IV. Materiali utilizzati per le corone incollate su Ti Base.

<b>TIPO DI MATERIALE DELLA CORONA SU TI BASE</b>	<b>Camatta<sup>85</sup></b>	<b>Donmez<sup>86</sup></b>	<b>Elsayed<sup>87</sup></b>	<b>Elsayed<sup>88</sup></b>	<b>Meneghetti<sup>89</sup></b>	<b>Pitta<sup>90</sup></b>
<b>Disilicato di Litio</b>	X	X	X	X	X	X
<b>Zirconia</b>		X			X	X
<b>Ceramica monolitica infiltrata con polimero (PICN)</b>						X
<b>Silicato di litio rinforzato in zirconia (ZLS)</b>		X				
<b>Luecite (LCG)</b>		X				
<b>Composito rinforzato (RC)</b>		X				
<b>Polietereeterche tone rinforzato con ceramica (P)</b>		X				

Tabella V. Materiali utilizzati per le corone cementate su abutment in titanio.

<b>TIPO DI MATERIALE DELLA CORONA SU ABUTMENT IN TITANIO</b>	<b>Camatta<sup>85</sup></b>	<b>Donmez<sup>86</sup></b>	<b>Elsayed<sup>87</sup></b>	<b>Elsayed<sup>88</sup></b>	<b>Meneghetti<sup>89</sup></b>	<b>Pitta<sup>90</sup></b>
<b>Disilicato di Litio</b>	X	X	X	X	X	X
<b>Zirconia</b>		X			X	
<b>Ceramica monolitica infiltrata con polimero (PICN)</b>		X				
<b>Silicato di litio rinforzato in zirconia (ZLS)</b>		X				
<b>Lucite (LCG)</b>		X				
<b>Composito rinforzato (RC)</b>		X				
<b>Polieterecherche tone rinforzato con ceramica (P)</b>		X				

La tendenza ad eseguire corone monolitiche come riabilitazioni protesiche è sempre più ampiamente seguita. È dimostrato infatti che l'utilizzo del materiale in forma monolitica riduca il fallimento associato a chipping della ceramica, tipico dei restauri multistrato.<sup>94-95</sup>

Il disilicato di litio è una vetro-ceramica rinforzata con sali di litio, che ha suscitato sempre più interesse nelle riabilitazioni fisse su denti naturali e impianti, in virtù della sua ottima resa estetica e della digitalizzazione dei processi di progettazione

e realizzazione dell'odontoiatria protesica. Sebbene la sua resistenza massima alla flessione (circa 360-460 MPa) non raggiunga i livelli della zirconia (circa 1100-1200 MPa), la sua capacità di carico si è dimostrata eccellente.<sup>90</sup> Ad oggi le Raccomandazioni del Ministero della Salute<sup>16</sup>, inseriscono il disilicato di litio all'interno dei materiali che possono essere utilizzati per il restauro definitivo o provvisorio nel flusso "chair side", sia diretti che indiretti e semi-indiretti.

Tutti gli studi inclusi nella revisione hanno testato il disilicato di litio ottenendo ottimi risultati di resistenza alla frattura, capaci di soddisfare i parametri del carico masticatorio considerato all'interno di ciascuno studio (Tabella VI).

Tabella VI. Risultati della resistenza alla frattura di corone in DSL di ciascuno studio incluso (Media in N+SD).

VALORI MEDI DI RESISTENZA ALLA FRATTURA ESPRESSI IN NEWTON E DEVIAZIONE STANDARD						
	Camatta <sup>85</sup>	Donmez <sup>86</sup>	Elsayed <sup>87</sup>	Elsayed <sup>88</sup>	Meneghetti <sup>89</sup>	Pitta <sup>90</sup>
<b>CORONE IN DSL SU TI BASE</b>	821.69 ±196.71	1412.7 ±206.2	>900	>980	944 ±167	987.3 ±51.8
<b>CORONA IN DSL SU ABUTMENT IN TITANIO</b>	577.03 ±137.75	2342.8 ±157.2	-	-	1978 ± 323	984.9 ±40.1

Elsayed<sup>87-88</sup> non ha riportato un valore preciso di resistenza alla frattura a causa del piegamento degli abutment e degli inserti in titanio, specificando però che non c'è stata alcuna frattura fino ai 900 N, dopo i quali il test è stato fermato a causa del piegamento/deformazione del titanio.

Mettendo a confronto abutment in titanio e Ti Base con corone dello stesso materiale, è evidente la contraddizione tra gli studi, ma anche un risultato abbastanza omogeneo nella resistenza delle corone in disilicato incollate su Ti Base, le cui differenze sono probabilmente imputabili alle modalità e ai tipi di tesi eseguiti sui campioni.

Confrontando invece i valori di resistenza alla frattura di corone monolitiche in vari materiali su Ti Base, vediamo che essi si dimostrano significativamente maggiori o inferiori in base al materiale utilizzato, dimostrando una probabile correlazione tra materiale scelto e sopravvivenza della riabilitazione (Tabella VII). Tutti i materiali testati si dimostrano significativamente peggiori rispetto al disilicato di litio, ad eccezione del polietereeterchetone rinforzato con ceramica (P) e della zirconia (Tabella VIII).

Tabella VII. Risultati dei materiali con resistenza alla frattura significativamente inferiore al DSL, su Ti Base (Media in N+SD).

VALORI MEDI DI RESISTENZA ALLA FRATTURA ESPRESSI IN NEWTON E DEVIAZIONE STANDARD					
	ZLS	LCG	RC	PICN	DSL
<b>Donmez<sup>86</sup></b>	850.6 ± 124.4	584.9 ± 89.3	725.7 ± 157.2	-	1412.7 ± 206.2
<b>Pitta<sup>90</sup></b>	-	-	-	145.3±32.9	987.3 ± 51.8

Nello studio di Donmez et al.<sup>86</sup>, non si evidenzia alcuna differenza significativa tra corone in ZLS, LGC e RC su Ti Base. Mentre le corone in polietereeterchetone rinforzato con ceramica (P) presentano una resistenza alla frattura pari a  $1978.6 \pm 210$  N, significativamente migliore rispetto al disilicato di litio, ma inferiore rispetto a corone in zirconia su Ti Base. Tutte le corone incollate su Ti Base presentano inoltre una resistenza significativamente inferiore rispetto alle corone cementate su abutment in titanio, ad eccezione delle corone in leucite (LGC), nei cui valori non si evidenzia alcuna differenza statistica. Sebbene vi siano delle differenze, tutti i materiali testati soddisfano i carichi masticatori della zona premolare e vengono considerati clinicamente accettabili per riabilitazioni impianto protesiche.

Al contrario nello studio di Pitta et al.<sup>90</sup>, la PICN, oltre a mostrare una differenza significativa a confronto con il disilicato di litio e la zirconia, non ha superato la soglia per essere tollerata dal carico masticatorio della zona anteriore.

La zirconia è una ceramica cristallina che ha trovato largo uso nell'odontoiatria protesica con l'avvento del flusso digitale e della ricerca di protesi più estetiche metal-free. È nota per la sua resistenza e infatti confrontando i suoi risultati con i risultati ottenuti dal disilicato di litio su Ti Base, notiamo che negli studi di Donmez<sup>86</sup> e Meneghetti<sup>89</sup> presenta dei valori significativamente migliori. Nello studio di Pitta<sup>90</sup> non vi è alcuna differenza statistica tra i due materiali a parità di base su cui poggiano. Valori così diversi sono probabilmente associati alle modalità e ai tipi di test eseguiti sui campioni.

Tabella VIII. Confronto tra corona in zirconia e disilicato di litio su Ti Base (Media in N+SD).

VALORI MEDI DI RESISTENZA ALLA FRATTURA ESPRESSI IN NEWTON E DEVIAZIONE STANDARD		
	Zirconia su Ti Base	DSL su Ti Base
<b>Donmez<sup>86</sup></b>	2452.8 ± 265.6	1412.7 ± 206.2
<b>Meneghetti<sup>89</sup></b>	1847 ± 309	944 ± 167
<b>Pitta<sup>90</sup></b>	989.8 ± 62.9	987.3 ± 51.8

Come anticipato, confrontando i valori di resistenza alla frattura di corone in zirconia su Ti Base e corone in disilicato di litio su abutment in titanio dello studio di Meneghetti et al.<sup>89</sup> (Tabella IX), non si evidenzia alcuna differenza significativa, anche a differenza di spessore, a sostegno della tesi che la resistenza della riabilitazione dipende direttamente dal tipo di materiale scelto per il restauro.

Tabella IX. Confronto tra zirconia su Ti Base e DSL su abutment in titanio (Media in N+SD) di Meneghetti<sup>89</sup>.

VALORI MEDI DI RESISTENZA ALLA FRATTURA ESPRESSI IN NEWTON E DEVIAZIONE STANDARD		
Meneghetti <sup>89</sup>		
	Corona in zirconia su Ti Base	Corona in DSL su abutment in titanio
<b>Spessore 0.5 mm</b>	1759.4 ± 334.34	1888.74 ± 276.94
<b>Spessore 1.5 mm</b>	1935.5 ± 274.51	2068.8 ± 359.77

### 5.3 La simulazione di masticazione

La simulazione di masticazione consiste in un test a carico dinamico per il quale i campioni vengono assemblati e inseriti all'interno di un blocco di resina acrilica, che ha lo scopo di fungere da base per la riabilitazione implanto-protesica e imitare il modulo elastico dell'osso che circonda l'impianto.

Quattro dei sei studi inclusi (Camatta<sup>85</sup>, Elsayed<sup>88</sup>, Meneghetti<sup>89</sup>, Pitta<sup>90</sup>) hanno eseguito questo test prima del test di carico per registrare la resistenza alla frattura, il quale consiste in un test di carico dinamico, con una forza crescente e una frequenza fissa per un numero di cicli, tali da simulare una funzione masticatoria per 2-5 anni. Solamente due studi (Camatta<sup>85</sup>, Pitta<sup>90</sup>) hanno deciso di seguire le raccomandazioni ISO 14801 del 2016<sup>91</sup>, caratterizzate dalla simulazione del peggior scenario; secondo queste norme, infatti, gli impianti vengono incorporati all'interno del blocco di resina acrilica, lasciando una distanza di 3 mm tra la fine della resina e la spalla dell'impianto, in modo tale da simulare la perdita di osso verticale. In tutti e quattro gli studi si è registrata una percentuale di successo del 100% per cui tutte le corone su Ti Base e tutte le corone su abutment in titanio sono sopravvissute al test, ad eccezione delle corone in PICN e zirconia su Ti Base dello studio di Pitta et al.<sup>90</sup>. Nella tabella X vengono riportate le principali caratteristiche delle simulazioni di masticazione e le percentuali di successo.

Tabella X. Principali caratteristiche della simulazione di masticazione.

	<b>Numero di cicli</b>	<b>Frequenza</b>	<b>Forza</b>	<b>Funzione masticatori a simulata</b>	<b>ISO 14801</b>	<b>Successo</b>
<i>Camatta</i> <sup>85</sup>	1.2 milioni	2 Hz	Da 0 a 250 N	Circa 5 anni di uso clinico	SI	100%
<i>Elsayed</i> <sup>88</sup>	1.2 milioni	1.6 Hz	49 N	Circa 5 anni di uso clinico	NO	100%
<i>Meneghetti</i> <sup>89</sup>	500 mila	1 Hz	200 N	Circa 2 anni di uso clinico	NO	100%
<i>Pitta</i> <sup>90</sup>	1.2 milioni	1.67 Hz	49 N	Circa 5 anni di uso clinico	SI	100% DSL 66.7% ZR  58.3% PICN

Nello studio di Meneghetti<sup>87</sup>, osserviamo dei valori di resistenza alla frattura nettamente superiori rispetto a quelli dimostrati da Camatta<sup>85</sup> e Pitta<sup>90</sup>, molto probabilmente a causa delle differenze presenti nei test eseguiti, prima fra tutte il non utilizzo delle norme ISO 14081, ma l'esecuzione del test in uno scenario normale (privo di "perdita ossea") e l'esecuzione di un numero di cicli inferiore alla metà di quello simulato negli altri studi.

Nello studio di Donmez<sup>86</sup> invece non si è effettuata la simulazione di masticazione e probabilmente per questo motivo i risultati di resistenza alla frattura sono molto maggiori.

#### 5.4 Studi non concordi

Negli studi di Donmez<sup>86</sup>, Meneghetti<sup>89</sup> e Pitta<sup>90</sup> l'ipotesi posta dalla PICO question di questa revisione sistematica della Letteratura viene rifiutata, in quanto le corone incollate su Ti Base non presentano una sopravvivenza migliore rispetto alle corone cementate su abutment in titanio, standard (Donmez<sup>86</sup>, Meneghetti<sup>89</sup>) o customizzati (Pitta<sup>90</sup>); ma sono presenti alcune eccezioni che dimostrano una sopravvivenza equivalente tra il gruppo studio e il gruppo controllo.

Nello studio di Donmez<sup>86</sup>, cinque dei sei materiali testati per le corone dimostrano una resistenza alla frattura peggiore se associati ai Ti Base, ma nel caso delle corone in leucite (LGC) non si evidenzia alcuna differenza significativa sia che esse siano incollate su Ti Base, sia che siano cementate su abutment standard in titanio.

Nello studio di Meneghetti<sup>89</sup>, la sopravvivenza tra corone in disilicato di litio su abutment standard in titanio e corone in zirconia incollate su Ti Base è equiparabile, non dimostrando alcuna differenza significativa nei valori medi di resistenza alla frattura.

Nello studio di Pitta<sup>90</sup>, sia le corone in disilicato di litio che le corone in zirconia su Ti Base presentano una resistenza alla frattura simile e priva di differenza statistica rispetto alle corone in disilicato di litio su abutment customizzati in titanio. La sopravvivenza è pertanto equivalente tra le corone in disilicato di litio su Ti Base e su abutment in titanio, ma lo stesso non si può dire delle corone in zirconia su Ti Base poiché, pur presentando una resistenza analoga, hanno dimostrato un successo inferiore in seguito alla simulazione di masticazione (66.7%).

## 5.5 Studi concordi

Negli studi di Camatta<sup>85</sup>, Elsayed<sup>87</sup>, Elsayed<sup>88</sup> l'ipotesi posta dalla PICO question viene accettata.

Nello studio di Camatta<sup>85</sup> le corone incollate su Ti Base presentano una resistenza alla frattura migliore e significativa, mentre negli studi di Elsayed<sup>87-88</sup>, pur non essendo resi noti i valori precisi di resistenza a causa della deformazione del titanio, si riporta il comportamento del materiale per ciascun range di forza applicata, con dimostrazione di una deformazione maggiore nel caso degli abutment customizzati in titanio rispetto ai Ti Base prefabbricati.

## 5.6 Il massimo carico masticatorio

Ogni studio fa riferimento a dei range riportati in Letteratura (Tabella XI) per definire accettabile o meno la resistenza alla frattura delle varie riabilitazioni implanto-protetiche testate per un futuro test clinico.

Tabella XI. Range di carico masticatorio riportati per ogni studio.

	<b>Zona</b>	<b>Range in Newton</b>
<b>Camatta<sup>85</sup></b>	Zona premolare	178 – 219 N <sup>96</sup>
<b>Donmez<sup>86</sup></b>	Zona premolare	200 – 445 N <sup>96</sup>
<b>Elsayed<sup>87</sup></b>	Zona anteriore	150 – 235 N <sup>97</sup>
<b>Elsayed<sup>88</sup></b>	Zona anteriore	150 – 235 N <sup>97</sup>
<b>Meneghetti<sup>87</sup></b>	Zona premolare	291 N (Valore medio) <sup>96</sup>
<b>Pitta<sup>90</sup></b>	Zona anteriore	108 – 299 N <sup>98-99</sup>

Tutte le corone su Ti Base hanno superato i range del massimo carico masticatorio descritto in Letteratura, mostrandosi dunque accettabili per la sperimentazione in vivo, ad eccezione delle corone in PICN su Ti Base dello studio di Pitta et al.<sup>90</sup>. Cinque campioni su dodici non sono sopravvissuti alla simulazione di masticazione, a causa di fratture a carico della corona; i campioni rimasti si sono sottoposti al test di carico alla frattura, dimostrando però una resistenza significativamente inferiore rispetto alle altre riabilitazioni implanto-protetiche e non sufficiente per sopportare il massimo carico masticatorio presente nella zona anteriore.

## 5.7 I limiti della revisione sistematica e studi futuri

I principali limiti di questa revisione sistematica della Letteratura sono:

- Il numero esiguo di studi, correlato sia alla necessità di porre molti criteri di esclusione per poter confrontare studi il più possibile affini tra loro, sia alla novità che questo argomento rappresenta in Letteratura<sup>100</sup>.
- Il fatto che solo quattro studi su sei abbiano eseguito la simulazione di masticazione e solamente due di questi abbiano seguito le norme ISO 14801, rendendo meno confrontabili i valori di resistenza alla frattura tra i diversi studi, a causa delle variabili confondenti presenti.

Si rende inoltre necessaria la conduzione di studi in vivo a lungo termine, in quanto i risultati dei test in vitro non possono essere direttamente indicativi sulla longevità clinica del manufatto implanto-protetico.

## CONCLUSIONI

A partire dalla revisione eseguita sugli studi raccolti non è possibile dimostrare con evidenza sufficiente che le corone incollate su Ti Base presentino una miglior sopravvivenza rispetto alle corone cementate su abutment standard o customizzati in titanio. È fondamentale sottolineare che negli studi in cui l'ipotesi è stata rifiutata si è comunque dimostrata in alcuni casi un'equivalente sopravvivenza con il gold standard e che tutte le corone incollate su Ti Base (ad eccezione della PICN) hanno sopportato il massimo carico masticatorio della zona di riferimento, a dimostrazione dell'accettabilità clinica di questo tipo di riabilitazioni implanto-protesi. La scelta del materiale del restauro si è dimostrata inoltre una variabile importante da tenere in considerazione per la valutazione meccanica dei manufatti.

In conclusione, le corone incollate su Ti Base hanno in generale dimostrato un'ottima sopravvivenza sulla base delle loro caratteristiche meccaniche di resistenza al carico dinamico e compressivo.

Si ricorda infine che le caratteristiche meccaniche di un manufatto implanto-protesi non rappresentano le uniche proprietà da considerare per la scelta della riabilitazione intra-orale del paziente. Sebbene le corone cementate su abutment abbiano dimostrato delle qualità meccaniche superiori o equivalenti alle corone incollate su Ti Base, esse portano con sé maggiori complicazioni biologiche<sup>66</sup> associate alla cementazione intra-orale, che le corone su Ti Base non presentano.

## **RINGRAZIAMENTI**

Costanza, crescita, fiducia e perseveranza.

Ringrazio tutte le persone che hanno coltivato questi principi giorno dopo giorno, insieme a me, fino a raggiungere questo traguardo.

Ai miei genitori, mio fratello, Giuseppe e a tutti i miei futuri colleghi.

## BIBLIOGRAFIA

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
2. Irish JD: A 5,500-year-old artificial human tooth from Egypt: A historical note. 2004;(September 2004).
3. Greenfield EJ: Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. *Compend Contin Educ Dent*. 2008;29(4):232-237.
4. Adams PB: ANCHORING MEANS FOR FALSE TEETH. Jan. 6. 1937  
Published online 1938
5. AE S. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus, Preliminary report. *Am J Orthod Oral Surg*. 1939;25:467-472.
6. DAHL GSA: Om möjligheten för implantaten ikaken av metallshelett som bas eller retention för fasta eller antagbara proteser. *Odont Tidsk*. 1943;4:440-448.
7. Shulman LB, Driskell TD. Dental implants: a historical perspective. In: Block M, Kent J, Guerra L, eds. *Implants in Dentistry*. Philadelphia, PA: W.B. Saunders, 1997:2

8. Brånemark PI, Zarb, GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing; 1985.
9. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.
10. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A: The Long-Term Efficacy of Currently Used Dental Implants: A Review and Proposed Criteria of Success. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1986;1(1):11-25
11. Al Yaf F, Camenisch B, Al-Sabbagh M. Is digital guided implant surgery accurate and reliable? *Dent Clin North Am*. 2019;63(3):381–97.
12. Moraschini V, Velloso G, Luz D, Barboza EP. Implant survival rates, marginal bone level changes, and complications in full-mouth rehabilitation with flapless computer-guided surgery: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2015;44(7):892–901.
13. Digital implantology-a review of virtual planning software for guided implant surgery. Part II: Prosthetic set-up and virtual implant planning. Tabea Flügge 1, Jaap Kramer 2, Katja Nelson 2, Susanne Nahles 1, Florian Kernen 3. *BMC Oral Health* 2022 Jan 30;22(1):23.
14. The Use of CAD/CAM in Dentistry. Gary Davidowitz 1, Philip G Kotick. *Dent Clin North Am* 2011 Jul;55(3):559-70, ix.

15. Preston JD, Duret F. CAD/CAM in dentistry. *Oral Health* 1997;87(3):17–20, 23–4, 26–7.
16. Raccomandazioni cliniche in Odontostomatologia del Ministero della Salute, 2017.
17. Kullar AS, Miller CS: Are There Contraindications for Placing Dental Implants? *Dent Clin North Am.* 2019;63(3):345-362.
18. Scully C, Hobkirk J, Dios PD: Dental endosseous implants in the medically compromised patient. *J Oral Rehabil.* 2007;34(8):590-599.
19. Melo MD, Obeid G: Osteonecrosis of the jaws in patients with a history of receiving bisphosphonate therapy: Strategies for prevention and early recognition. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(12):1675-1681.
20. Schepers RH, Slagter AP, Kaanders JHAM, van den Hoogen FJA, Merks MAW: Effect of postoperative radiotherapy on the functional result of implants placed during ablative surgery for oral cancer. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006;35(9):803-808.
21. Safii SH, Palmer RM, Wilson RF: Risk of implant failure and marginal bone loss in subjects with a history of periodontitis: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(3):165-174.
22. Constantine T T Ong 1, Saso Ivanovski, Ian G Needleman, Maria Retzepi, David R Moles, Maurizio S Tonetti, Nikolaos Donos. Systematic review of implant outcomes in treated periodontitis subjects. *J Clin Periodontol.* 2008 May;35(5):438-62.

23. Tord Berglundh 1, Gary Armitage 2, Mauricio G Araujo et al. Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *J Clin Periodontol* 2018 Jun;45 Suppl 20:S286-S291.
24. Arujo MG, Lindhe J., Peri-implant health. *J Clin Periodontol*. 2018;45:s230-s236.
25. Mark-Steven Howe 1, William Keys 2, Derek Richards 3. Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis. *J Dent*. 2019 May;84:9-21.
26. Gjelvold B, Kisch J, Chrcanovic BR: A Randomized Clinical Trial Comparing Immediate Loading and Delayed Loading of Single-Tooth Implants: 5-Year Results. *J Clin Med*. 2021;10(5):1077.
27. Albrektsson T., Zarb G.A. Current interpretations of the osseointegrated response: Clinical significance. *Int. J. Prosthodont*. 1993;6:95–105.
28. Buser D, Janner SFM, Wittneben J-G, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE: 10- year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(6):839-851.
29. Moraschini V, Poubel LADC, Ferreira VF, Barboza EDSP: Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies

- with a follow-up period of at least 10 years: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2015;44(3):377-388.
30. Newman, Carranza's. *Parodontologia Clinica*. Antonio Delfino editore; 2020, Edizione 13; Capitolo 74, 732-740.
31. Chiapasco M. *Manuale illustrato di chirurgia orale*, Masson, 2007, pp 332.
32. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:9-16
33. Guo-Hao Lin, DDS\*, Hsun-Liang Chan, Adjunct Clinical Assistant Professor, DDS, MS†, and Hom-Lay Wang, Program Director and Professor, DDS, PhD† The Significance of Keratinized Mucosa on Implant Health: A Systematic Review. *J Periodontol*. 2013 Dec;84(12):1755-67.
34. Lang NP, Løe H. The relationship between the width of keratinized gingiva and gingival health. *J Periodontol* 1972;43:623-627.
35. Daniel S Thoma 1, Nadja Naenni 1, Elena Figuero et al. Effects of soft tissue augmentation procedures on peri-implant health or disease: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Mar;29 Suppl 15:32-49.
36. Spoto Giuseppe et al, *Materiali e tecnologie odontostomatologiche*, Ariesdue; 2013, Edizione 2; Capitolo 11, 241-248.

37. Canullo L., Rossi Fedele G. Ianello G., Søren J. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Jan;21(1):115-21.
38. Al-Nsour MM, Chan HLM Wan HL: Effect of the platform-switching technique on preservation of peri-implant marginal bone: a systematic review; *Int J Oral Maxillofac Implants* 27(1):138-145, 2012.
39. Annibaldi S, Bignozzi I, Cristalli MP, et al: Peri-implant marginal bone level: a systematic review and meta-analysis of studies comparing platform switching versus conventionally restored implants, *J Clin Periodontol* 39(11):1097-1113, 2012.
40. Freitas AC, Jr, Bonfante EA, Giro G, et al. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion, *Clin Oral Implants Res* 23(1):113-118, 2012.
41. Ilana S Ramalho 1, Edmara T P Bergamo 2, Lukasz Witek 3, Paulo G Coelho 3, Adolfo C O Lopes 2, Estevam A Bonfante, Implant-abutment fit influences the mechanical performance of single-crown prostheses. 2020 Feb;102:103506. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103506. Epub 2019 Oct 31.
42. da Silva-Neto JP, Prudente MS, Dantas TS, Senna PM, Ribeiro RF, das Neves FD. Microleakage at Different Implant-Abutment Connections Under Unloaded and Loaded Conditions. *Implant Dent* 2017;26:388-92.

43. Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iaculli F, Iezzi G. Sealing capability of implantabutment junction under cyclic loading: a toluidine blue in vitro study. *J Appl Biomater Funct Mater* 2015;13:e293-5
44. Aboushelib MN, Salameh Z. Zirconia implant abutment fracture: clinical case reports and precautions for use. *Int J Prosthodont* 2009;22:616-9.
45. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J Oral Implantol* 2003;29:242-5.
46. Chun HJ, Yeo IN, Lee JH et al. Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium insert. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:346-350.
47. Kim HY, Yeo IS, Lee JB, Kim DJ, Han JS. Initial in vitro bacterial adhesion on dental restorative materials. *Int J Artif Organs* 2012; 35:773-779.
48. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: An in vivo human study. *J Periodontol* 2004;75:292-296.
49. Naveau A, Rignon-Bret C, Wulfman C, Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *J Prosthet Dent* 2019 May; 121(5):775-781.e1.
50. Nakano R, Homma S, Takanashi T, Hirano T, Furuya Y, Yajima T. Influence of eccentric cyclic loading on implant components: Comparison between titanium and zirconia abutments. *Dental Materials Journal* 2021; 40(1): 235–244.

51. Foong J.K.W, Judje RB, Palamara JE, Swain MV, Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2013;109:304-312.
52. Watkin A, Kerstein RB. Improving darkened anterior peri-implant tissue color with zirconia custom implant abutments. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29:238-40. 42
53. Jung R, Sailer I, Hammerle C, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27:251-7
54. Bressan E, Paniz G, Lops D, et al. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study, *Clin Oral Implants Res* 22(6):631-637, 2011.
55. Kim A, Campbell SD, Viana MA, et al. Abutment material effect on peri-implant soft tissue color and perceived esthetics. *J Prosthodont* 25(8):634-640, 2016.
56. Cárdenas R, Sánchez D, Euán R, Flores AM, Effect of fatigue loading and failure mode of different ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent* 2022 Jun;127(6):875-881.
57. Kim JS, Raigrodski AJ, Flinn BD, Rubenstein Je, Chung KH, Mancl LA, In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *J Prosthet Dent* 2013;109:255-263.

58. Grunder U, Gracis S, Capelli M. Influence of the 3-D boneto-implant relationship on esthetics. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005; 25: 113–119.
59. Wittneben J-G, Weber HP. *ITI Treatment Guide: Extended Edentulous Spaces in the Esthetic Zone*. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2012.
60. Wittneben JB, Joda T, Weber HP, Brägger U. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology* 2000, Vol. 73, 2017, 141–151
61. Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, et al: A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2004, 91, 532-537
62. Al- Omari W M, Shadid R, Abu- Naba'a L, et al. Porcelain fracture resistance of screw- retained, cement- retained, and screw- cement- retained implant- supported metal ceramic posterior crowns. *J Prosthodont* 2010, 19, 263-273.
63. Nouh I, Kern M, Sabet AE, et al: Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid- abutment- crowns versus hybrid- abutments with separate crowns—A laboratory study. *Clin Oral Impl Res* 2019, 30:1, 90-98.
64. Hussien, A. N., Rayyan, M. M., Sayed, N. M., Segaan, L. G., Goodacre, C. J., & Kattadiyil, M. T. (2016). Effect of screw-access channels on the fracture resistance of 3 types of ceramic implant-supported crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116, 214–220.

65. Wilson TG Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol* 2009; 80: 1388– 1392.
66. Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions – a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014b; 29(Suppl): 84–98.
67. Lopes ACO, Machado CM, Bonjardim LR, et al. The effect of CAD/CAM crown material and cement type on retention to implant abutments. *J Prosthodont* 2019;28(02):e552–e556
68. Özcan, M.; Bernasconi, M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: A systematic review and meta-analysis. *J. Adhes. Dent.* 2015, 17, 7–26.
69. Burkhardt F, Pitta J, Fehmer V, Mojon P, Sailer I. Retention forces of monolithic CAD/CAM crowns adhesively cemented to titanium base abutments-effect of saliva contamination followed by cleaning of the titanium bond surface. *Materials (Basel)* 2021;14(12): 3375
70. Gehrke P, Johansson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one-and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:546-54.
71. Burkhardt, F.; Sailer, I.; Fehmer, V.; Mojon, P.; Pitta, J. Retention and marginal integrity of CAD/CAM fabricated crowns adhesively cemented to

- titanium base abutments—Influence of bonding system and restorative material. *Int. J. Prosthodont.* 2021
72. Cardoso KB, Bergamo ETP, Cruz VM, Ramalho IS, Lino LFO, Bonfante EA. Three-dimensional misfit between Ti-base abutments and implants evaluated by replica technique. *J Appl Oral Sci* 2020;28:e20200343
73. TP Bergamo E, Zahoui A, Luri Amorin Ikejiri L, et al. Retention of zirconia crowns to Ti-base abutments: effect of luting protocol, abutment treatment and autoclave sterilization. *J Prosthodont Res* 2021;65(02):171–175
74. de Melo Moreno A. L., Dos Santos D. M., de Magalhães Bertoz A. P., Coelho Goiato M. Abutment on Titanium-Base Hybrid Implant: A Literature Review. *Eur J Dent.* 2022 Oct 11.
75. Yilmaz B, Salaita LG, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Load to failure of different zirconia abutments for an internal hexagon implant. *J Prosthet Dent* 2015;114(3):373–377
76. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, Group TP. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. *Evidence* 2015;7(6): e10000114.
77. Sheth VH, Shah NP, Jain R, Bhanushali N, Bhatnagar V. Development and validation of risk of bias tool for assessing in vitro studies conducted in dentistry: The QUIN. *J Prosthet Dent.* 2022 Jun 22:S0022-3913(22)00345-6.

78. Atsü SS, Aksan ME, Bulut AC. Fracture resistance of titanium, zirconia, and ceramic-reinforced polyetheretherketone implant abutments supporting CAD/CAM monolithic lithium disilicate ceramic crowns after aging. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2019;34:622–30.
79. Elsayed A, Yazigi C, Kern M, Sad Char M, Mechanical behavior of nano-hybrid composite in comparison to lithium disilicate as posterior cement-retained implant-supported crowns restoring different abutments. *Dent Mater* 2021 Aug; 37(8):e435-442.
80. Elshiyab SH, Nawafleh N, Öchsner A, George R, Fracture resistance of implant- supported monolithic crowns cemented to zirconia hybrid-abutments: zirconia-based crowns vs. lithium disilicate crowns. *J Adv Prosthodont* 2018 Feb;10(1):65-72.
81. Mühlemann S, Truninger TC, Stawarczyk B, Hämmerle CHF, Sailer I, Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clin. Oral Impl. Res.* 25, 2014, 74–81.
82. Pitta J, Hicklin SP, Fehmer V, Boldt J, Gierthmuehlen PC, Sailer I, Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2019 September/October; 34(5):1091-1097.
83. Sailer I, Asgerirsson AG, Thoma DS, Fehmer V, Aspelund T, Ozcan M et al. Fracture strength of zirconia implant abutments on narrow diameter implants with internal and external implant abutment connections: A study on titanium resin base concept. *Clin Oral Implants Res* 2018;29:411-423.

84. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connection after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:12-18.
85. Camatta HP, Ferreira RM, Ferrairo BM, Strelhow SS, Rubo JH, Mori AA, Ferruzzi F. Mechanical Behavior and Fracture Loads of Screw-Retained and Cement-Retained Lithium Disilicate Implant-Supported Crowns. *J Prosthodont*. 2021 Oct; 30(8):690-697.
86. Donmez MB, Diken Turksayar AA, Oclay EO, Sahmali SM. Fracture Resistance of Single-Unit Implant-Supported Crowns: Effects of Prosthetic Design and Restorative Material. *J Prosthodont*. 2022 Apr;31(4):348-355.
87. Elsayed, A., Wille, S., Al-Akhali, M., & Kern, M. (2017). Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117, 499–506.
88. Elsayed, A., Wille, S., Al-Akhali, M., & Kern, M. (2018). Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clinical Oral Implants Research*, 29, 20-27.
89. Meneghetti PC, Pittas do Canto PE, Spohr AM, Burnett LH Junior. Fracture Load of Monolithic CAD/CAM Ceramic Crowns Placed on Different Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2022 Nov-Dec; 37(6):1217-1222.

90. Pitta J, Hjerppe J, Burkhardt F, Fehmer V, Mojon P, Sailer I. Mechanical stability and technical outcomes of monolithic CAD/CAM fabricated abutment crowns supported by titanium bases: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2021 Feb; 32(2):222-232.
91. ISO 14801:2016. Dentistry - Implants - Dynamic loading test for endosseous dental implants (ISO 14801:2016).
92. Preis V, Hahnel S, Behr M, et al: In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dent Mater* 2017, 33, 427-433.
93. Wolf D, Bindl A, Schmidlin PR, Lüthy H, Mörmann WH. Strength of CAD/CAM-generated esthetic ceramic molar implant crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:609–617
94. Dogan DO, Gorler O, Mutaf B, Ozcan M, Eyuboglu GB, Ulgey M. Fracture resistance of molar crowns fabricated with monolithic all-ceramic CAD/CAM materials cemented on titanium abutments: An in vitro study: Fracture resistance of all-ceramic crowns. *J Prosthodont* 2017;26:30
95. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: A review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res* 2017;28:31(suppl 1):e58
96. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, et al: Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 18-22.

97. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand* 1979;37:195-206.
98. Helkimo, E., Carlsson, & G. E., Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica*, 35, 297-303.
99. Lujan-Climent, M., Martinez-Gomis, J., Palau, S., Ayuso-Monter, R., Salsenhc, J., & Peraire, M. (2008). Influence of static and dynamic occlusal characteristics and muscle force on masticatory performance in dentate adults. *European Journal of Oral Sciences*, 116, 229-236.
100. Al-Thobity A. M., Titanium Base Abutments in Implant Prosthodontics: A Literature Review. *Eur J Dent* 2021;00:1–7.