



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI MILANO

Facoltà di Medicina e Chirurgia

Corso di Laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria

VALUTAZIONE BIOMECCANICA IN VITRO DI DUE
DIVERSE RIABILITAZIONI
IMPLANTOPROTESICHE FULL-ARCH.

Relatore: Chiar.mo Prof. Luca Francetti

Correlatore: Dott. Stefano Corbella

Tesi di Laurea di
Nicolò Cavalli
Matricola. N° 720667

Anno Accademico 2010 – 2011

INDICE

CAP.1	INTRODUZIONE	pag. 7
CAP. 2	OSTEOINTEGRAZIONE	pag. 10
2.1	Concetto di osteointegrazione	pag. 10
2.2	Tipologie di architettura ossea	pag. 11
2.3	Osteogenesi	pag. 12
2.4	Processo di guarigione perimplantare – fasi iniziali	pag. 16
2.5	Osteoconduzione	pag. 17
2.6	Formazione di osso de novo	pag. 18
2.7	Caratteristiche del woven bone	pag. 19
2.8	Influenza della topografia della superficie implantare	pag. 21

CAP. 3	BIOMECCANICA	pag. 23
3.1	Principi biomeccanici di base	pag. 23
3.2	Analisi della densità ossea	pag. 30
3.3	Adattamento osseo alla tensione meccanica	pag. 33
3.4	Dinamica masticatoria	pag. 36
3.5	Forze masticatorie fisiologiche parafunzionali	pag. 40
3.6	Fallimenti e complicanze implantari connessi al carico eccessivo	pag. 45
3.7	Il cantilever protesico	pag. 47
CAP. 4	<i>ALL-ON-FOUR</i>	pag. 52
4.1	Introduzione al concetto <i>All-On-Four</i>	pag. 52
4.2	Numero di impianti ideale	pag. 53
4.3	Impianti inclinati	pag. 55
4.4	Carico immediato	pag. 56
4.5	Valutazione del successo clinico	pag. 60
4.6	Protocollo chirurgico e protesico	pag. 62

CAP. 5	MATERIALI E METODI	pag. 71
5.1	Descrizione del campione	pag. 71
5.2	Applicazione degli estensimetri ed acquisizione della misura di tensione	pag. 79
5.3	Macchina di prova	pag. 81
5.4	Procedura dell'esperimento	pag. 82
5.5	Analisi dei dati	pag. 85
CAP.6	RISULTATI	pag. 86
CAP. 7	DISCUSSIONE	pag. 99
7.1	<i>All-on-four</i> vs Toronto Branemark	pag. 99
7.2	Valutazione del cantilever	pag. 101
7.3	Limitazioni dello studio	pag. 102
CAP.8	CONCLUSIONE	pag. 104
CAP.9	BIBLIOGRAFIA	pag. 105

Cap. 1 INTRODUZIONE

Gli impianti dentali sono stati ampiamente utilizzati per la riabilitazione di pazienti completamente e parzialmente edentuli nel corso degli ultimi trent'anni. (Brånemark 1969, 1977, Adell 1990, Van Steenberghe 1990, Jemt 1993, Leckholm 1994)

I pazienti edentuli riabilitati con protesi fisse supportate da impianti osteointegrati hanno mostrato un miglioramento della funzione e un incremento della forza masticatoria, della sicurezza e dell'autostima rispetto ai pazienti riabilitati con *overdentures*. (Haraldson 1979, Strassburger 2006, Fueki 2007) Secondo il concetto Brånemark System originale per il posizionamento di impianti in un arcata edentula, questi impianti sono posti in una posizione pressochè diritta, perpendicolare alla cresta ossea. (Van Steenberghe 1980, Block 1992) Di conseguenza nelle riabilitazioni *full-arch* sono spesso necessari cantilever bilaterali fino a 20 mm di lunghezza, per fornire al paziente una buona capacità masticatoria nella regione molare. (Krekmanov 2000) In una tale condizione, il carico sul cantilever nella regione molare causerà momenti flettenti sugli impianti, causando stress elevati sia nel tessuto osseo sia nelle componenti implantari. (Rangert 1989) Infatti il posizionamento di impianti nelle regioni posteriori della mandibola è limitato dal canale del nervo alveolare e *loop* del nervo mentale e nel mascellare superiore dalla presenza dei seni mascellari. Nel caso di riabilitazioni intraforaminali, un impianto verticale distale potrebbe dover

essere posto anteriormente al forame mentale e al *loop* per evitare di danneggiare il nervo. (Arzouman 1993)

Conseguentemente è stato proposto l'utilizzo di impianti inclinati per evitare il nervo mandibolare e i seni mascellari. (Rangert 1989, Krekmanov 2000) Inclinando posteriormente l'impianto distale in ogni emiarcata, si può evitare di danneggiare le strutture nobili e la lunghezza del cantilever può essere ridotta, con conseguente migliore distribuzione dei carichi. Malo et al. (Malo 2003, 2011) e Francetti et al. (Francetti et al. 2008, 2010) hanno riportato buoni risultati clinici con l'uso di due impianti anteriori diritti e due impianti posteriori inclinati nella cosiddetta tecnica *All-on-4* (Nobel Biocare, Göteborg, Svezia).

L'applicazione di un carico su una protesi supportata da impianti induce la distribuzione dello stress all'interno di tutto il sistema implantoprotesico e sul tessuto osseo, con quest'ultimo che può essere interessato dal fenomeno di rimodellamento osseo attorno agli impianti. (Brochers 1983, Bidez 1992)

Alcune complicanze o fallimenti implantari riportati in letteratura sono condivisibilmente attribuiti a stress sfavorevole a livello dell'interfaccia osso-impianto. (Sahin 2002, Goodacre 2003, Misch 2005)

Il rimodellamento osseo è stato dimostrato essere correlato a stress compressivi elevati. (Hasslerr 1974, Duyck 2001). Sono stati effettuati numerosi studi degli elementi finiti (FEA) per esaminare la distribuzione dello stress all'interfaccia osso-impianto in conformazioni implantoprotesiche con impianti inclinati. (Watanabe 2003, Satoh 2005, Zampelis 2007, Rubo 2008, Bellini 2009, 2009, Takahashi 2010, Carvallho Silva 2010, Bevilacqua 2011)

Nel presente studio la comparazione in vitro è stata utile per simulare una condizione più simile alla realtà clinica. L'analisi che è stata fatta permette di valutare non solo gli impianti più distali ma anche la distribuzione dello stress su tutti gli *abutment* protesici in diverse configurazioni di carico.

Gli scopi del presente studio sono valutare la diversa distribuzione dello stress a livello degli *abutments*:

1. in due diversi tipi di riabilitazioni full-arch clinicamente equivalenti:
 - La prima con cinque impianti posizionati assialmente secondo il concetto Branemark-System con cantilever distale bilaterale di 15 mm

- La seconda con quattro impianti posizionati secondo la tecnica *All-on-four* con i due impianti mesiali con inclinazione assiale e i due distali inclinati di 30° con cantilever distale bilaterale di 5 mm
2. In due modelli con quattro impianti posizionati secondo la tecnica *All-on-four* con cantilever distali bilaterali di 5 mm e 15 mm per valutare l'influenza effettiva del cantilever

Cap.2 OSTEointegrazione

2.1 Concetto di osteointegrazione

Il concetto di osteointegrazione fu sviluppato da Brånemark nei primi anni '60 e si riferisce a un diretto ancoraggio di un impianto all'osso (Brånemark 1969) (Figura 1). Brånemark interpretava tale fenomeno come la formazione di un'interfaccia diretta tra impianto e tessuto osseo senza interposizione di tessuti molli.

Questa teoria trovò conferma negli studi di Schroeder et al. che nel 1976 (Schroeder 1976) provò con immagini microfotografiche il diretto contatto tra tessuto osseo e superficie perimplantare.

Nel 1981 Albrektsson et al. definì l'osteointegrazione come "la diretta connessione strutturale e funzionale tra il tessuto osseo vivente e la superficie di un impianto sottoposto a carico" (Albrektsson 1981).

Nella Toronto Consensus Conference del 1983 la comunità scientifica globale ha riconosciuto universalmente l'osteointegrazione come un processo valido e riproducibile (Albrektsson 2005).

Successivamente Zarb e Albrektsson nel 1991 hanno dato una definizione di natura più clinica come "un processo in cui si ottiene una fissazione rigida clinicamente

asintomatica del materiale alloplastico nell'osso durante il carico funzionale" (Zarb e Albrektsson 1991).

Lo sviluppo di un intimo contatto tra il tessuto osseo e la superficie implantare, dove l'osso precedentemente non era presente, avviene durante il processo di guarigione del sito perimplantare.

Infatti la preparazione chirurgica del sito implantare determina inevitabilmente un traumatismo a livello del tessuto osseo comparabile a quello delle fratture ossee (Schenk 1984, Gross 1988, Plenk 1996).

Esistono diversi studi che si sono concentrati nel descrivere la guarigione del tessuto osseo perimplantare e tra questi sono stati fondamentali quelli di John Davies (Davies 1996, 2000, 2003, 2010) per una piena comprensione di esso.

Figura 1 Osteointegrazione (Berglund 2007)



2.2 Tipologie di architettura ossea

Innanzitutto la guarigione del tessuto osseo avviene con modalità diverse a seconda della sede anatomica considerata, o meglio della sua macroarchitettura.

Il tessuto osseo è organizzato in due forme di macroarchitettura diverse: midollare o spugnoso o trabecolare e corticale o compatto, che sono in proporzioni e forme diverse per ogni ossa del corpo.

Leckholm e Zarb nel 1985 hanno classificato la qualità ossea implantare attraverso la proporzione relativa di corticale e midollare (Leckholm e Zarb 1985) identificando 4 tipi di qualità dal tipo I in cui quasi l'intero mascellare è composto da tessuto osseo compatto omogeneo al tipo IV in cui un sottile strato di osso compatto riveste una parte interna di osso trabecolare di bassa densità.

Comunque quando viene indicata l'osso di qualità 4 come di "scarsa qualità" ci si basa su un limitato successo clinico del posizionamento dei primi impianti con disegno relativamente semplice e non si esprime un giudizio sulla vera qualità biologica dell'osso. Infatti questa classificazione non tiene conto né della funzione biologica della macroarchitettura di quell'osso né della nascita di impianti con un grande *range* di topografia superficiale che hanno dimostrato un successo molto più ampio anche in quei siti che prima erano considerati poco adatti ad accogliere impianti. (Khang 2001, Stach 2003)

A livello dell'osso corticale la rigenerazione ossea è relativamente lenta e consiste esclusivamente nel rimodellamento lamellare, mentre la generazione di osso midollare può interessare non solo il rimodellamento lamellare ma anche la rapida formazione di nuove trabecole ossee tramite il reclutamento di una nuova popolazione di cellule osteogeniche nel sito di guarigione come vedremo in seguito. Queste cellule osteogeniche derivano dalla superficie endostale e dal midollo osseo, il cui compartimento è contiguo all'osso trabecolare. Il midollo non contiene solo cellule progenitrici mesenchimali che possono differenziarsi in osteoblasti ma anche una ricca vascolarizzazione che può fornire i precursori mononucleati degli osteoclasti, fondamentali nel rimodellamento, e la popolazione cellulare endoteliale necessaria per l'angiogenesi.

2.3 Osteogenesi

Osborn e Newesly (Osborn e Newesely 1980) hanno descritto per primi la capacità degli osteoblasti di proliferare e deporre matrice ossea sia sulla superficie ossea sia

su quella implantare, definendo i due processi che ne derivano osteogenesi a distanza (Figura 2) e osteogenesi a contatto (Figura 3).

Nell'osteogenesi a distanza il nuovo tessuto osseo viene formato a partire dalla superficie di quello già presente nel tessuto perimplantare, che esprime sulla sua superficie una popolazione di cellule osteogeniche che sintetizzeranno nuova matrice ossea. In questo modo l'impianto viene progressivamente circondato dall'osso. Questo è il processo di osteogenesi maggiormente rappresentato nella guarigione dell'osso corticale, in quanto durante la preparazione del sito implantare l'interruzione vascolare provoca la necrosi del tessuto osseo corticale perimplantare e il suo susseguente lento rimodellamento per l'invasione degli osteoclasti dal settore midollare sottostante.

Nell'osteogenesi a contatto il nuovo tessuto osseo si forma direttamente sulla superficie implantare.

Non essendoci già presente osso sulla superficie implantare, questa deve essere colonizzata da cellule ossee prima che possa iniziare la formazione della matrice ossea.

L'osso viene formato da cellule osteogeniche differenziate che, una volta conclusa la loro fase migratoria, giunte a contatto con la superficie implantare, si differenzieranno in osteoblasti. Questa fase è stata definita "formazione ossea de novo". (Davies 2000, 1991)

Il prerequisito fondamentale è che tali cellule osteogeniche raggiungano la superficie implantare.

Sia l'osteogenesi a distanza sia l'osteogenesi a contatto avvengono nella guarigione di ogni sito perimplantare e la loro comprensione è di massima importanza per capire il ruolo del disegno implantare nell'osteointegrazione.

Nell'osso di tipo III o IV secondo Leckhom e Zarb mancando sufficiente osso corticale per assicurare stabilità all'impianto (Davies 2000, Lazzara 2000) l'unica maniera per ottenerla è il reclutamento di cellule osteogeniche sulla superficie implantare e la conseguente formazione ossea. Perciò è fondamentale che l'osteogenesi da contatto sia ottimizzata dalla topografia e composizione della superficie implantare.

L'osteogenesi a contatto si compone essenzialmente di tre fasi: l'osteocostruzione, la formazione di osso de novo e il successivo rimodellamento osseo.

Le uniche cellule in grado di sintetizzare matrice ossea sono gli osteoblasti. Essi sono cellule polarizzate e la cui attività secretoria è localizzata lontano dal nucleo. Da quando la matrice secreta dagli osteoblasti viene mineralizzata, i loro processi cellulari rimangono completamente circondati da essa divenendo così cellule ossee mature, gli osteociti. In questo modo gli osteoblasti sono irrevocabilmente connessi alla superficie ossea in formazione e l'unico modo per aumentare tale superficie è il reclutamento di nuove cellule osteogeniche sulla superficie e fare in modo che si differenzino in osteoblasti.

L'osso cresce solo tramite apposizione come conseguenza della polarità della sintesi di matrice osteoide da parte degli osteoblasti.

La matrice ossea mineralizzata non ha capacità di crescere, perciò una volta iniziato il processo di formazione ossea la matrice e le cellule che la hanno sintetizzata non hanno quasi capacità di governare il processo di crescita ossea sulla superficie implantare in corso.

Perciò se abbiamo bisogno che nuovo tessuto osseo si formi su una superficie implantare, l'unico modo in cui possa accadere è che le cellule osteogeniche migrino prima su quella superficie; e affinché l'osso cresca attorno all'impianto per stabilire un'integrazione funzionale è necessario un continuo reclutamento di cellule osteogeniche sulla superficie implantare.

Perciò le fasi più importanti della guarigione perimplantare precedono la formazione della matrice ossea poiché se il reclutamento delle cellule osteogeniche è avvenuto con successo la formazione di matrice ossea ne è una diretta conseguenza. (Davies 2003)

Questo si spiega col fatto che non solo tali fenomeni precoci determinano se l'osso si formerà sulla superficie implantare ma anche che la continua crescita di osso sulla superficie implantare sarà il risultato di un continuo reclutamento e migrazione di cellule osteogeniche sull'impianto più che per un'abilità intrinseca della matrice ossea di crescere.

Tutti questi eventi precoci che portano le cellule osteogeniche a migrare sulla superficie dell'impianto dove possono produrre matrice ossea vengono racchiusi nel termine "osteoconduzione".

La formazione di osso de novo può essere considerato un fenomeno distinto che verrà poi seguito dal rimodellamento osseo dell'osso perimplantare.

Il rimodellamento osseo a lungo termine è influenzato da diversi stimoli, tra cui i più importanti sono quelli biomeccanici, come vedremo nel prossimo capitolo.

I tre processi di osteoconduzione, formazione di osso de novo e rimodellamento osseo non avvengono soltanto nella guarigione del sito perimplantare ma sono i processi critici di qualsiasi guarigione e rigenerazione ossea, come nel caso della guarigione delle fratture, come dimostrato da diversi autori (Schenk 1984, Gross 1988, Plenk 1996) in quanto nella preparazione del sito implantare si creano dei danni alle trabecole ossee.

Fig. 2 Osteogenesi a distanza

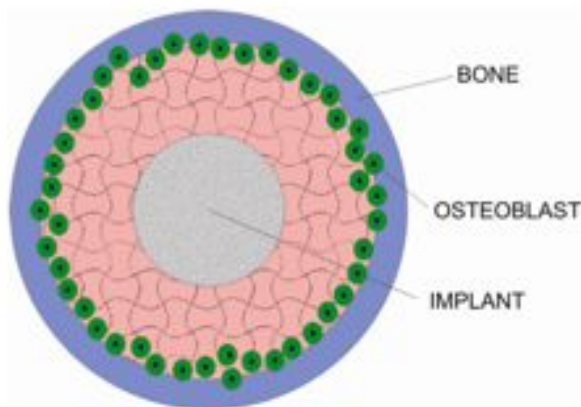
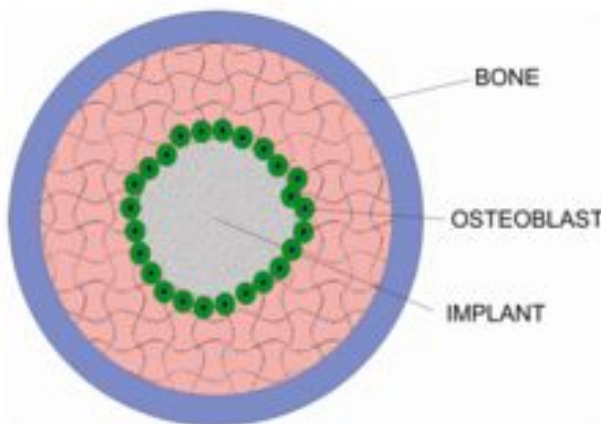


Fig. 3 Osteogenesi a contatto



2.4 Processo di guarigione perimplantare – fasi iniziali

Durante il traumatismo chirurgico i vasi sanguinei vengono danneggiati, provocando un'emorragia e la formazione di un coagulo. Nella formazione del coagulo le piastrine hanno un ruolo principale. La loro attivazione porta ad una modifica nella loro forma cellulare, alla formazione di granuli e al rilascio del loro contenuto nell'ambiente extracellulare (degranolazione piastrinica). Questo consiste nel rilascio di diversi fattori di crescita, come PDGF (platelet-derived growth factor) e TGF- β (transforming growth factor beta), e fattori vasoattivi come serotonina e istamina.

Diversi studi in vivo e in vitro hanno dimostrato come questi fattori abbiano un importante effetto nella migrazione e nella proliferazione di diverse linee cellulari (Deuel 1982, Mustoe 1991, Gruber 2002).

Per esempio è stato dimostrato che sia PDGF che TGF- β non sono solamente fattori mitogenici per i fibroblasti ma anche chemiotattici per fibroblasti (Seppa 1982, Postlethwaite 1987), neutrofili, cellule muscolari lisce (Lucas 1988) e cellule osteogeniche (Pfeilschiffer 1990, Huges 1992, Chandrasekhar 1996, Lind 1998).

Inoltre è stato dimostrato che i fattori rilasciati dalle piastrine siano in grado di stimolare il reclutamento, la migrazione e la proliferazione di cellule derivate dal midollo osseo (Oprea-Davies 2003).

Successivamente alla degranolazione piastrinica vengono secreti i metaboliti dell'acido arachidonico che causano vasocostrizione e la cascata della coagulazione (Colman 1987, Halkier 1991, Gemmel-Park 2000) porta alla formazione della fibrina del coagulo dal fibrinogeno.

La cessazione della circolazione provoca ischemia locale (Ham 1971) ai margini fratturati dovuta alla mancanza di apporto di ossigeno per gli osteociti che è stato dimostrato non essere a più di 0,1 mm da un capillare nell'osso vitale (Ham 1952).

La necrosi comprende dei meccanismi di feedback tra fattori segnale (abbassamento della pO_2 e conseguentemente del pH), mitogenici e chemiotattici, ed è il preludio alla demolizione del coagulo da parte dei leucociti, ma bisogna sottolineare l'importanza dell'angiogenesi come unico modo di fornire sostanze nutritive al compartimento perimplantare.

La diapedesi dei leucociti dalle venule post-capillari è causata da fattori chemiotattici e fattori che migliorino l'adesione delle cellule infiammatorie alle cellule endoteliali come per esempio i leucotrieni.

La maggior parte di questi fattori sono rilasciati da piastrine, cellule endoteliali e dagli stessi leucociti.

E' stato dimostrato che anche la trombina (Bar-Shavit 1983) e i prodotti della degradazione tissutale (Norris 1982, Postlethwaite 1976) fungono da chemiotattici per i leucociti.

Inizialmente i più numerosi sono i neutrofilo con un picco dopo 24-48h (Ross 1961.) ma rapidamente i macrofagi diventano predominanti (Leibovich 1975, Anderson 2000). Entrambe le linee cellulari sono coinvolte nella demolizione del coagulo e del tessuto necrotico.

L'angiogenesi viene iniziata soprattutto dalle venule postcapillari dove le cellule endoteliali degradano membrana basale subendoteliale, migrano e proliferano formando "germogli" di capillari vuoti. Questo processo è stimolato da diversi fattori di crescita tra cui di grande importanza è il VEGF prodotto dai macrofagi e cellule endoteliali in condizioni di ipossia.

2.5 Osteoconduzione

Come è stato menzionato in precedenza l'osteogenesi a contatto si basa sull'osteoconduzione, cioè sul reclutamento e migrazione delle cellule osteogeniche sulla superficie implantare, e sulla formazione ossea de novo da parte di tali cellule.

L'osteoconduzione avviene anche nel fisiologico rimodellamento a tunnel, anche se in quel caso le cellule osteogeniche derivano dai periciti (cellule perivascolari indifferenziate).

Questo processo è molto attivo soprattutto durante la prima settimana di guarigione. Essendo il compartimento perimplantare riempito di sangue, sono da considerare non solo gli effetti delle interazioni delle cellule del sangue ma anche il ruolo della

matrice transitoria a base di fibrina del coagulo attraverso la quale le cellule osteogeniche devono migrare per raggiungere la superficie implantare.

In questa fase hanno un ruolo molto importante le piastrine in quanto la loro attivazione produce il rilascio di citochine e fattori di crescita che accelerano la guarigione.

Infatti la migrazione delle cellule osteogeniche avviene attraverso la matrice tridimensionale provvisoria prodotta durante la cascata della coagulazione (la fibrina del coagulo) e può essere potenziata e diretta in modo diretto o indiretto dagli eventi stimolatori che coinvolgono i leucociti (Bromberek 2002), tramite il rilascio di citochine, fattori di crescita e microparticelle dalle piastrine attivate dal contatto con la superficie implantare.

Così le cellule osteogeniche dopo aver raggiunto la superficie implantare attraverso l'impalcatura di fibrina, si differenziano in osteoblasti e sono pronte a sintetizzare osso de novo direttamente sulla superficie implantare mentre altre cellule osteogeniche raggiungeranno la superficie implantare contigua e sintetizzeranno altro osso.

2.6 Formazione di osso de novo

Infine le cellule osteogeniche dopo aver raggiunto la superficie implantare possono iniziare la formazione della matrice osteoide.

La fase iniziale della formazione di nuovo tessuto osseo è la secrezione della matrice di cemento da parte delle cellule osteogeniche descritta per primo da Von Ebner (von Ebner 1875, Davies 1996).

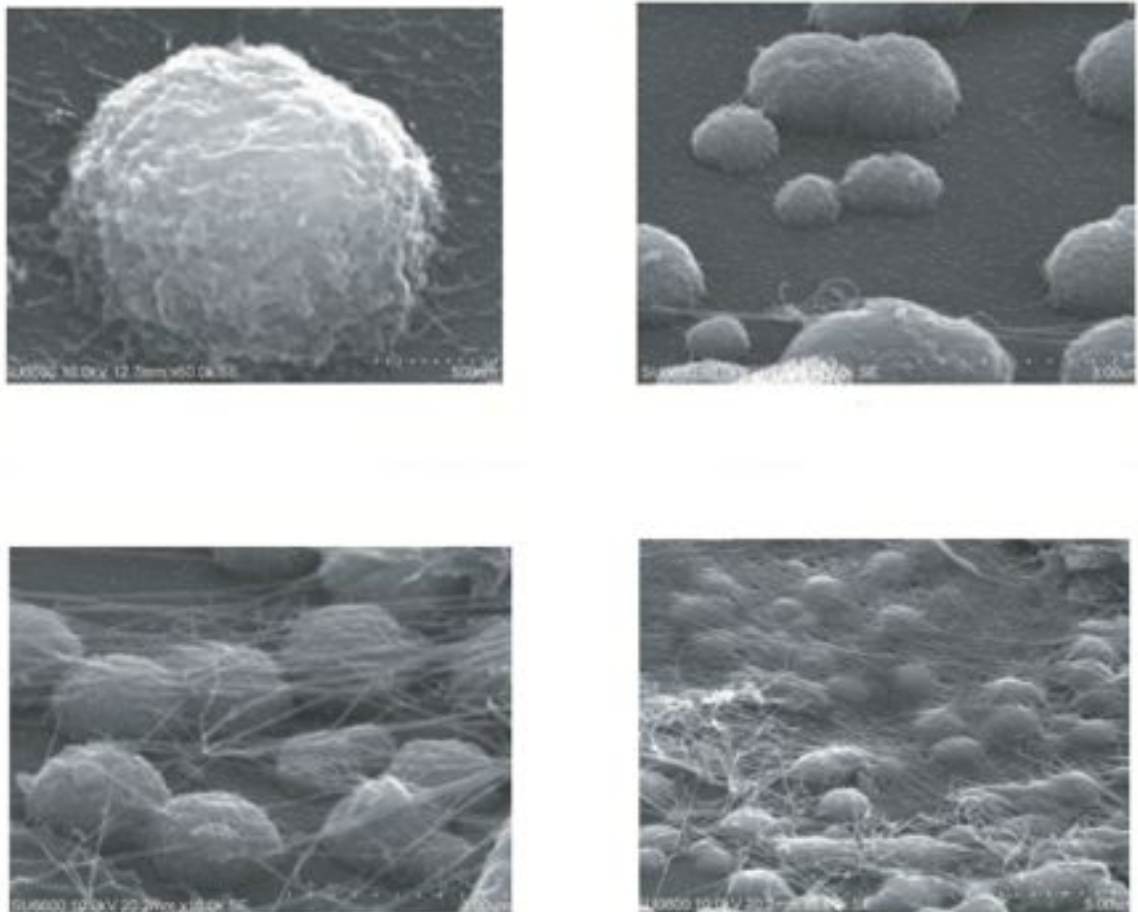
Essa è un'interfaccia mineralizzata priva di collagene tra tessuto osseo nuovo e superficie implantare (così come tra tessuto osseo vecchio e di nuova formazione).

La formazione di osso de novo è stata divisa in quattro fasi confermate da studi sia in vivo che in vitro (Davies 1996, Davies 2003.).

Le cellule osteogeniche in via di differenziazione producono una matrice priva di collagene, formata da osteopontina, sialoproteine e proteoglicani, (Hosseini 2000.) che fornisce nuclei per la mineralizzazione dei fosfati di calcio.

Attorno ad essi si avrà crescita dei cristalli e inizio dell'assemblaggio delle fibre di collagene, le quali subiranno successivamente la calcificazione.

Figura 4 Formazione di osso de novo in vitro - fase iniziale, si nota la formazione di una matrice priva di collagene, formata da osteopontina, sialoproteine e proteoglicani (Davies 2010)

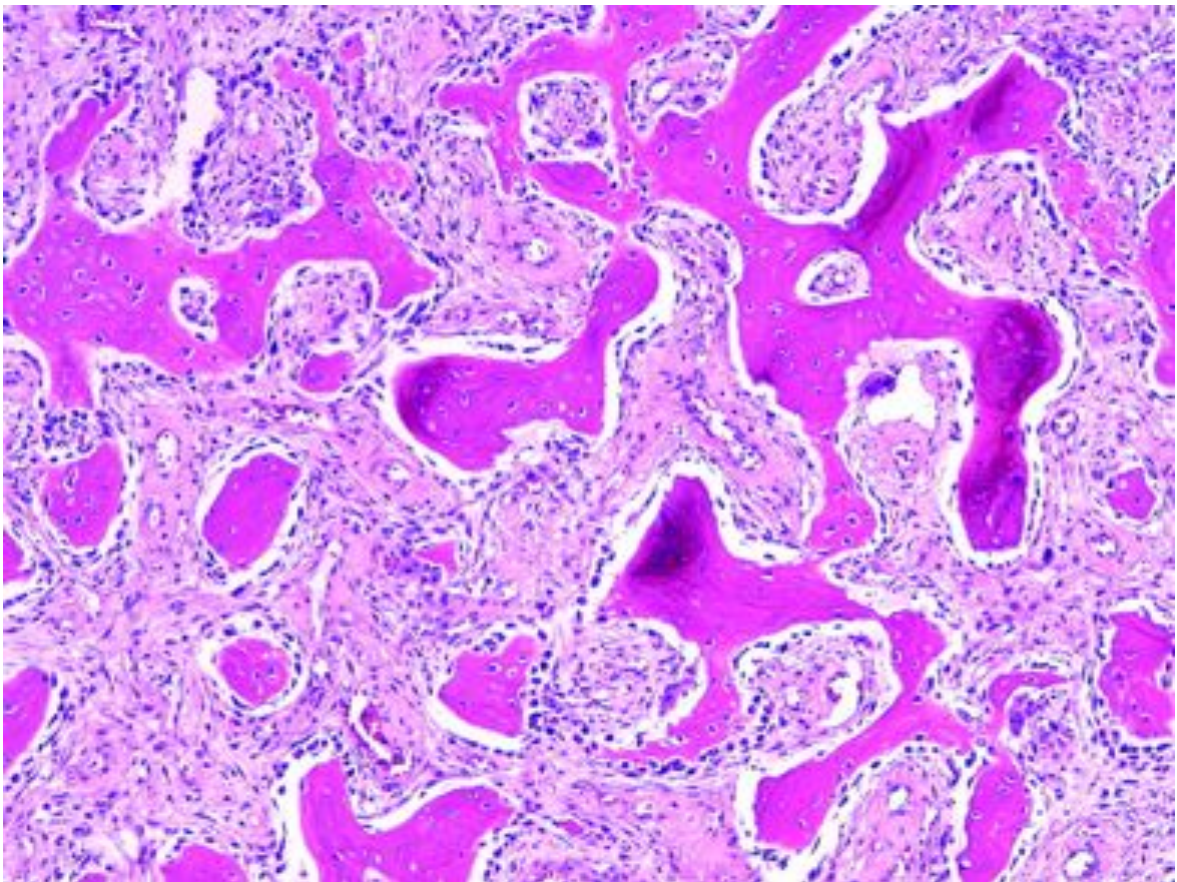


2.7 Caratteristiche del woven bone

La microarchitettura istologica del tessuto osseo che si forma rapidamente nella guarigione perimplantare, così come nella guarigione delle fratture o nello sviluppo

embrionale, non è di tipo lamellare maturo ma è irregolare e viene definito “woven bone” o “a fibre intrecciate” (Figura 5). Istologicamente si presenta con fibrille collagene disposte in modo casuale, numerosi osteociti di forma irregolare, bassa densità minerale e una rete vascolare molto ben rappresentata. La sua architettura irregolare è dovuta al suo elevato tasso di crescita rispetto all’osso lamellare e non all’istodinamica della loro formazione, estremamente simile (Davies 2000). Infatti esso costituisce un impalcatura di osso spugnoso primario a rapida crescita espansiva (30-60 $\mu\text{m}/\text{d}$) in grado di colmare lacune di 1 mm in pochi giorni, domina la scena nelle prime 4-6 settimane e col fenomeno di modellamento e rimodellamento lamellare viene successivamente sostituito con tessuto osseo maturo (*creeping substitution*) che sarà di conformazione adatta a sopportare il carico.

Figura 5 Woven bone (Lin 2006)



2.8 Influenza della topografia della superficie implantare

Come accennato in precedenza è stato dimostrato come la topografia delle superfici implantari rivesta un ruolo fondamentale nella guarigione del tessuto osseo perimplantare.

Sono stati fatti diversi studi che dimostrano come la topografia della superficie implantare influenzi il grado di agglomerazione dei globuli rossi (Park JY 2000) e in particolare la sua rugosità influenzi il numero e il grado di attivazione delle piastrine. (Kanagaraja 1996, Nygren 1997, 1997, Hong 1999)

L'adesione piastrinica iniziale è stata dimostrata essere mediata dall'integrina GPIIb/IIIa che si lega al fibrinogeno adsorbito dalla superficie implantare. (Broberg 2002)

Perciò una maggiore microtopografia di superficie implica una maggiore area implantare, un adsorbimento di fibrinogeno incrementato e quindi una maggiore adesione piastrinica (Figura 6) (Park JY 2001).

Inoltre il fattore di von Willebrand regola l'esposizione di CD62 (P-selectina) da parte delle piastrine migliorando l'interazione tra piastrine e neutrofilo a livello delle superfici implantari (Broberg 2001).

Infatti altri studi dimostrano che le piastrine attivate su superfici ruvide richiamano e stimolano i neutrofilo in modo migliore rispetto alle piastrine attivate su superfici implantari più lisce (Figura 6)(Davies 2003).

E' ben risaputo dalla guarigione delle ferite dermatologiche che la migrazione delle cellule del tessuto connettivo è concomitante con la contrazione della ferita che normalmente avviene attorno al quinto giorno di guarigione(Grillo 1961, Peacock 1984).

Infatti la migrazione dei fibroblasti è stata riconosciuta come responsabile di questa contrazione (Ehrlich 1988) attraverso una forza contrattile di circa 3 nN per ogni contatto adesivo di ciascuna cellula (Galbraith 1997).

Questa capacità delle cellule di contrarre la matrice può causare la perdita di adesione dell'impalcatura transitoria di fibrina sulla superficie implantare (Pederson

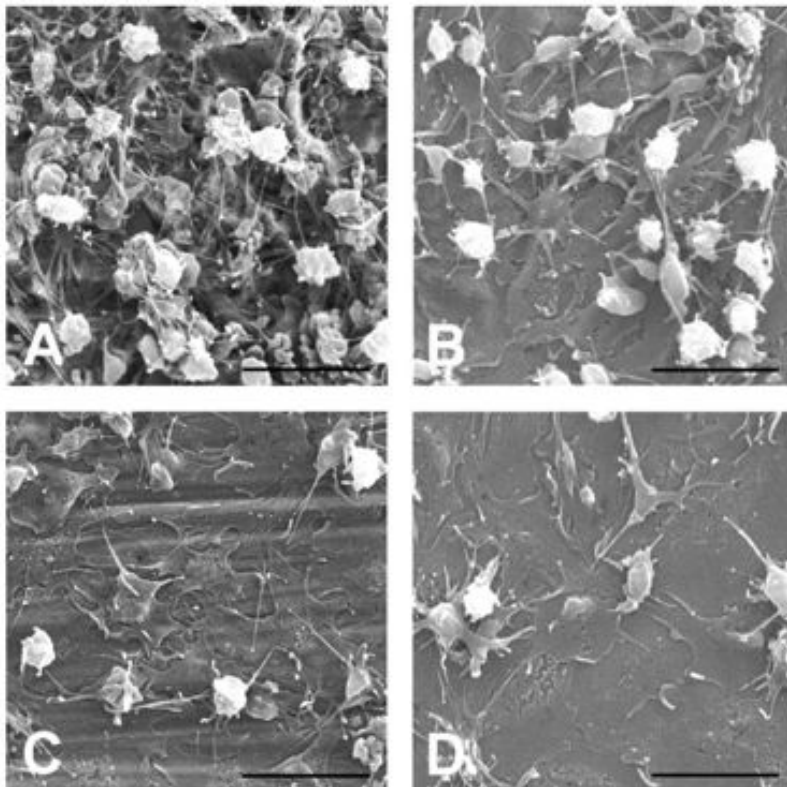
2001) e la conseguente incapacità delle cellule osteogeniche di migrare sulla superficie implantare.

La topografia della superficie implantare gioca un ruolo importante nella ritenzione della fibrina, che risulta maggiore nelle microtopografie ruvide (Steingenga 2004 , Di Iorio 2005)

Perciò La topografia della superficie implantare può avere una profonda influenza sull'osteconduzione sia modulando il livello di attivazione piastrinica (che produrrà un maggiore gradiente di citochine e fattori di crescita con funzione chemiotattica per leucociti e cellule osteogeniche) che mantenendo l'ancoraggio dell'impalcatura temporanea di fibrina aumentandone l'area e offrendo una superficie che permetta di "impigliare" la fibrina ad essa.

Altri studi hanno dimostrato come la topografia della superficie implantare può influenzare il meccanismo dell'angiogenesi (Murakami 1995, Berglundh 1994, Matsuo 1999).

Figura 6 Interazione delle piastrine con 4 diversi tipi di superfici implantari in vitro: A= dual acid-etched, B=320 grit abraded, C=machined, and D=p1200 polished (Park 2001)



Cap.3 BIOMECCANICA

L'ingegneria biomedica, che applica principi ingegneristici ai sistemi viventi, ha aperto una nuova era nella diagnosi, nella pianificazione del trattamento e nella riabilitazione per la cura dei pazienti. Un aspetto di questo settore, la biomeccanica, riguarda la risposta dei tessuti biologici ai carichi ad essi applicati.

La sua evoluzione è fondamentale per quello che riguarda la conoscenza e il successo di una moltitudine di terapie dell'apparato stomatognatico, tra cui in particolar modo la riabilitazione implantare. Infatti, molti progressi nella progettazione delle protesi, degli impianti e degli strumenti sono stati realizzati grazie alla teoria e alla pratica dell'ottimizzazione della progettazione meccanica. (National institutes of Health Development 1988).

3.1 Principi biomeccanici di base

Iniziamo con l'introdurre i principi meccanici di base che sono il mezzo per la descrizione e comprensione della biomeccanica.

Forze e tipi di forze

Per Forza si intende una grandezza fisica vettoriale che si manifesta nell'interazione fra due o più corpi. Essa è descritta classicamente dalla seconda legge di Newton $[F=ma]$ dove m è la massa (unità SI: Kg) e a è l'accelerazione (unità SI: m/s^2).

La sua unità di misura nel SI è il N ($kg \cdot m/s^2$), anche se nella letteratura odontoiatrica implantare viene comunemente espressa come chilogrammi di forza in quanto essendo la costante gravitazionale approssimativamente la stessa in ogni luogo della Terra è la massa il fattore determinante.

Essendo grandezze vettoriali le Forze possono essere descritte in base ad intensità, durata, direzione e fattori di moltiplicazione.

La longevità dell'impianto non è influenzata solo dall'intensità e dalla durata di una forza ma anche dalla sua direzione. Per comprendere la sua influenza, il vettore della Forza viene generalmente scomposto in tre componenti lungo i tre assi principali che sono quello mesio-distale, quello vestibolo-linguale e quello occluso-apicale (Figura 1).

Come vedremo in seguito l'occlusione viene normalmente gestita in modo da concentrare le forze sull'asse occluso-apicale poiché il carico orientato lungo gli altri 2 assi è potenzialmente pericoloso per la longevità degli impianti.

Le forze possono essere descritte come compressive, di tensione o di taglio.

Quelle compressive tendono a spingere 2 masse una verso l'altra, quelle di tensione tendono ad allontanarle e quelle di taglio determinano lo scivolamento di una sull'altra. Già nel 1975 è stato dimostrato come l'osso corticale sia più resistente alla compressione e meno a forze tensive o di taglio (Reilly 1975). Inoltre i cementi e le viti di ritenzione, le componenti implantari e l'interfaccia osso-impianto sono tutti in grado di adattarsi più a forze compressive che tensive o di taglio (Figura 2).

La forma e la geometria implantare sono strutturati in modo tale da trasferire le forze occlusali in modo da massimizzare le componenti compressive all'interfaccia osso-impianto.

Figura 1 Assi di scomposizione delle forze (Misch, Contemporary Implant dentistry 2002)

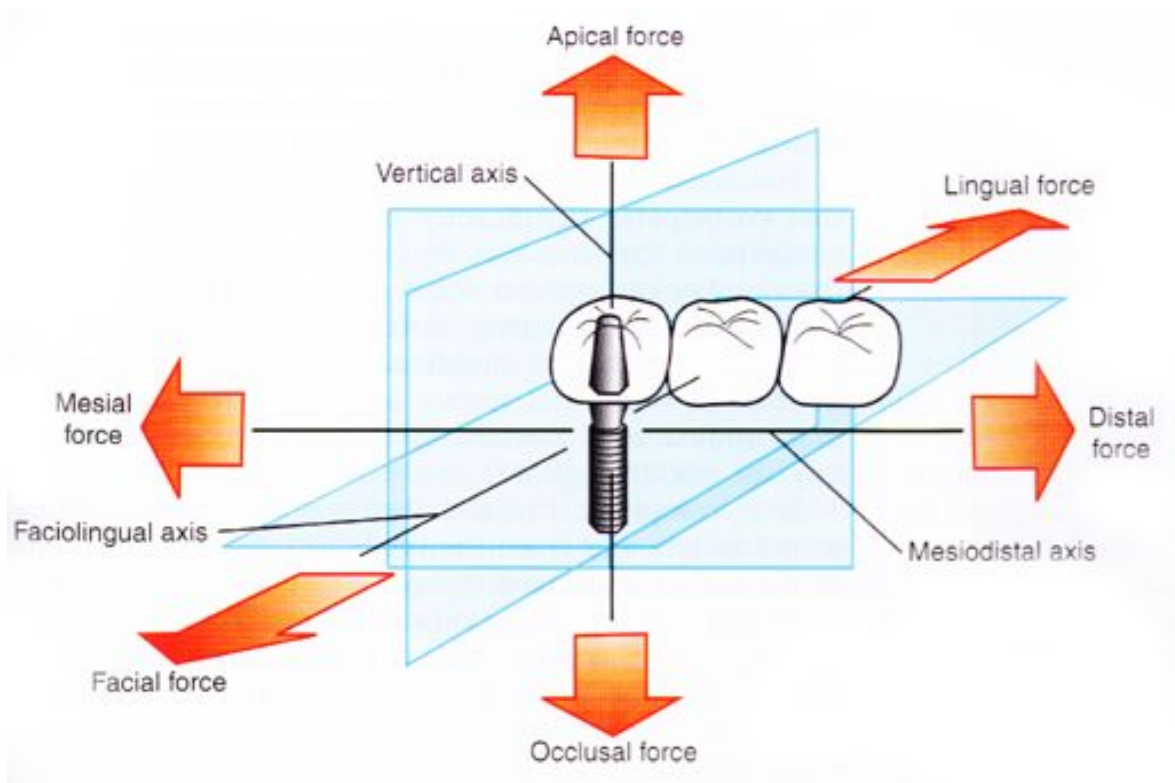
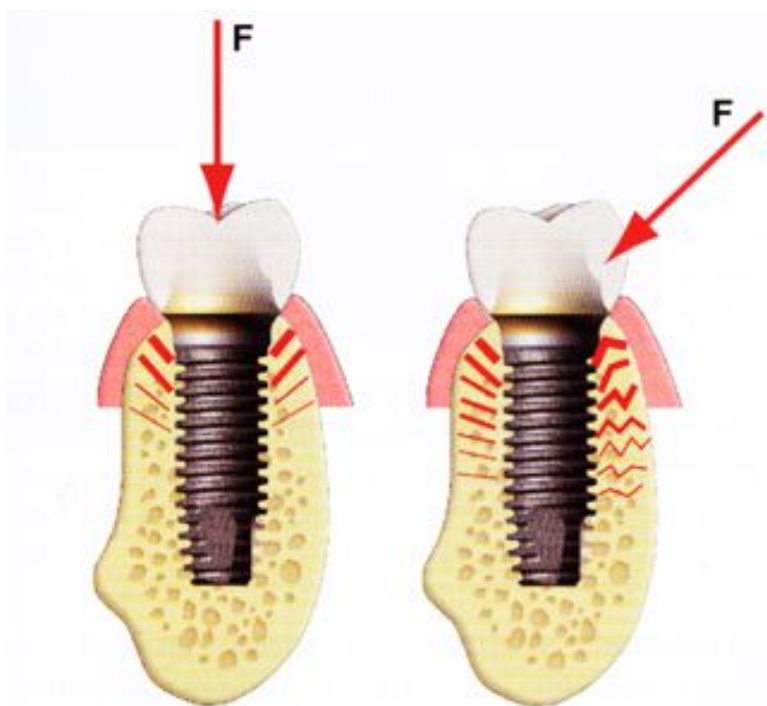


Figura 2 Confronto dello stress fra forza assiale e non assiale (Misch 2002)



Stress

La modalità secondo cui una forza viene distribuita su una superficie viene definita stress meccanico che è specificata dalla seguente formula: $[\sigma = F/A]$ dove F è la forza (N) e A è l'area (cm²).

L'unità di misura dello stress meccanico è il Pa (= N/m²).

L'intensità dello stress dipende da due variabili che sono l'entità della forza e la sezione trasversale dell'area su cui la forza viene distribuita.

L'intensità della forza può essere diminuita riducendo alcuni intensificatori di forza come lunghezza delle estensioni, carichi fuor d'asse ed altezza delle corone.

L'area funzionale trasversale è definita come la superficie che partecipa significativamente al supporto del carico e alla dissipazione dello stress e può essere ottimizzata aumentando il numero degli impianti per l'area edentula considerata e scegliendo una geometria implantare progettata per massimizzare l'area funzionale trasversale.

Deformazione e tensione

La deformazione di un corpo è un qualsiasi cambiamento della configurazione geometrica del corpo che porta ad una variazione della sua forma o delle sue dimensioni in seguito all'applicazione di una sollecitazione.

Una barra dritta, la cui lunghezza originale è l_0 sotto l'azione di uno stress o forza tensiva va incontro a un allungamento fino ad una lunghezza finale ($l = l_0 + \Delta l$).

La deformazione lineare è perciò definita come allungamento per unità di lunghezza, non ha unità di misura e si esprime con la formula $\epsilon = (l - l_0) / l_0 = \Delta l / l_0$.

Esiste inoltre una deformazione di taglio che descrive le modificazioni subite all'angolo retto di un corpo in presenza di uno stress di taglio puro (Figura 3).

La deformazione è strettamente dipendente dalla composizione e dalle capacità meccaniche del materiale che subisce lo stress tensivo.

Sotto ponendo sperimentalmente un corpo ad un carico, si può ottenere una classica curva stress-tensione di cui l'inclinazione rappresenta il modulo di elasticità E e il suo valore indica la rigidità del materiale studiato.

La legge di Hooke descrive la relazione tra relazione tra stress e tensione nel modo più semplice $[\sigma=E\varepsilon]$ dove σ è lo stress applicato (Pa o Kg/cm²), E è il modulo di elasticità (Pa o Kg/cm²) e ε è la deformazione.

Quanto più il modulo di elasticità dell'impianto assomiglierà a quello dei tessuti biologici ad esso contigui, tanto minore sarà la probabilità che si sviluppi un movimento relativo all'interfaccia tessuto-impianto.

Come si vede nel grafico (Grafico 1) all'aumentare dell'intensità dello stress la differenza relativa di rigidità tra l'osso e l'impianto in titanio aumenta, perciò l'osso visco-elastico può rimanere in contatto con il titanio implantare in modo più predicibile se lo stress è basso.

L'osso corticale è circa 5 volte più flessibile del titanio e più denso è l'osso più esso è rigido, perciò la differenza di rigidità tra l'osso e il titanio è inferiore per l'osso di tipo 1 rispetto a quello di tipo 4 secondo Albreksson e Zarb che abbiamo analizzato nel capitolo precedente.

Figura 3 Deformazione lineare e di taglio (Misch 2002)

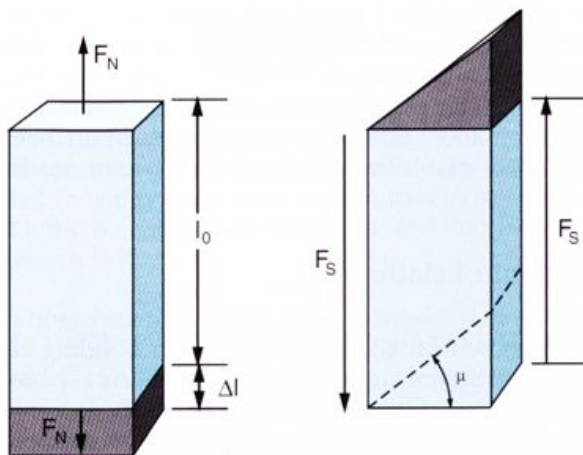
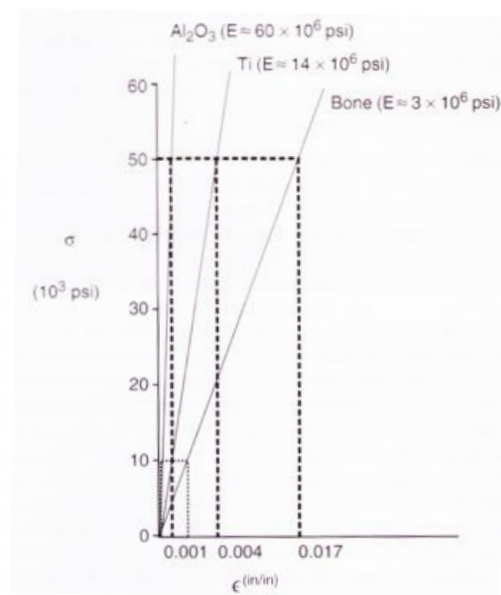


Grafico 1 Differenza tra modulo di elasticità di osso, Ti e Al₂O₃ (Misch 2002)



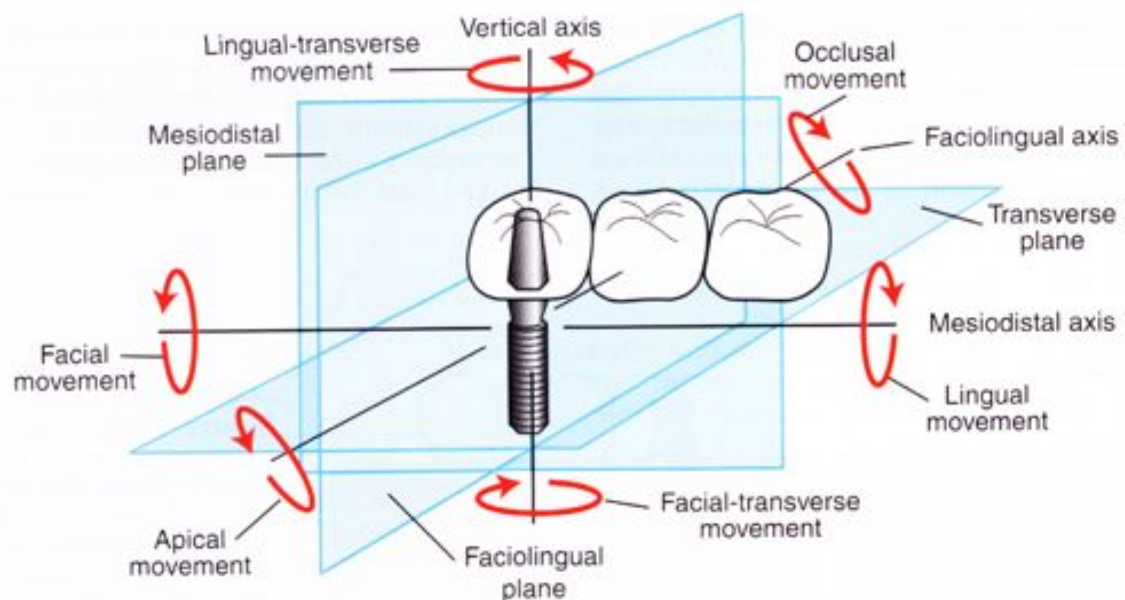
Momento dei carichi e Bracci di leva

Il momento di una forza è la tendenza di una forza a ruotare un oggetto e viene definito come un vettore la cui intensità corrisponde al prodotto tra l'intensità della forza moltiplicato alla distanza perpendicolare dal punto di rotazione preso in esame alla linea d'azione della forza. Questo momento è definito anche come *torque* o *carico torsionale* in quanto tende a produrre rotazione o flessione in quel punto e può avere effetti distruttivi su un sistema implantare se non tenuto bene in considerazione come vedremo in seguito.

In un sistema implantare possono svilupparsi sei diversi momenti, due per ogni asse di coordinate precedentemente descritto (Figura 4), che possono indurre microrotazioni e concentrazioni di stress alla sommità della cresta a livello dell'interfaccia impianto-tessuto che possono portare alla perdita di osso crestale.

In implantologia esistono tre bracci di leva clinici che sono l'altezza oclusale, la lunghezza dell'estensione e l'ampiezza oclusale come vedremo in seguito.

Figura 4 Momenti che si possono creare in un sistema implantare (Misch 2002)

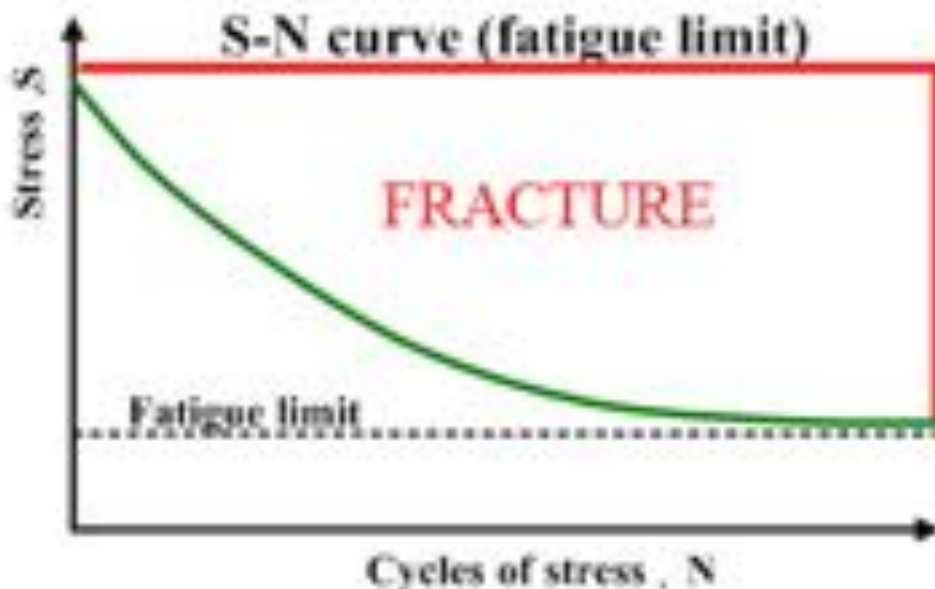


Cedimento da fatica

Il cedimento da fatica è caratterizzato da condizioni dinamiche di carico ciclico. In odontoiatria può essere influenzata dal biomateriale, dalla macrogeometria implantare, dall'intensità della forza e dal numero di cicli.

Il comportamento dei biomateriali è caratterizzato da una curva di fatica S-N, un diagramma dello stress applicato per il numero di cicli di carico (Grafico 2). Si può notare come se un impianto è assoggettato a uno stress particolarmente alto, potranno essere tollerati pochi cicli di carico prima che si verifichi una frattura mentre se gli stress sono inferiori ad un limite detto *limite di fatica* può essere sottoposto ad un numero indefinito di cicli di carico.

Grafico 2 Curva S-N



3.2 Analisi della densità ossea

L'osso è un organo in grado di cambiare in funzione di un certo numero di fattori, come gli ormoni, le vitamine e le influenze meccaniche. Tuttavia, i parametri biomeccanici, come l'assenza di carico per un mascellare edentulo, sono predominanti. (Roberts EW 1987, Klemetti E 1993, Mercier P 1981, Atwood DA 1971, Lavelle CLB 1993) La cognizione, di questa adattabilità è stata riportata per la prima volta più di un secolo fa. Nel 1887, Meier descrisse, dal punto di vista qualitativo, l'architettura dell'osso trabecolare nel femore. (Meier GH 1887)

Nel 1888, Kulmann notò la somiglianza tra lo schema dell'osso trabecolare nel femore e le traiettorie di tensione nelle travi delle costruzioni. (Kulmann C 1888) Wolff, nel 1892 elaborò ulteriormente questi concetti spiegando: "Ogni cambiamento nella forma e nella funzione dell'osso, o della sola funzione, è seguito da alcuni mutamenti definiti nell'architettura interna e da modificazioni ugualmente definite nella sua conformazione esterna, in accordo con le leggi matematiche" (Wolf J 1892) La funzione modificata dell'osso e i cambiamenti definiti delle formazioni interne ed esterne dello scheletro vertebrale, influenzate dal carico meccanico, furono riportate da Murry (Murry PDF 1936) Quindi, l'architettura esterna dell'osso cambia in base alla funzione e anche la struttura ossea interna viene modificata.

MacMillan (MacMillan HA 1926), Parfitt (Parfitt AM 1962) e successivamente Spencer Atkinson con uno studio sistematico su più di 1000 crani umani hanno osservato le caratteristiche strutturali e le variazioni delle trabecole nelle regioni alveolari della mascella. Per esempio, la mascella e la mandibola hanno funzioni biomeccaniche diverse (Figura 5). Infatti sebbene ad entrambe vengano applicati carichi funzionali uguali ed opposti la prima deve assorbire l'intero carico mentre la seconda lo trasferisce all'intero cranio.

La mandibola, in quanto struttura indipendente, è progettata come unità di assorbimento della forza. Quindi, quando sono presenti i denti, lo strato corticale esterno è più denso e spesso e anche l'osso trabecolare è più spesso e denso con le trabecole orientate radialmente. La sua struttura è simile a quella della diafisi un osso

lungo e viene caricata maggiormente in flessione e torsione (Hylander WL 1979, 1981).

D'altro canto, la mascella è un'unità di distribuzione della forza. Ogni tensione sulla mascella viene trasferita dall'arcata zigomatica e dal palato lontano dal cervello e dall'orbita (Figura 6). Come si vede nella rappresentazione le componenti verticali tendono ad essere caricate in compressione (stress negativo) mentre quelle orizzontali in tensione (stress positivo) (Atkinson 1964). Questa è una delle strutture più efficienti per ottenere la massima resistenza alla compressione con una massa minima. Di conseguenza, la mascella ha una lamina corticale sottile e un osso trabecolare fine che supporta i denti. Essendo caricata soprattutto in compressione, la mascella risulta strutturalmente simile al corpo di una vertebra.

Questi autori hanno osservato anche che la densità dell'osso è massima attorno ai denti (lamina cribrosa) ed è più denso a livello della cresta, rispetto alle regioni attorno agli apici. Orban dimostrò una diminuzione nello schema trabecolare dell'osso attorno a un molare mascellare in assenza dell'antagonista, rispetto a un dente con contatti occlusali sul lato controlaterale (Orban B 1953).

Ulm et al. nel 1999 e nel 2009 (Ulm 1999, 2009) ha presentato studi in cui analizzava la qualità ossea e la quantità di osso trabecolare nei mascellari a diversi livelli riscontrando come in entrambi i casi la qualità ossea diminuisse dalle regioni mesiali a quelle distali pur essendo significativamente maggiore nella mandibola rispetto al mascellare superiore .

Non ricevendo più stimoli meccanici, la densità ossea nei mascellari diminuisce anche dopo la perdita dei denti. Questa diminuzione dipende soprattutto dal tempo in cui la regione è rimasta edentula e non caricata adeguatamente, dalla densità iniziale dell'osso, dalla flessione e torsione della mandibola e dalla parafunzione, prima e dopo la perdita dei denti. In generale, il cambiamento di densità dopo la perdita dei denti è massimo nella parte posteriore della mascella e minimo nella parte anteriore della mandibola.

L'osso corticale e trabecolare presente nel corpo viene costantemente modificato dalla modellazione o dal rimodellamento. (Enlow DH 1963) La modellazione presenta siti indipendenti di formazione e di riassorbimento e determina un cambiamento nella forma o nelle dimensioni dell'osso. Il rimodellamento è un processo di

riassorbimento e di formazione nello stesso sito, che sostituisce l'osso precedentemente esistente e influenza principalmente il ricambio interno dell'osso, incluse quelle zone in cui i denti sono mancanti o l'osso è vicino a un impianto endosseo.(Roberts WE 1984, Garretto LP 1995) Questi fenomeni adattativi sono stati associati alla modificazione dello stress meccanico e della tensione ambientale che abbiamo definito in precedenza all'interno dell'osso ospite.(Rhineland FW 1974, Currey JD 1984) Maggiore è la grandezza dello stress applicato all'osso, maggiore è la tensione osservata nell'osso. (Bidez MW 1992) La modellazione e il rimodellamento ossei sono controllati principalmente, in parte o per intero, dall'ambiente meccanico della tensione.

Figura 5 Distribuzione delle forze (Misch 2002)

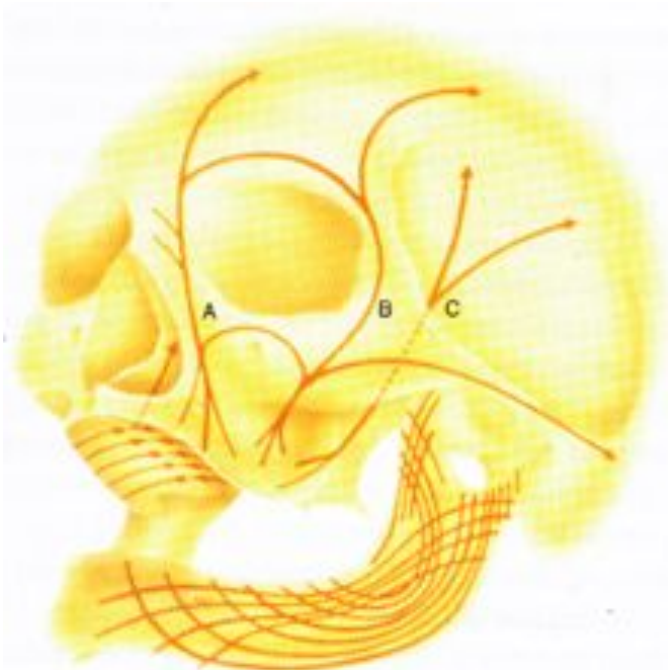
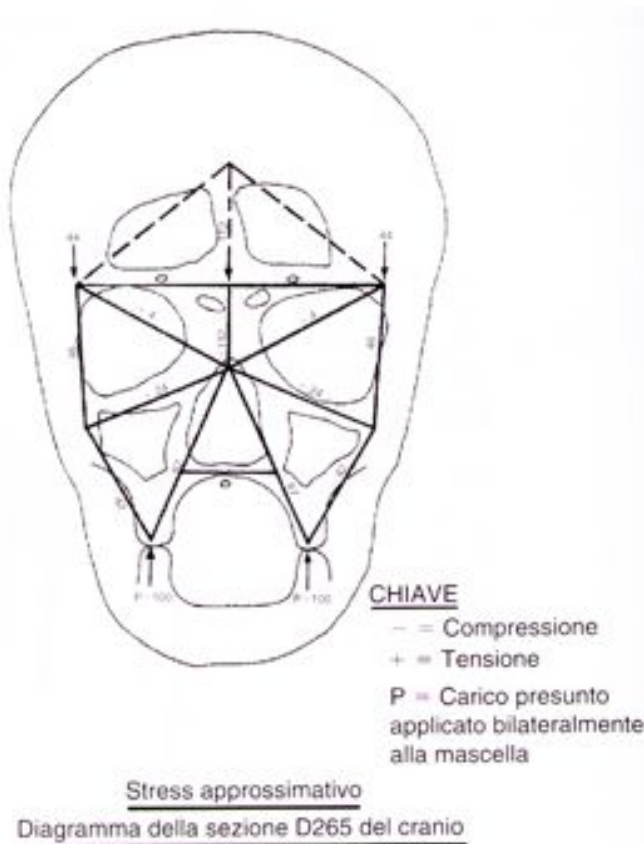


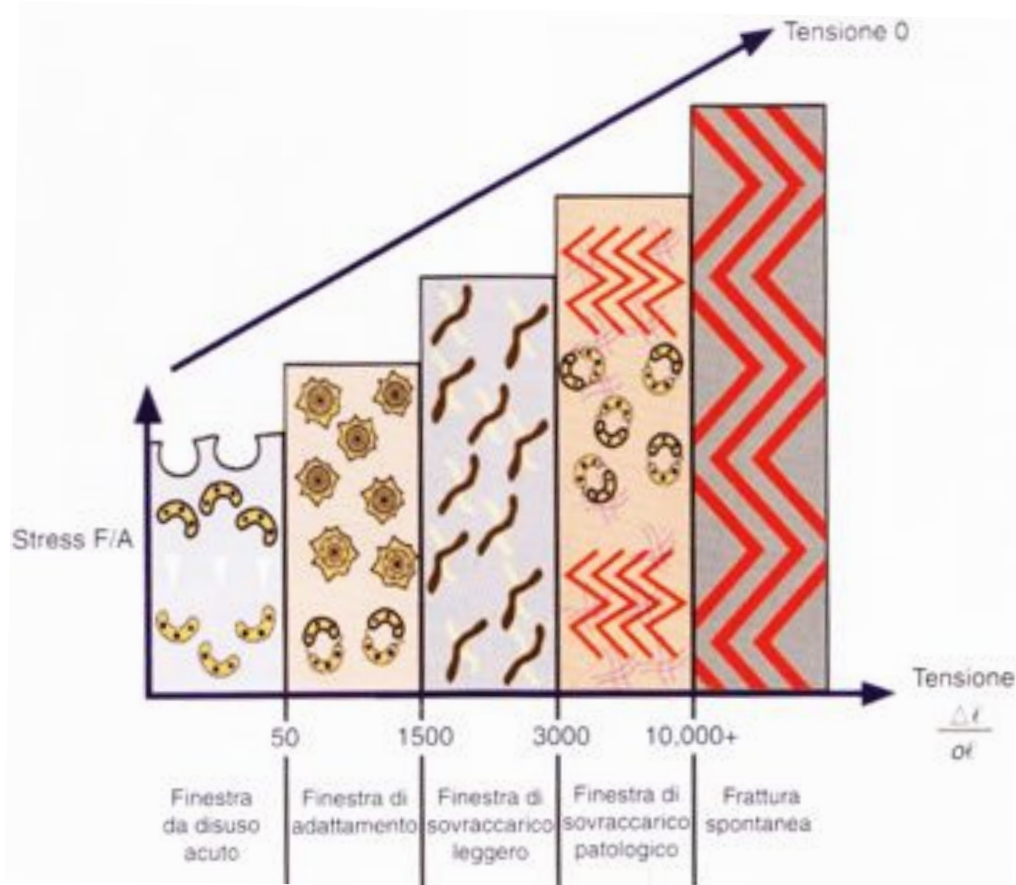
Figura 6 Rappresentazione della distribuzione delle forze nel cranio (Atkinson 1964)



3.3 Adattamento osseo alla tensione meccanica

Nell'insieme, la densità dell'osso alveolare si evolve come il risultato della deformazione meccanica dovuta a microtensioni, Frost ha proposto un modello di quattro schemi istologici per l'osso compatto, correlati all'adattamento meccanico alla tensione (Frost HM 1989, 1990) Infatti l'osso può ridurre le tensioni tramite apposizione o riduzione, formazione o riassorbimento, e con una variazione del modulo di elasticità o della rigidità modificando il contenuto minerale (Cowin SC 1976, 1976, 1978) A seconda della quantità di microtensione sperimentata, sono state descritte, per l'osso, la zona di sovraccarico patologico, la zona di sovraccarico leggero, la finestra di adattamento e la finestra da disuso acuto (Figura 7). Queste quattro categorie possono anche essere utilizzate per descrivere la risposta dell'osso trabecolare nei mascellari.

Figura 7 Diagramma di Frost (Misch 2002)



L'osso nella finestra da disuso acuto perde densità minerale e l'atrofia da disuso si verifica perché la modellazione di nuovo osso è inibita, mentre viene stimolato il rimodellamento, con una graduale perdita netta di osso. La microtensione dell'osso per carichi trascurabili viene riportata da 0 a 200 unità di microtensione ($\mu\epsilon$). Questo fenomeno può verificarsi in tutto il sistema scheletrico, come evidenziato da una diminuzione del 15% nella lamina corticale e perdita estesa dell'osso trabecolare conseguente all'immobilizzazione di un arto per 3 mesi (Kazarian LE 1969). Con il disuso dell'osso sono state riportate una diminuzione della densità dell'osso corticale del 40% e una diminuzione della densità dell'osso trabecolare del 12% (Minaire MC 1974, Uthoff HK 1978). Interessante notare che una perdita ossea simile all'atrofia da disuso è stata associata ad ambienti di microgravità nello spazio più esterno, poiché la microtensione nell'osso, che deriva dalla gravità terrestre, non è presente nell'ambiente spaziale "in assenza di peso" (Simmons DJ 1981). Infatti, un astronauta a

bordo della stazione spaziale russa Mir per 111 giorni perse circa il 12% della sua mineralizzazione ossea. (Ingebretsen M 1997, Oganov VS 2004)

La finestra di adattamento da 200 a 2500 unità di microtensione rappresenta un equilibrio tra modellazione e rimodellamento e le condizioni ossee a tale livello vengono mantenute. L'osso, in questo ambiente di tensione, rimane in uno stato stazionario, e questa può essere considerata la finestra omeostatica della salute. Dal punto di vista istologico quest'osso è fondamentalmente lamellare. Nella zona di carico fisiologico, che corrisponde alla finestra di adattamento, ogni anno viene rimodellato circa il 18% dell'osso trabecolare e il 2-5% dell'osso corticale (Roberts EW 1987). In queste condizioni l'osso lamellare può sostenere milioni di cicli di carico, più di quelli che si verificano normalmente nella vita. Questo è l'intervallo di tensione ideale che si dovrebbe ottenere attorno all'impianto endosseo. Nella finestra di adattamento il ricambio dell'osso è necessario, in quanto Mori e Burr hanno evidenziato il rimodellamento delle regioni di microfrattura ossea per danno da fatica all'interno dell'intervallo fisiologico (Mori S 1993).

La zona di sovraccarico leggero (da 2500 a 4000 (1500/3000) unità di microtensione) causa una maggior percentuale di microfratture da fatica e aumenta la percentuale di ricambio cellulare nell'osso. Di conseguenza, la resistenza e la densità dell'osso alla fine possono diminuire. In genere, in tale intervallo l'osso, dal punto di vista istologico, è intrecciato o di riparazione. Questo può essere lo stato dell'osso quando un impianto endosseo viene sovraccaricato e l'interfaccia ossea tenta di cambiare l'ambiente della tensione. Durante il processo di riparazione, l'osso intrecciato è più debole dell'osso più maturo, lamellare, mineralizzato (Roberts EW 1987). Quindi, mentre l'osso viene caricato nella zona di sovraccarico medio bisogna fare molta attenzione, perché l'"intervallo di sicurezza" per la resistenza dell'osso durante la riparazione viene ridotto (Garretto LP 1995).

Quando le microtensioni sono maggiori di 4000 unità, vengono raggiunte le zone di sovraccarico patologico. (Frost HM 1989) In queste condizioni si può produrre un cedimento da fatica in 1000 cicli, che si possono raggiungere facilmente in poche settimane di normale attività.

La frattura dell'osso corticale avviene tra 10.000 e 25.000 unità di microtensione (deformazione dell'1-2%). Quindi, il sovraccarico patologico può iniziare a livelli di

microtensione compresi tra il 20 e il 40% della resistenza estrema o della frattura fisica dell'osso corticale. L'osso può riassorbirsi e formare in questa zona tessuto fibroso, o quando presente, osso intrecciato di riparazione, poiché è necessaria un'ampia percentuale di ricambio.

La perdita di osso marginale e l'eventuale fallimento di un impianto, evidenziata durante il carico implantare, può dipendere dal fatto che l'osso che si trovi in una condizione di sovraccarico patologico.

Successivamente Turner (Turner CH 1988, 1998) ha riassunto le regole che governano l'adattamento osseo come segue: il carico dinamico (non statico) determina l'adattamento osseo; il carico a breve termine ha un effetto anabolico, mentre un aumento nella durata diminuisce l'adattamento osseo; tensioni anomale evocano adattamento osseo mentre l'osso si abitua alle tensioni routinarie e il rimodellamento cessa.

Più recentemente si è analizzato nel dettaglio cellulare il processo di meccanotrasduzione, che è un processo multifasico che comprende accoppiamento meccanico (traduzione delle forze meccaniche in segnali percepiti dalle cellule sensitive), accoppiamento biochimico (conversione del segnale meccanico in un segnale biochimico che suscita una risposta cellulare, quale attivazione genica), trasferimento del segnale dalle cellule sensitive alle cellule effettrici e risposta delle cellule effettrici (Duncan RL 1995). Altri studi hanno dimostrato che gli osteociti immersi nella matrice ossea all'interno delle lacune agiscono come meccanoettori e aiutino a trasdurre segnali meccanici in biochimici essendo in comunicazione con gli altri osteociti ed osteoblasti periosteali ed endosteali (Turner CH 1998, Cowin SC 1991, Burger EH 1999, Westbroek I 2000, Vezeridis 2006).

3.4 Dinamica masticatoria

Dopo aver compreso l'importanza che ha l'intensità delle forze sul sistema scheletrico in generale e in particolare sull'interfaccia tra tessuto osseo e superficie implantare, analizziamo come vengono applicate tali forze e quale è la loro entità.

Il sistema masticatorio umano consiste nella capacità della mandibola di muoversi in relazione al cranio a cui è connessa da due articolazioni simmetriche, le articolazioni temporo-mandibolari (ATM), dotate di grande libertà di movimento, attraverso l'azione dei muscoli masticatori.

Sei coppie di muscoli sono determinanti nel movimento mandibolare.

Il massetere, lo pterigoideo interno ed il temporale elevano la mandibola; due di questi cioè il fascio profondo del massetere e il fascio posteriore del temporale hanno anche la capacità di determinare movimenti di retrusione. Il muscolo pterigoideo esterno determina la protrusione della mandibola. Il muscolo genioioideo e, particolarmente, il digastrico hanno un'azione di abbassamento e retrazione della mandibola (Herring 2007, Hanman 2008).

La mandibola ha sei gradi di libertà del movimento, tre di traslazione e tre di rotazione orientata nei tre assi (Bagar, Osborn, 1984; Koolstra 2002), per quanto non sia semplice riconoscere i movimenti funzionali nella loro complessità in una combinazione di traslazione e rotazione negli assi predefiniti (Figura 8). Per svolgere questi movimenti tutti i muscoli sopracitati sono attivi; alcuni spostano, altri equilibrano, altri infine stabilizzano, interscambiandosi nel loro ruolo a seconda della progressione del movimento. In stretta coordinazione con essi, i muscoli del collo stabilizzano il cranio e l'osso ioide in modo da costruire basi stabili a partire dalle quali i muscoli di apertura e quelli di chiusura possano agire.

Ogni azione muscolare produce una traslazione della mandibola lungo la sua linea d'azione e una rotazione attorno ad un asse perpendicolare ad esso passante per il centro di massa della mandibola generando quindi un momento (Figura 9) (Koolstra 1995 e 2002).

I carichi muscolari sulla mandibola possono essere importanti e comprendono una forza di taglio dorso-ventrale, torsione lungo l'asse maggiore della mandibola e trasversale che aumenta di entità in direzione da posteriore ad anteriore (Hart RT 1992).

Poiché le inserzioni dei muscoli elevatori della mandibola sono situate posteriormente, la mandibola anteriore sperimenta un grande momento di forze, anche in assenza di carichi occlusali, causati dalla flessione vestibolo-linguale dell'osso. Anche per questo ci aspettiamo densità maggiori nella mandibola anteriore

rispetto la posteriore come dimostrato dagli studi sulle proprietà materiali delle ossa mascellari umani dentate (Schwartz-Dabney CL 2003, Peterson J 2006). Nonostante nella mandibola posteriore siano presenti forze di chiusura notevolmente (2-3 volte) superiori rispetto alla zona anteriore, la densità apparente e la resistenza estrema complessiva dell'osso sono inferiori. (Bidez MW 1992) Di conseguenza, per disperdere tali carichi occlusali posteriori i denti molari posseggono una struttura ampia e multiradicolata.

Molte ricerche hanno riscontrato cambiamenti dimensionali della mandibola durante l'attività attribuendoli all'azione dei muscoli masticatori (De Marco 1974, Grant 1986, Fischman 1990)

Uno dei più comuni è la convergenza mediale che avviene generalmente distalmente ai fori mentonieri durante i movimenti di apertura e protusione. Essa è dovuta principalmente all'attacco dei muscoli pterigoidei interni sulla faccia mediale del ramo della mandibola. L'ampiezza della flessione è stata misurata in 0,8 mm nella zona da primo molare a primo molare e fino a 1,5 mm nei siti da ramo a ramo. (Figura 10) (De Marco 1974, Grant 1986, Fischman 1990).

Durante la masticazione nel lato bilanciante si verificano una flessione sul piano sagittale con stress tensionale lungo il processo alveolare e una torsione (Figura 10). Sul lato lavorante il corpo riceve una torsione secondo il suo asse lungo; la forza muscolare tende a ruotare verso l'esterno il bordo inferiore della mandibola e verso l'interno il processo alveolare mentre il momento torsionale associato alla forza occlusale ha effetto opposto. Perciò la porzione del corpo della mandibola tra questi due momenti torsionali subisce il massimo stress e anche una variazione dimensionale. Il lato linguale risulta inoltre più rigido del vestibolare. (Dechow 2000) E' stato confermato da Hobkirk et al. che anche le mandibole di pazienti con protesi implantari avevano il 19% di torsione dorso-ventrale. (Abdel-Latif HH 2000) L'entità di questa flessione aumenta con il diminuire della dimensione dell'osso, quindi in mandibole con maggiore riassorbimento, e con l'aumentare della forza masticatoria e perciò in caso di parafunzione. Miyamoto et al. in uno studio hanno identificato la flessione mandibolare come causa primaria degli impianti posteriori in protesi fisse mandibolari dell'intera arcata su impianti solidarizzati. Questo è dovuto al fatto che gli impianti rigidamente fissati e solidarizzati fra loro in un restauro dell'intera arcata

sono soggetti ad una forza vestibolo-linguale, e perciò laterale, considerevole durante l'apertura e la parafunzione (Miyamoto 2003, Zarone 2003) in quanto la flessione mandibolare è contrastata dalla protesi.

Figura 8 Forze agenti sulla mandibola su un piano sagittale (Koolstra 2002)

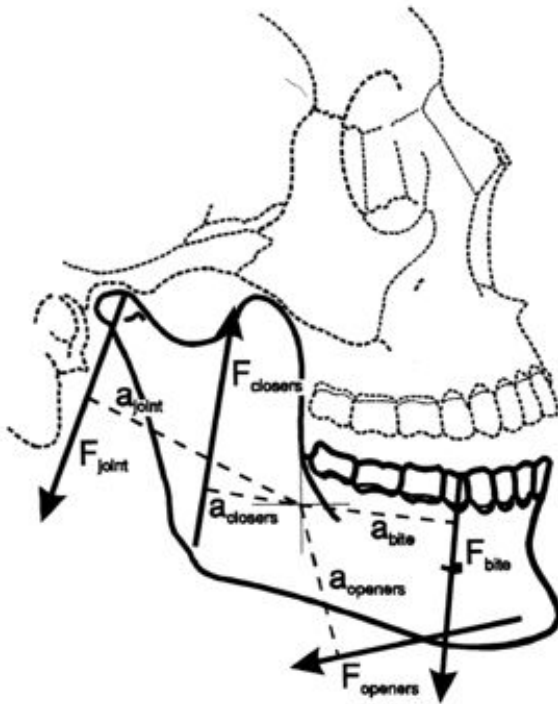


Figura 9 Forza e torque generati da un muscolo (massetere) rispetto al centro di gravità della mandibola (Koolstra 2002)

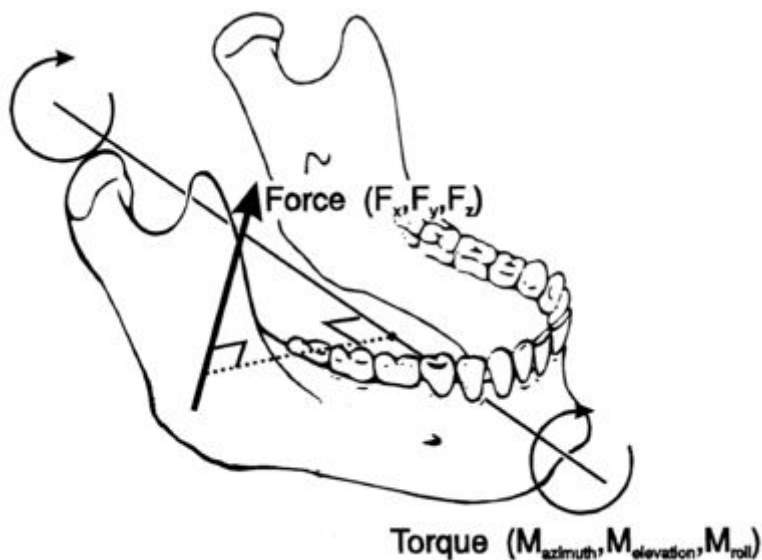


Figura 11 Distribuzione degli stress durante masticazione unilaterale sul lato bilanciante (Misch 2002)

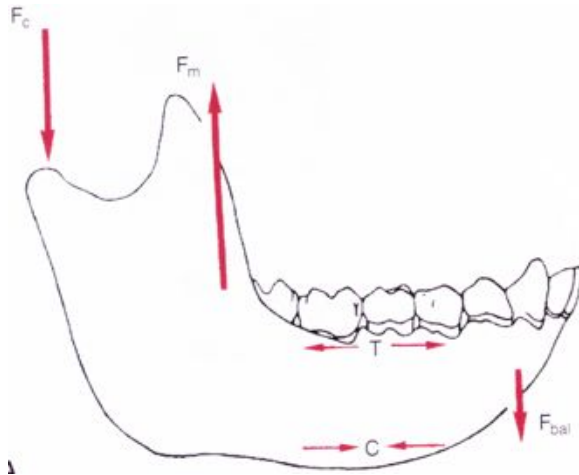
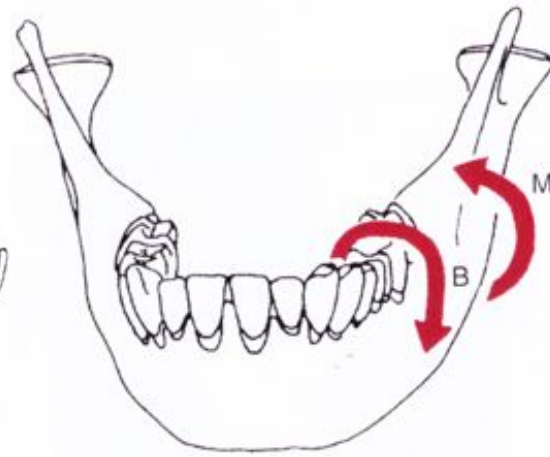


Figura 12 Distribuzione degli stress durante masticazione unilaterale sul lato lavorante (Misch 2002)



3.5 Forze masticatorie fisiologiche e parafunzionali

Le forze “naturali” maggiori esercitate contro i denti e quindi contro gli impianti sono presenti durante la masticazione. (Picton 1969, 1971)

Nelle regioni posteriori queste forze sono prevalentemente perpendicolari al piano occlusale, di breve durata e si verificano solo per brevi periodi durante il giorno. Esse sono comprese tra 2,2 e 20 kg circa, in particolare meno di 2,2 kg/cm² registrata con misuratori di tensione su inlay (Scott 1966). Il tempo reale di applicazione delle forze di masticazione sui denti è di circa 9 minuti ogni giorno (Graf 1969). La muscolatura periorale e la lingua esercitano una più costante, anche se più leggera forza sui denti o sugli impianti in direzione orizzontale. Queste forze raggiungono circa 0,2-0,35 kg/cm² durante la deglutizione (Proffit 1978). Un individuo deglutisce in media 25 volte all’ora mentre è sveglio e 10 all’ora durante il sonno per un totale di 480 volte al giorno (20 min/die). (Graf 1969) La forza massima di chiusura è differente rispetto alla forza di masticazione, è molto variabile tra gli individui e dipende dallo stato della dentatura e della muscolatura masticatoria. Diversi studi su diversi campioni di

popolazioni hanno cercato di misurare l'entità di questa forza ottenendo risultati variabili (Tabelle 1 e 2).

Tabella 1 Forza masticatoria massima media con diverse riabilitazioni

Autori	Denti naturali o tipo di riabilitazione	Forza masticatoria massima media
Carr e Laney, 1987	Protesi mobili convenzionali	59N
	Protesi implanto-supportate	112,9N
Momeburg e Proschel, 2002	FDP di 3 unità implanto-supportate	220N
	Impianto singolo: anteriore	91N
	Impianto singolo: posteriore	12N
Fontijn-Tekamp et al., 1998	Protesi implanto-supportate	(Unilaterali)
	Regione molare	50-400N
	Regione incisale	25-170N
Mericske-Stern e Zarb, 1996	Protesi totali/protesi implanto-supportate	35-330N
van Eijden, 1991	Canino	469±85N
	Secondo premolare	583±99N
	Secondo molare	723±138N
Braun et al., 1995	Denti naturali	738±209N (maschi > donne)
Raadsheer et al., 1999	Denti dell'uomo	545,7N
	Denti della donna	383,6N

Tabella 2 Forza massima di chiusura

Forza massima di chiusura							
RIFERIMENTO	ETÀ (ANNI)	NUMERO	INCISIVI	CANINI	PREMOLARI	MOLARI	COMMENTI
Braun et al.1995	26-41	142				710N	Tra premolari e molari; 789 soggetti maschi; 596 soggetti femmine
van Eijden 1991	31,1 (±4,9)	7		323-485N	424-583N	475-749N	Secondi premolari e secondi molari destra e sinistra (solo soggetti maschi)
Dean et al.1992	Adulto	57	150N			450N	Convertiti dalle figure
Bakke et al. 1990	21-30	20				572N	Misurati sui primi molari a destra e a sinistra
	31-40	20				481N	
	41-50	20				564N	
	51-60	17				485N	
	61-70	8				374N	
Braun et al. 1996	18-20					176N	Primi molari o primi premolari

La tabella 2 mostra le forze massime di chiusura che come è intuibile sono maggiori nell'area molare piuttosto che in quella premolare, canina o incisiva (Mansour 1975). Infatti in uno studio di Chung con 339 impianti in 69 pazienti, in funzione per 8,1 anni, gli impianti posteriori mostravano una media di 3,5 spire di perdita ossea per anno rispetto agli impianti anteriori (Chung 2005).

Queste forze non sono espresse dai pazienti in modo routinario anche se esistono condizioni legate al paziente che possono aumentare il rischio di sovraccarico occlusale sulle protesi implantari.

I principali fattori sono le parafunzioni come bruxismo, serramento e spinta della lingua.

Il bruxismo riguarda principalmente l'usura orizzontale più che funzionale dei denti poiché consiste in uno sfregamento delle superfici incisali e/occlusali dell'arcata inferiore con quelle dell'arcata superiore. Esso è la più comune parafunzione orale,

riportata in circa il 10% (Glass 1993, Lavigne 1994) anche se molti degli interessati non ne è consapevole. Le forze coinvolte sono di intensità più elevata, da 4 a 7 volte più del normale, di durata molto maggiore, di direzione laterale piuttosto che verticale e di taglio più che di compressione (Misch 2002). Queste forze possono svilupparsi mentre il paziente è sveglio o più comunemente mentre è addormentato generando un aumento di carico nel sistema per diverse ore al giorno. In pazienti con impianti affetti da bruxismo grave sono molto frequenti complicanze come fratture protesiche, allentamenti della vite pilastro, fratture implantari e perdita di osso crestale che possono portare al fallimento implantare.

Il serramento, spesso compreso nel termine bruxismo secondo la letteratura odontoiatrica, è una parafunzione che genera una forza costante esercitata da una superficie oclusale sull'altra, senza alcun movimento laterale. La mandibola può essere posizionata in qualsiasi posizione prima del carico statico, può esserci una combinazione di bruxismo e serramento. La direzione del carico può essere orizzontale o verticale, le forze coinvolte sono molto maggiori rispetto ai carichi fisiologici analogamente al bruxismo ma le forze generate sono dirette più verticalmente rispetto al piano di occlusioni almeno nelle regioni posteriori della bocca e non presentando superfici d'usura così facilmente come nel bruxismo è più difficile da diagnosticare (Alderman 1971, Dawson 1989, Misch 2002). Anche il serramento incide come il bruxismo sul verificarsi di possibili complicanze a livello implantare come specificato in precedenza.

La spinta parafunzionale della lingua è una forza non naturale esercitata contro i denti durante la deglutizione. Sebbene la forza di spinta della lingua sia di minore intensità rispetto ad altre forze parafunzionali, essa è di natura orizzontale e può aumentare lo stress nel sito trasmucoso degli impianti. (Misch 2002)

Oltre che dalle parafunzioni la forza esercitata può essere influenzata dalla taglia del paziente, dall'età, dal sesso e dalla posizione scheletrica. (Braun 1995, Raadsheer 1999, Fontijn-Tekamp 1998)

Un brachicefalico con una forma della testa voluminosa può generare una forza tre volte superiore rispetto ad una forma regolare. (Koc 2011)

Nell'edentulismo negli anni la forza massima di chiusura diminuisce mentre progredisce l'atrofia muscolare. (Carr 1987) Dopo il posizionamento degli impianti

questa forza può aumentare del 300% in 3 anni (Fontijn-Tekamp 1998, Raadsheer 1999, Morneburg 2002).

3.6 Fallimenti e complicanze implantari connessi al carico eccessivo

Diversi studi e revisioni della letteratura rilevano come le complicazioni e i fallimenti implantari più frequenti si verificano dopo che l'impianto è stato caricato per motivi biomeccanici soprattutto dovuti ad un sovraccarico (Goodacre 2003, Oh 2002, Jividen 2000, Lekholm 1986, Lang 2000, Tonetti 1994, Heitz-Mayfield 2004) (Tabelle 3 e 4).

Tabella 3 Complicanze meccaniche (Goodacre 2003)

Mechanical implant complications		
	Number placed/affected	Mean incidence
Overdenture loss of retention/adjustment	376/113 prostheses	30%
Esthetic veneer fracture (resin)	663/144 prostheses	22%
Overdenture relines	595/114 prostheses	19%
Overdenture clip/attachment fracture	468/80 prostheses	17%
Esthetic veneer fracture (porcelain)	258/36 prostheses	14%
Overdenture fracture	570/69 prostheses	12%
Opposing prosthesis fracture	168/20 prostheses	12%
Acrylic resin base fracture	649/47 prostheses	7%
Prosthesis screw loosening	4501/312 screws	7%
Abutment screw loosening	6256/365 screws	6%
Prosthesis screw fractures	7094/282 screws	4%
Metal framework fractures	2358/70 prostheses	3%
Abutment screw fractures	13, 160/244 screws	2%
Implant fractures	12, 157/142 implants	1%

Tabella 4 Complicanze più comuni (Goodacre 2003)

Most common implant complications (10% or greater incidence)		
	Number placed/affected	Mean incidence
Overdenture clip/attachment loosening	376/113 prostheses	30%
Implant loss in maxilla from radiation therapy	217/55 implants	25%
Hemorrhage-related complications	379/92 patients	24%
Resin veneer fracture/fixed partial dentures	663/144 prostheses	22%
Implant loss with maxillary overdentures	1103/206 implants	19%
Overdenture relins needed	595/114 prostheses	19%
Overdenture clip/attachment fracture	468/80 prostheses	17%
Implant loss in Type IV bone	1009/160 implants	26%
Porcelain veneer fracture/fixed partial dentures	258/36 prostheses	14%
Overdenture fracture	570/69 prostheses	12%
Opposing prosthesis fracture	168/20 prostheses	12%
Implant loss in smokers	1668/178 implants	11%
Implant loss with short implants (10 mm or less)	2754/272 implants	10%
Implant loss with maxillary fixed complete dentures	4559/443 implants	10%
Esthetic complication with prostheses	493/47 prostheses	10%

Nella fase chirurgica si possono avere dei fallimenti dovuti al surriscaldamento durante la preparazione dell'osteotomia, all'eccessiva pressione o forza torcente sull'interfaccia osso-impianto al momento dell'inserzione dell'impianto oppure al micromovimento dell'impianto mentre sta avvenendo l'osteointegrazione. (Brunski 1979) Ricerche recenti indicano come la fase chirurgica determini una connessione riuscita in più del 95% dei casi, indipendentemente dal sistema implantare utilizzato. (Goodacre 2003)

In qualche caso l'impianto può fallire subito dopo che si è verificata l'integrazione in quello che è stato definito da Misch e Jividen "fallimento durante il carico iniziale" (Misch 2005). La causa di tale fallimento è in genere uno stress eccessivo sulla connessione osso-impianto più che la ritenzione di placca batterica. (Isidor 1996, 1997) Esso dipende dalla quantità di forze applicate alla protesi (Brunski 1989, Bidez 1992, Van Steenberghe 1994, Oh T-J 2002) e dalla densità dell'osso attorno agli

impianti (Leckolm 1986, Gunne 1994, Snauwaert 2000, Goodacre 2003) e può colpire il 15% dei restauri implantari. (Creugers 1994, Oh TJ 2002, Goodacre 2003).

L'allentamento della vite pilastro è stato riscontrato in una percentuale globale del 6% delle protesi implantari, soprattutto nelle corone su dente singolo (25%) che in protesi fisse con unità multiple e overdenture (3%). Fattori che possono portare a questa complicanza sono la presenza di bracci di leva dati da estensioni o maggiore altezza delle corone. (Kallus 1991, Boggan 1999).

Le complicanze più frequenti sono le fratture da fatica dei diversi materiali dentari del sistema implantoprotesico. I materiali seguono una curva di fatica che dipende dal numero di cicli e dall'intensità e direzione della forza. Le fratture da fatica più comuni sono quelle delle corone in resina (22%) seguite dagli attacchi delle overdenture (17%), dalle corone in ceramica (14%) e le basi in resina acrilica (7%). Questi dati sono confermati anche in uno studio di Francetti et al. (Francetti 2008) in cui su 62 pazienti riabilitati con protesi fisse mandibolari di tipo Toronto su 4 impianti nell'11% dei casi si è verificata la frattura della protesi provvisoria in resina acrilica.

Meno comuni sono le fratture delle viti protesiche (3%), delle strutture metalliche (3%), delle viti pilastro (2%), che normalmente sono di diametro maggiore di quelle protesiche, e del corpo implantare (1%), condizione riportata maggiormente in fallimenti a lungo termine.

La decementazione delle protesi avviene con molta più probabilità quando i carichi vengono applicati in maniera cronica sull'interfaccia del cemento o quando sono presenti forze di taglio.

Una delle condizioni che si verifica più frequentemente è la perdita di osso marginale. Essa pur essendo stata ampiamente descritta nella regione crestale di impianti osteointegrati con successo, indipendentemente dagli approcci chirurgici, è riconosciuta come segno patologico che può portare al fallimento implantare. Tale perdita di osso è normalmente maggiore nel primo anno di carico protesico per poi stabilizzarsi ed è stata quantificata da Adell et al. con una media di 1,2 mm durante il primo anno e tra 0,05 e 0,13 mm all'anno negli anni successivi. (Adell 1981) Basandosi su questi dati Albrektsson ha proposto come criteri di successo implantare un riassorbimento osseo di 1,5 mm durante il primo anno e 0,2 mm all'anno in quelli successivi. (Albrektsson, Zarb 1986) Le ipotesi attuali per la causa della perdita

d'osso crestale variano tra la riflessione dell'osso durante la chirurgia, la preparazione dell'osteotomia per l'impianto, la posizione della microfessura tra il pilastro e il corpo implantare, i micromovimenti del corpo del pilastro, l'invasione batterica, lo stabilirsi di un'ampiezza biologica e i fattori di stress. (Adell 1981, 1986, Albrektsson, Zarb 1986, Tonetti 1994, Misch 1995, 2005).

Il ruolo dell'occlusione è controverso. Alcuni autori sostengono che la perdita di osso perimplantare senza il fallimento dell'impianto è associata principalmente a formazioni biologiche o a complicazioni. (Lang 2000, Heitz-Mayfield 2004) Altri suggeriscono la correlazione tra la riduzione di osso crestale e il sovraccarico occlusale. (Rosenberg 1991, Karolyi 1991, Oh TJ 2002, Misch 1995, 2005) Molti autori hanno concluso infine che il trauma occlusale è un fattore legato alla riduzione ossea, sebbene anche la presenza di batteri sia condizione necessaria. Misch et al. in una revisione della letteratura sulla biomeccanica cellulare, principi ingegneristici, studi sugli elementi finiti, studi animali e studi clinici afferma come il sovraccarico occlusale contribuisca nella perdita ossea marginale. (Misch 2005) Questo considerando la risposta del tessuto osseo a carichi eccessivi all'interfaccia tra il titanio e l'osso corticale che possiede un modulo di elasticità da 5 a 10 volte inferiore come illustrato in precedenza. Diversi studi sugli elementi finiti fotoelastici e tridimensionali mostrano come la maggiore intensità dello stress si verifichi attorno alla regione crestale dell'impianto (IMMAGINE) (Bidez 1992, Kilamura 2004, Duyck 2001, Natali 2006). Se non si interviene sul ridurre i fattori di forza che producono perdita di osso perimplantare si può arrivare ad un fallimento implantare, in quanto aumentando sempre più la distanza tra la superficie occlusale e la cresta ossea aumenta il braccio di leva verticale e perciò l'intensità dello stress tra la cresta ossea e la superficie implantare sarà sempre maggiore.

3.7 Il *cantilever* protesico

In situazioni protesiche progettate con *cantilever*, cioè estensioni protesiche prive di supporto implantare, possono svilupparsi grandi momenti di forze sull'interfaccia

osso-impianto e sulle componenti implantare in base alla lunghezza dell'estensione ed al numero e collocazione degli impianti nel sistema. (Brunski 1992)

Le estensioni intensificano la forza sugli impianti, sulle viti dei pilastri, sulle protesi avvitate o cementate e sull'interfaccia impianto-osso.

Un impianto che presenti una barra con estensioni applicando una forza presenta un aumento d'intensità proporzionale alla distanza tra l'impianto e il punto di applicazione ma ha anche un *range* significativo di momento di forza torcente. Tali soluzioni possono essere considerate solo in casi di priorità estetica con un impianto a supporto di due corone, dove sono presenti carichi limitati, anche se manca ancora un supporto scientifico valido (Aglietta 2009).

Un restauro su più impianti con estensioni a cui viene applicato un carico può essere considerato come una leva di classe I in cui l'estensione della protesi dall'ultimo pilastro rappresenta il braccio della potenza, l'ultimo pilastro agisce da fulcro e la distanza dal pilastro più lontano dalla fine dell'estensione rappresenta il braccio della resistenza, o distanza anteroposteriore A-P. In genere la lunghezza del braccio della potenza divisa per quella del braccio della resistenza rappresenta il "vantaggio meccanico" cioè di quanto viene intensificata la forza applicata (Figura 12).

La letteratura recente mostra risultati in parte contrastanti riguardo la sopravvivenza delle protesi fisse su impianti presentanti *cantilever* come indicato da due diverse revisioni sistematiche della letteratura (Aglietta 2009, Zurdo 2009). Entrambe prendono in esame la sopravvivenza delle protesi fisse su impianti con *cantilever* (ICFDs) e le complicanze insorte rispetto a protesi fisse su impianti senza *cantilever* (IFDs). Zurdo et al hanno calcolato per le ICFDs una sopravvivenza media del 91,9% [89,9%-92,7%] a 5 anni, significativamente inferiore al 95,8% per le IFDs, mentre Aglietta et al hanno calcolato una sopravvivenza media per le ICFDs del 94,3% [84,1%-98%] a 5 anni e del 88,9% [70,8%-96,1%] a 10 anni. Questi risultati sono dati da una grande variabilità clinica dovuta al numero di impianti considerato per ICFDs (da 1 a 3), posizione del *cantilever* distale e sua lunghezza. Le complicanze tecniche nelle ICFDs [13-26%] sono più frequenti che nelle IFDs [0-12%] e sono rappresentate soprattutto da frattura della ceramica (10,3%) e allentamento della vite (8,2%) seguito da perdita di ritenzione della protesi (5,7%), frattura del moncone o della vite (2,1%) e frattura dell'impianto (1,3%).

Nonostante studi su elementi finiti e In vitro (Sertgoz e Guvenerg 1996, Stergaroiu 1998, Suedam 2000, Zampelis 2007) mostrassero la concentrazione di stress elevati al livello marginale dell'interfaccia osso-impianto soprattutto a livello dell'impianto più vicino al *cantilever* dopo 5 anni la perdita di osso marginale per le ICFDs è compatibile con i criteri di successo di Albrecktsen e non è significativamente da quella delle IFDs in accordo coi risultati di Blanes et al 2007 (Blanes 2007).

Principi simili alle leve di prima classe si applicano ai carichi su estensioni con impianti anteriori solidarizzati e posizionati lungo una curva con *cantilever* distali. Queste soluzioni protesiche sono definite "Toronto-Branemark" e sono volte a sfruttare i settori anteriori come unico ancoraggio quando l'osso presente nei settori posteriori sia insufficiente per il posizionamento di impianti di forma radicolare senza procedure avanzate ed a non indifferente morbilità.

La letteratura non da indicazioni univoche sui limiti di misura del *cantilever* per la quale esistono valori discordanti tra 10 e 20 mm. (Rodriguez 1994)

Per progettare la misura del *cantilever* è importante valutarne i rapporti con il livello di distribuzione antero-posteriori degli impianti (AP spread). Si definisce AP spread la distanza tra il centro dell'impianto anteriore e una linea congiungente i margini distali dei due impianti più posteriori (Figura 13)

La distribuzione delle forze masticatorie risulta migliore maggiore è l'entità dell'AP spread. (Rodriguez 1994). Seguendo il modello Skalak il *cantilever* non dovrebbe superare 1,8 volte l'AP spread (McAlarney ME 1996) Secondo Misch non dovrebbe superare le 2,5 volte valutando comunque molto accuratamente la densità ossea e le condizioni di forza del paziente, che abbiamo analizzato precedentemente. (Misch 1990)

L'AP spread è influenzato dalla forma dell'arcata: una forma triangolare o a V ha spesso un AP spread molto favorevole (anche superiore a 8 mm) mentre una geometria quadrata o a U è solitamente sfavorevole (2-5 mm). (Figura 14)

Figura 12 Effetti di moltiplicazione della forza del cantilever (Misch 2002)

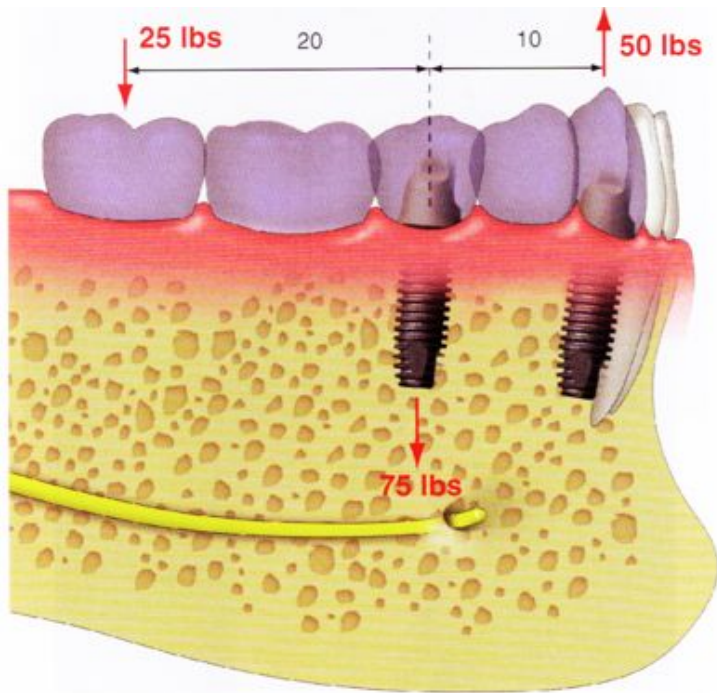


Figura 13 A-P spread

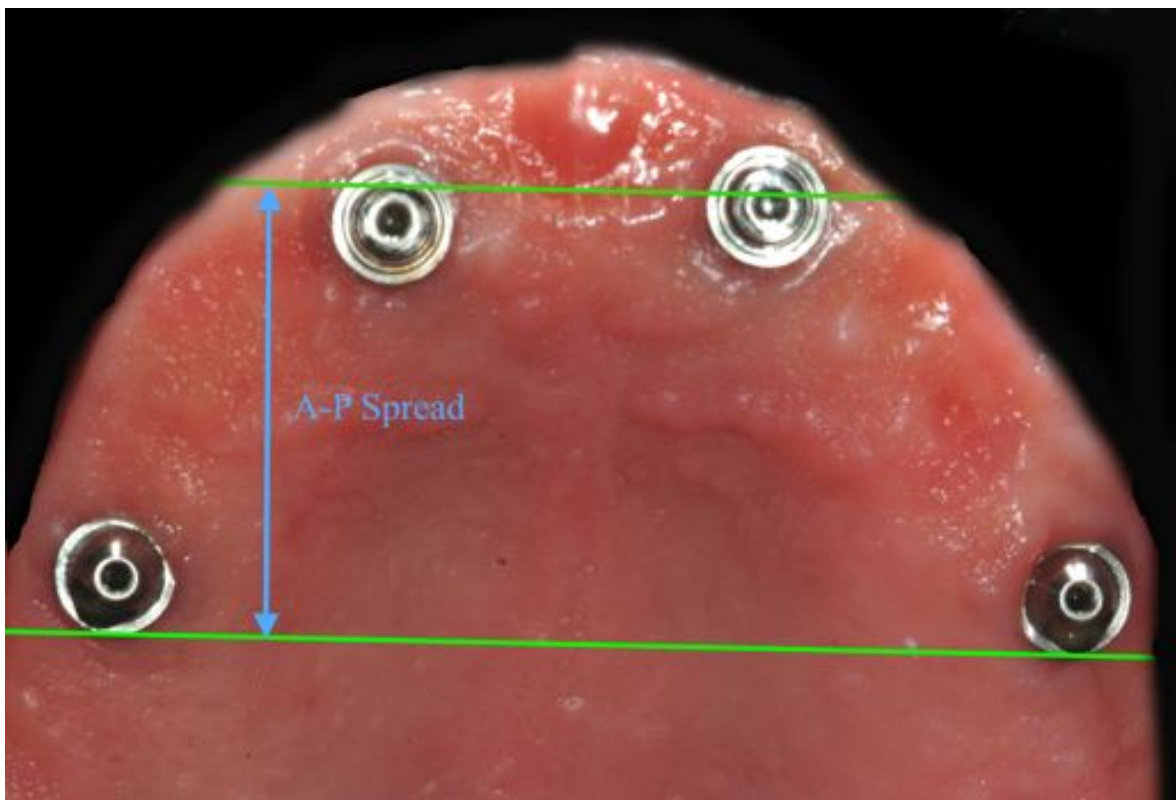
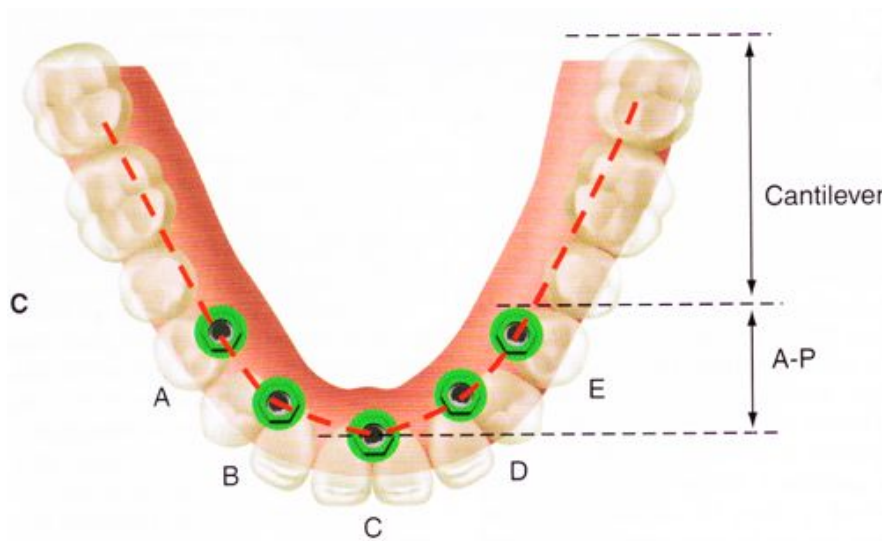
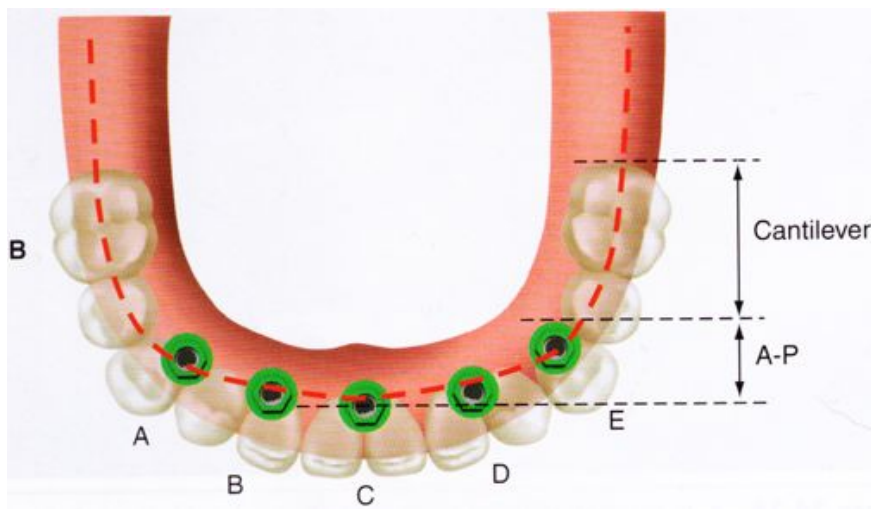
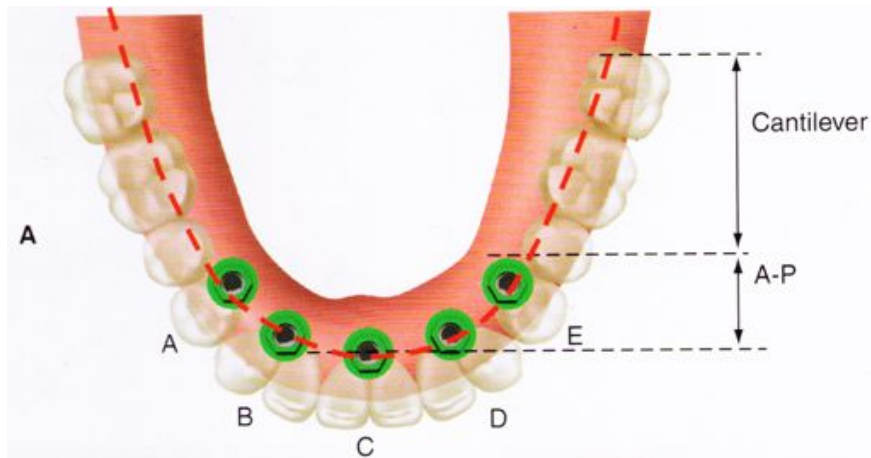


Figura 14 Relazione tra AP spread e cantilever in arcate con forma: **A** ovoidale, **B** quadrata, **C** triangolare (Misch 2002)



Cap. 4 *ALL-ON-FOUR*

4.1 Introduzione al concetto di *All-on-four*

Il protocollo Toronto-Branemark tradizionale come accennato nel cap.3 può mostrare delle complicanze dovute ad una eccessiva lunghezza del cantilever. (Krekmanov 2000)

La medotica implantoprotesica *All-on-four* è stata descritta per primo da Malò nel 2003 (Malò 2003) prevede la riabilitazione immediata dal punto di vista sia funzionale sia estetico di mascellari completamente edentuli mediante l'inserimento di quattro impianti di cui due nella posizione degli incisivi laterali (12 – 22; 32 – 42) e due inseriti più posteriormente, con una inclinazione in senso distale di circa 30 – 35° diretta da mesiale verso distale.

L'inclinazione degli impianti permette di evitare l'interessamento di strutture anatomiche nobili come le cavità dei seni mascellari nel mascellare superiore e il nervo alveolare inferiore nel mascellare inferiore. (Figura 1 e 2)

Inoltre dal punto di vista protesico la fuoriuscita degli *abutments* distali risulta a livello dei premolari consentendo una riduzione del cantilever necessario per una riabilitazione protesica soddisfacente e un aumento dell'*AP spread* garantendo una migliore distribuzione dei carichi.

Il protocollo prevede il posizionamento di una protesi totale provvisoria avvitata priva di cantilever distale, in regime di carico immediato, a 8 - 48 ore dall'inserimento degli impianti che verrà sostituita dopo 4-6 mesi da una protesi definitiva confezionata sulla base di una travata in titanio realizzata con sistematica CAD - CAM, che presenterà un cantilever distale.

Verranno ora trattati singolarmente gli aspetti basilari di questa metodica che sono:

- Quattro può rappresentare un numero di impianti sufficiente per sostenere una protesi fissa di un'intera arcata
- L'utilizzo di impianti inclinati
- Il carico immediato degli impianti

Figura 1 Inclinazione impianto distale nella mandibola per evitare il nervo alveolare inferiore (Jensen 2011)

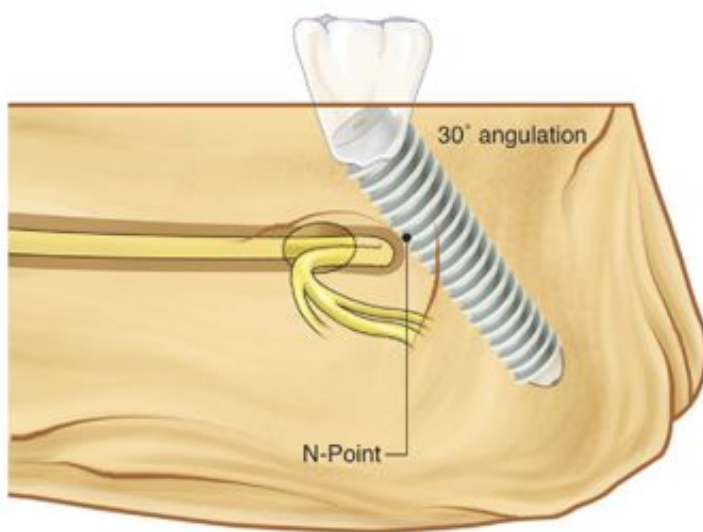
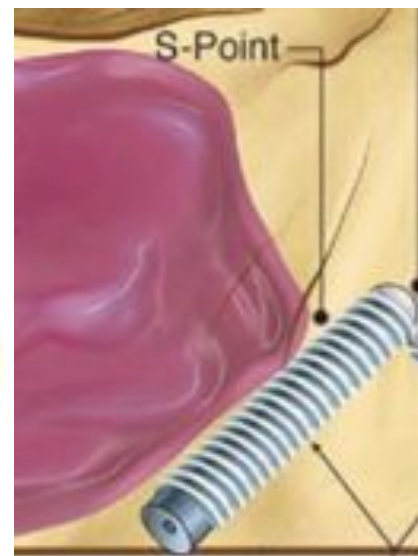


Figura 2 Inclinazione impianto distale nella mascella per evitare il seno mascellare (Jensen 2010)



4.2 Numero di impianti

La scelta del numero di impianti da inserire in una mandibola edentula per una riabilitazione completa mediante una protesi fissa deve essere considerata in relazione allo stress chirurgico correlato all'intervento, ai costi economici e biologici

oltre che all'efficacia funzionale ed estetica del trattamento proposto ed eseguito. In quest'ottica possiamo affermare come la scelta debba essere quella di cercare un numero minimo di impianti per la riabilitazione mediante carico immediato. (Misch 2004, 2004, Engquist 2005)

Uno studio retrospettivo pubblicato da Brånemark et al. nel 1995 (Brånemark 1995) mise a confronto la riabilitazione con quattro o sei impianti su un totale di 156 pazienti con un *follow-up* a dieci anni, ottenendo percentuali di successo paragonabili tra i due tipi di trattamento.

Analisi di elementi finiti che confrontavano riabilitazioni implantari con 4 o 6 impianti hanno riscontrato un'equivalenza meccanica tra le due (Benzing 1995, Bellini 2009) o uno stress maggiore del 9-15% per la configurazione a 4 impianti con presenza di cantilever distali (Takahashi 2010, Carvallho Silva 2010).

Lo studio di Duyck et al. del 2000 utilizzando misurazioni in vivo dello stress implantare con *strain gauges* conferma che quattro impianti risultino sufficienti per il sostegno di una protesi fissa.

La riduzione del numero di impianti inoltre consente un più semplice raggiungimento del fit passivo delle strutture metalliche (Wee 1999, Capelli 2007) e un mantenimento igienico domiciliare più semplice e veloce per un minor numero di superfici implantari e per la maggior distanza tra di esse (Silverstein e Kurtzman 2006, Francetti 2008, Del Fabbro 2010)

Risulta quindi chiaro come un numero di impianti pari a quattro sia sufficiente per la riabilitazione di un'intera arcata tramite protesi fissa a condizione che non siano presenti cantilever protesici troppo estesi e che la qualità ossea sia di buona (Qualità I o II secondo Leckholm e Zarb). (Misch 2004)

Nella metodica *All-on-four* queste condizioni si verificano poiché gli impianti vengono inseriti nella zona anteriore dei mascellari dove la qualità ossea è "migliore" e l'inclinazione degli impianti distali permette di confezionare una protesi provvisoria priva di cantilever e una protesi definitiva con cantilever limitato.

4.3 Impianti inclinati

La posizione e l'inclinazione ottimali degli impianti sono state studiate attentamente da diversi autori.

Krekmanov et al. nel 2000 ha individuato diversi vantaggi biomeccanici nell'utilizzare impianti inclinati come l'ottenimento di un *ap-spread* più ampio, la possibilità di evitare cantilever distali lunghi e perciò il conseguimento di una migliore distribuzione spaziale del carico occlusale. (Krekmanov 2000) (IMMAGINE)

Inoltre è possibile posizionare fixtures più lunghe e con maggiore ingaggio corticale garantendo una migliore stabilità primaria. (Krekmanov 2000, Malò 2003)

Studi di laboratorio (Clelland 1993) ed analisi degli elementi finiti (Clelland 1995, Canay 1996, Rangert 1997, Watanabe 2003, Zampelis 2007) su impianti singoli non perpendicolari alla cresta ossea hanno mostrato come l'impianto inclinato sia soggetto a momento flettente e possa condurre ad un maggiore stress dell'osso marginale.

Tuttavia se gli impianti vengono solidarizzati tra loro da una struttura rigida , la distribuzione degli impianti e la rigidità della struttura protesica ne riduce la flessione. (Dallembach 1996, Krekmanov 2000, Aparicio 2001, Zampelis 2007) In un'analisi 2d degli elementi finiti del 2007 Zampelis et al. ha riscontrato che una inclinazione distale fino a 45° di un impianto solidarizzato con un impianto assiale non aumenta lo stress a livello dell'osso marginale confrontato con l'impianto assiale. (Zampelis 2007)

Altri studi dimostrano che l'inclinazione degli impianti risulta vantaggiosa se consente una riduzione del cantilever. (Takahashi 2010, Bevilacqua 2011, Bellini 2009, Aparicio 2001)

4.4 Carico immediato

Si definisce carico immediato il carico occlusale entro 72h dall'inserimento degli impianti mentre carico precoce il carico da 3 giorni a 3 mesi dall'inserimento degli stessi.

Il protocollo previsto inizialmente da Brånemark nel 1977 (Brånemark 1977) prevedeva che gli impianti dentari una volta inseriti non potessero essere sottoposti a carico prima di tre mesi nella mandibola e sei mesi nella mascella per consentire una corretta osteointegrazione.

Misch et al. (Misch 2004) dimostrò che un periodo così prolungato di guarigione veniva ritenuto necessario sulla base di dati empirici.

Una revisione letteraria di Chiapasco et al. nel 2004 (Chiapasco 2004), di cui è riportata la tabella dei risultati (Tabella 1), analizzò 16 articoli per un totale di 387 pazienti e 1804 impianti caricati immediatamente con un *follow-up* da 1 a 10 anni. Il tasso di sopravvivenza varia dall' 80 al 100% con una media del 95%, deducendo alcune linee guida:

1. almeno 4 impianti sono necessari nella porzione anteriore della mandibola come sostegno ad una protesi fissa.
2. la stabilità primaria con un torque d'inserimento fino a 35 Ncm è un fattore fondamentale per la sopravvivenza implantare a lungo termine.
3. una qualità ossea buona (classi da I a III secondo la classificazione di Lekholm e Zarb) è un fattore importante per la prognosi implantare a lungo termine.

Tabella 1 Sopravvivenza e successo di impianti con carico immediato (Chiapasco 2004)

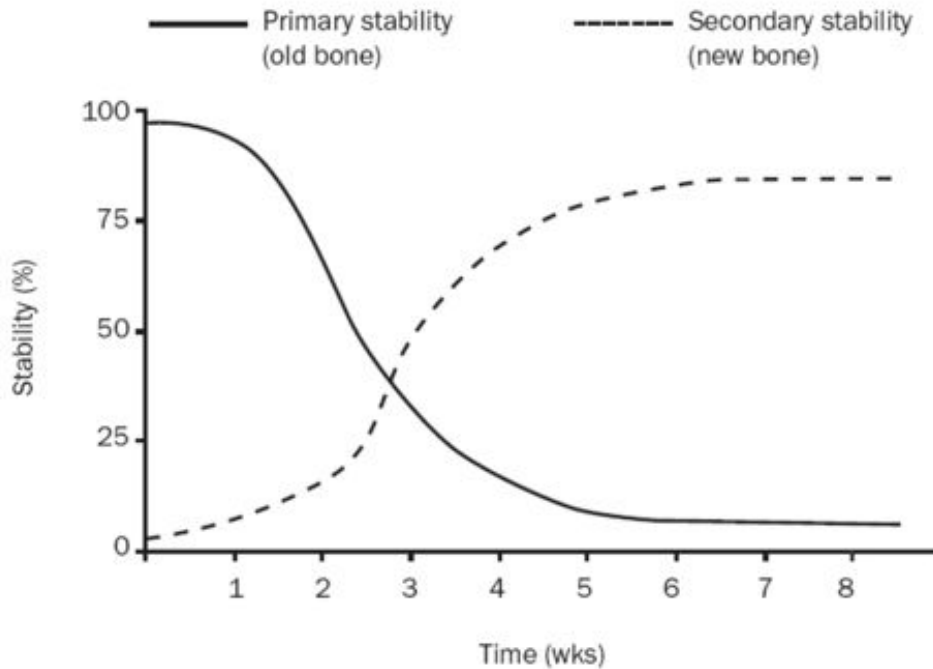
Author	Pts.	Imp. Placed	Imp. Loaded	F-up (y)	Lost	Surv. Rate (%)	Succ. Rate (%)
Schnitman et al. 1997	10	63	28	10	4	85.7	Nd
Tarnow et al. 1997	6	64	36	1-5	2	97.4	Nd
Balshi / Wolfinger 1997	10	130	40	1	8	80.0	Nd
Brånemark et al. 1999	50	150	150	0.5-3	3	98.0	98.0
Horluchi et al. 2000	12	105	96	1-2	2	97.2	Nd
Chow et al. 2001	14	56	56	1	0	100.0	100.0
Chow et al. 2001	27	123	123	1-2	2	98.3	98.3
Ganeles et al. 2001	27	186	161	1-3	1	99.0	Nd
Grunder 2001	5	43	43	2	1	97.3	97.3
Cooper et al. 2002	10	54	48	1	0	100.0	Nd
Malò et al. 2003	44	176	176	1-3	5	96.7	Nd
Wolfinger et al. 2003	24	144	144	3-5	5	97.0	96.5
Testori et al. 2003	62	325	325	1-5	2	99.4	99.4
Engstrand et al. 2003	95	295	295	1-5	18	93.3	93.3
Misch / Degidi 2003	14	100	100	1-5	0	100.0	100.0
Degidi / Plattelli 2003	17	148	148	1-5	0	100.0	100.0
Total	387	2086	1804				

Grazie ai lavori di Pilliar nel 1991, di Brunsky nel 1992 e di Szmukler-Moncler et al. nel 1998 si è potuto valutare come il fallimento implantare non fosse realmente connesso alle tempistiche del carico protesico quanto alla presenza di micromovimenti dell'impianto nell'osso (Pilliar 1991, Brunski 1992, Szmukler-Moncler 1998). Lo stesso autore stabilì in 50 – 150 micron l'entità massima di questo movimento per non compromettere il raggiungimento dell'osseointegrazione. Numerosi altri lavori misero in connessione il valore numerico proposto da Szmuckler-Moncler con le superfici implantari, valutando come questo valore potesse cambiare in funzione della superficie dell'impianto stesso per i meccanismi descritti nel capitolo 2.

Esposito e Grusovin nel 2009 (Esposito e Grusovin 2009) in una Cochrane Database System Review confermano che un alto grado di stabilità primaria sia un prerequisito fondamentale per una procedura a carico immediato di successo e affermano come

sia preferibile applicare un carico immediato agli impianti piuttosto che un carico precoce per sfruttare la stabilità primaria (Grafico 1),

Grafico 1 Stabilità primaria e secondaria nella guarigione perimplantare (Raghavendra, Wood e Taylor 2005)



In una revisione sistematica della letteratura Del Fabbro et al. (Del Fabbro 2010) ha valutato studi prospettici e retrospettivi riguardanti protesi fisse full-arch caricate entro 48h sostenuta da impianti assiali ed angolati con Follow up 12-55 mesi. (Tabella 2)

Sui 1992 impianti solo 25 (1,25%) fallirono di cui solo 2 oltre 1 anno dopo il carico e non è stata rilevata una statisticamente significativa differenza tra fallimenti di impianti assiali ed angolati.

Non è stata trovata differenza di riassorbimento osseo marginale tra impianti assiali ed angolati in nessuno studio preso in esame a parte quello di Calandriello 2005 ma probabilmente per la formazione di una pseudotasca in fase chirurgica.

Sono stati riscontrati più fallimenti nel mascellare superiore ma non in modo statisticamente significativo.

E' stata valutata inoltre una complessiva soddisfazione del paziente e una buona capacità di mantenimento dell'igiene dovuta probabilmente al minor numero di impianti e alla maggiore distanza tra essi.

Tabella 2 Sopravvivenza impianti assiali ed inclinati (Del Fabbro 2010)

Articles	Inserted Implants		Failures		PSR (%)	Location of Failed Implants	Surv Rate	
	Up.	Tilt.	Up.	Tilt.			Up.	Tilt.
Calandriello and Tomatis 2005	33	27	1	1	100	Maxilla	97%	96%
Malò et al. 2005	64	64	0	3	NR	Maxilla	100%	95%
Malò et al., 2006	93	96	0	2	100	Maxilla	100%	98%
Capelli et al., 2007	212	130	2	1	100	Maxilla	99%	99%
Malò et al., 2007	46	46	1	1	100	Maxilla	98%	98%
Agliardi et al., 2008	42	84	0	0	100	-	100%	100%
Francetti et al., 2008	124	124	0	0	100	-	100%	100%
Tealdo et al., 2008	64	47	3	5	100	Maxilla	95%	89%
Agliardi et al., in press	308	308	4	1	100	Mandible (1) maxilla (4)	99%	100%
Weinstein et al., in press	40	40	0	0	100	-	100%	100%

PSR= prosthesis success rate

Tabella 3 Perdita di osso marginale in impianti assiali ed inclinati (Del Fabbro 2010)

Articles	Bone Loss, mm (n of Implants)	
	Upright	Tilted
Calandriello and Tomatis 2005	0.82±0.86 (n=32)	0.34±0.76 (n=26)
Malò et al. 2005	No details by implant type	
Malò et al., 2006	No details by implant type	
Capelli et al., 2007	0.95±0.44 (maxilla; n=84); 0.82±0.64 (mandible; n=32)	0.88±0.59 (maxilla; n=42); 0.75±0.55 (mandible; n=32)
Malò et al., 2007	No details by implant type	
Agliardi et al., 2008	0.8±0.4 (n=28)	0.9±0.5 (n=56)
Francetti et al., 2008	0.7±0.4 (n=60)	0.7±0.5 (n=60)
Tealdo et al., 2008	0.62 mesial (n=61); 0.86 distal (n=42)	0.92 mesial (n=61); 1.04 distal (n=42)
Agliardi et al., in press	0.9±0.7 (maxilla; n=204); 1.2±0.9 (mandible; n=292)	0.9±0.7 (maxilla; n=204); 1.2±0.9 (mandible; n=292)
Weinstein et al., in press	0.6±0.3 (n=36)	0.7±0.4 (n=36)

La validità dell'utilizzo del carico immediato è stato confermato anche da diversi studi istologici su animali che hanno messo a confronto i valori di *Bone-implant contact* BIC tra impianti a carico immediato e impianti a carico ritardato. Romanos et al. nel 2001 (Romanos 2001) e di Sharawy et al. nel 2002 su cani Beagle non mostrarono una differenza statisticamente significativa tra i due periodi di carico (Misch 2004). Testori et al. del 2001 (Testori 2001) analizzò istologicamente l'interfaccia osso-impianto in due impianti, di cui uno caricato immediatamente e uno caricato dopo 4 mesi, valutandone il BIC: l'impianto caricato dopo 4 mesi mostrava istologicamente un BIC di 39%, mentre l'impianto a carico immediato mostrava un BIC di 64%, il che suggerì come, non solo il carico protesico immediato non portasse una diminuzione della superficie di contatto tra osso e impianto, ma potesse stimolare una crescita maggiore della superficie di contatto. Degidi et al. nel 2003 e Ko et al. nel 2003 ottennero valori di BIC tra il 78% e l'85%.

4.5 Analisi del successo clinico

La metodica *All-on-four* è stata oggetto di numerosi studi clinici con follow-up fino a 10 anni dimostrando di essere una tecnica valida e riproducibile. (Malò 2003, 2005, 2011; Jensen-Butura 2011, Jensen-Graves 2011, Francetti 2008, 2010, Agliardi 2010, Babbush 2010, Testori 2007, 2008; Calandriello 2005; Weinstein 2010)

Malò nel 2003 (Malò 2003) in uno studio retrospettivo su 44 pazienti con riabilitazione implantoprotesica mandibolare di tipo *All-on-four* ha rilevato 5 fallimenti implantari nei primi 6 mesi e successivamente nessuno fino a 3 anni (96,7% sopravvivenza) e un 100% di sopravvivenza protesica.

Lo stesso autore nel 2005 (Malò 2005) in uno studio retrospettivo con follow-up di un anno su 32 pazienti con riabilitazione implantoprotesica sul mascellare superiore di tipo *All-on-four* ha rilevato 3 fallimenti implantari e un riassorbimento medio di osso cervicale attorno agli impianti di 0,9 mm senza differenze significative tra impianti inclinati ed impianti assiali. Allo stesso risultato sono arrivati Capelli et al. 2007 (Capelli 2007) in uno studio multicentrico su 342 impianti assiali ed inclinati di 25°-

35° assiali in riabilitazioni full-arch con carico immediato e Testori et al. (Testori 2008).

Francetti et al. nel 2008 (Francetti 2008) in uno studio prospettico su 62 pazienti riabilitati con *All-on-four* mandibolare con follow-up fino a 5 anni (media 22 mesi) ha rilevato una sopravvivenza implantare del 100% e indici di placca e sanguinamento in costante diminuzione nel tempo a conferma dell'importanza di un rigido protocollo igienico di richiami e dell'acquisizione di una certa capacità dei pazienti nel mantenere una igiene domiciliare soddisfacente. Lo stesso risultato è stato evidenziato in uno studio di Weinstein et al. del 2010 (Weinstein 2010) che constata anche un elevato grado di soddisfazione estetica e funzionale dei pazienti.

Uno studio prospettico di Francetti del 2010 (Francetti 2010) su 33 riabilitazioni di tipo *All-on-four* nel mascellare inferiore e 16 nel mascellare superiore con follow up fino a 5 anni (media 52 mesi per la mandibola e 33 mesi per il mascellare superiore) osserva un riassorbimento osseo cervicale medio di 0,85 mm dopo 36 mesi sia per impianti assiali che per impianti inclinati.

I risultati dei precedenti studi sono confermati da Babbush et al. nel 2010 (Babbush 2010) con una sopravvivenza implantare del 99,6% fino a 29 mesi su 708 impianti in 165 pazienti, Butura et Jensen (Butura e Jensen 2011) su 857 impianti con configurazione *All-on-four* mandibolare a 3 anni e Graves et Jensen (Graves e Jensen 2011) a 3 anni su 276 riabilitazioni *All-on-four* del mascellare superiore.

Malò nel 2011 (Malò 2011) in uno studio longitudinale con follow-up fino a 10 anni su 980 impianti in 245 pazienti con riabilitazione implantoprotesica mandibolare di tipo *All-on-four* rileva 21 fallimenti implantari in 13 pazienti con un successo cumulativo a 5 anni del 98,1% relativo agli impianti e 94,8% relativo ai pazienti e a 10 anni del 93,8% relativo agli impianti e 94,8% relativo ai pazienti dimostrando risultati predicibili anche a lungo termine.

4.6 Protocollo chirurgico e protesico

L'intervento chirurgico viene effettuato sotto copertura antibiotica: nello specifico la profilassi consiste in due compresse da 1 g di amoxicillina triidrato assunte almeno un'ora prima dell'intervento. Nei 3 giorni precedenti l'intervento vengono prescritti sciacqui di clorexidina 0,20% con 10 ml di prodotto puro per 1 minuto 3 volte al giorno. Il paziente proseguirà tali sciacqui per ulteriori 7 giorni dopo l'intervento, al fine di garantire un adeguato controllo della carica batterica del cavo orale.

Un antinfiammatorio (naprossene sodico 550mg) viene prescritto per la sera dell'intervento, per la mattina e la sera successiva, con ulteriori somministrazioni in caso di persistenza della sintomatologia dolorosa.

Dopo la preparazione sterile degli operatori, del paziente e dello strumentario chirurgico, si procede all'anestesia plessica dell'arcata mediante articaina cloridrato 4% con adrenalina 1:100.000. L'anestesia del tronco nervoso mandibolare viene generalmente evitata.

Viene condotta un'incisione crestale a spessore totale con due incisioni di scarico distali (Figura 2) e si procede all'esposizione del processo alveolare e all'individuazione dell'emergenza del nervo mentoniero o dei seni mascellari (Figura 3). Dove necessario, si ricorre alla regolarizzazione del processo alveolare mediante strumenti rotanti e/o pinze ossivore.

Con la fresa da 2 mm si pratica un foro sulla cresta ossea in posizione mediana, al fine di inserire la Malo Guide® (Nobel Biocare AB, Göteborg, Svezia) (Figura 4). Questa guida chirurgica presenta dei riferimenti che consentono all'operatore di gestire la distanza interimplantare, l'inclinazione delle fixture, oltre che la relazione delle stesse rispetto all'arcata antagonista. Essa inoltre è in grado di fornire una protezione linguale nei confronti degli strumenti rotanti.

A questo punto si possono preparare gli accessi chirurgici per le due fixture distali di 4 mm di diametro, che vengono inserite con una inclinazione di circa 30° rispetto all'asse protesico (Figura 5). Si inseriscono successivamente gli impianti paramediani in sede 32 e 42, con una inclinazione perpendicolare rispetto al piano occlusale (Figura 6). Al fine di poter eseguire una riabilitazione a carico immediato, i siti

implantari vengono sottopreparati e le fixture devono essere inserite con un torque compreso tra 30 e 50 Ncm nell'osso mandibolare.

Come evoluzione della tecnica chirurgica Jensen ha descritto per mandibole con forame mentoniero molto anteriore ed adeguata altezza ossea il posizionamento dell'impianto distale con inclinazione vestibolo-linguale (Jensen 2011) (Figura 7) o in mascellari superiori molto atrofici l'inclinazione mesiodistale degli impianti mesiali ricercando anche l'ingaggio della corticale ossea delle cavità nasali (Jensen 2010) (Figura 8).

Sopra gli impianti, vengono infine applicati delle apposite connessioni protesiche definite Multi Unit Abutments (MUA) (Nobel Biocare AB). In particolare, sugli impianti distali, al fine di ricreare un allineamento della connessione protesica più favorevole per la riabilitazione rispetto alla reale inclinazione dell'impianto, vengono avvitati due MUA angolati di 30° rispetto all'asse della fixture. L'emergenza di tale connessione sarà presente all'incirca a livello dei secondi premolari. *Abutments* o MUA privi di inclinazione sono invece inseriti sugli impianti anteriori (Figura 9). Sempre in fase chirurgica, dopo l'alloggiamento dei coping da impronta, si procede al posizionamento di una sutura non riassorbibile 4/0 o 5/0. L'ultima fase della seduta operatoria è rappresentata dal rilevamento di un'impronta di posizione implantare con polivinilsilossano, che servirà per il confezionamento della protesi provvisoria in acrilico contenente 10 elementi. Al termine del rilevamento dell'impronta, a protezione delle connessioni protesiche rappresentate dai MUA, vengono posizionate delle cappette in materiale plastico denominate Healing caps multi-unit®, utili anche a guidare la guarigione dei tessuti molli nell'immediato periodo post-chirurgico (Figura 10).

Entro 48 ore dalla chirurgia viene consegnata e serrata a 10Ncm la protesi provvisoria (Figura 11).

Il manufatto è realizzato integralmente in resina acrilica, priva di cantilever distali. Presenterà una occlusione bilanciata in regione intercanina come da protocollo Malò. Gli eventuali elementi distali presenti non avranno contatti occlusali o interferenze. È importante che la protesi non trasmetta agli impianti in via di guarigione tensioni dovute generalmente all'assenza di precisione nell'accoppiamento tra connessione e impianto o a errori nelle fasi di realizzazione protesica.

Passato un periodo di 4-6 mesi è possibile procedere alla realizzazione della protesi definitiva secondo sistematica CAD-CAM Procera®.

La fase di transizione tra protesi provvisoria e protesi definitiva è fondamentale per una completa osteointegrazione.

Dopo aver rilevato le impronte di precisione, verificato la passività della sottostruttura, definita la masticazione e l'estetica si consegna la protesi definitiva, che possiede una sottostruttura metallica, un cantilever distale, 12 elementi dentari e con un'estetica migliorata (Figure 12 e 13).

Figura 2 Incisione crestale

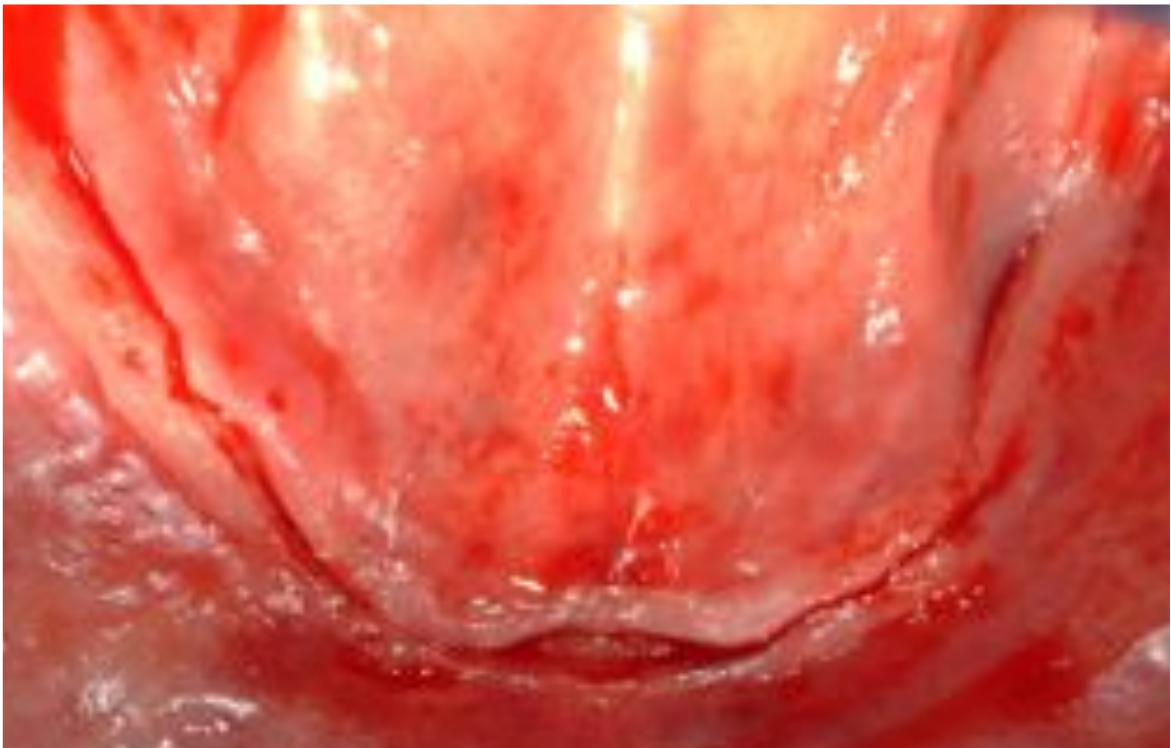


Figura 3 Esposizione processo alveolare e individuazione nervo mentoniero

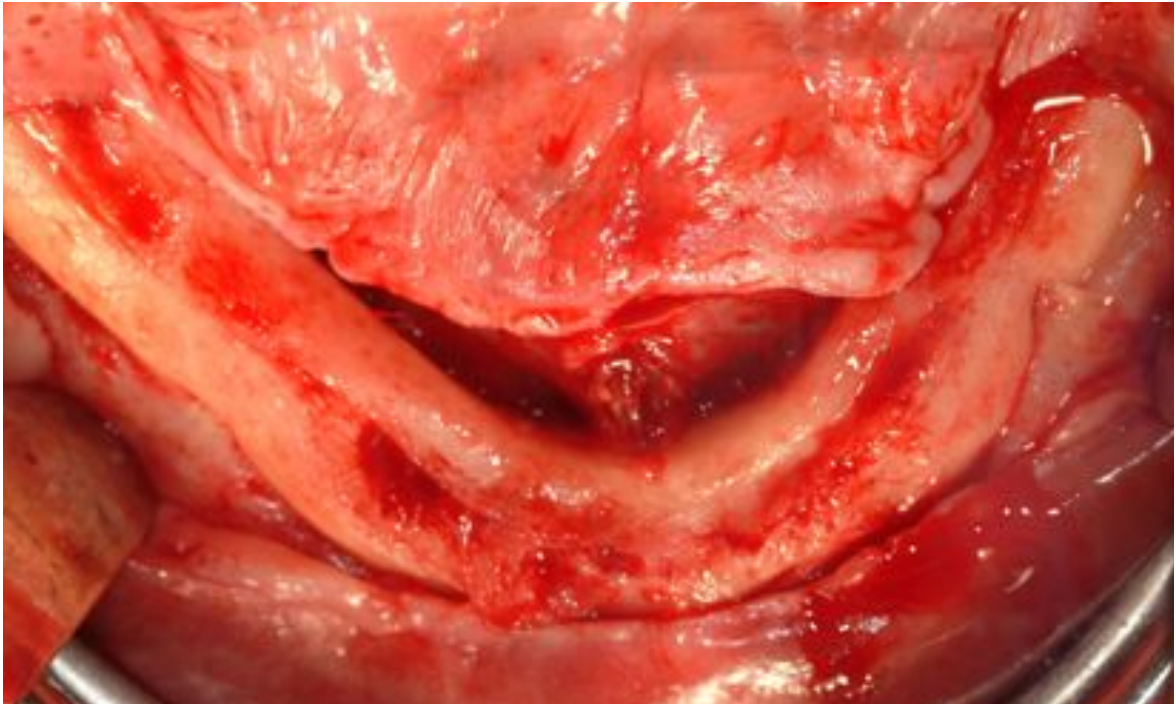


Figura 4 Posizionamento *Malò guide*

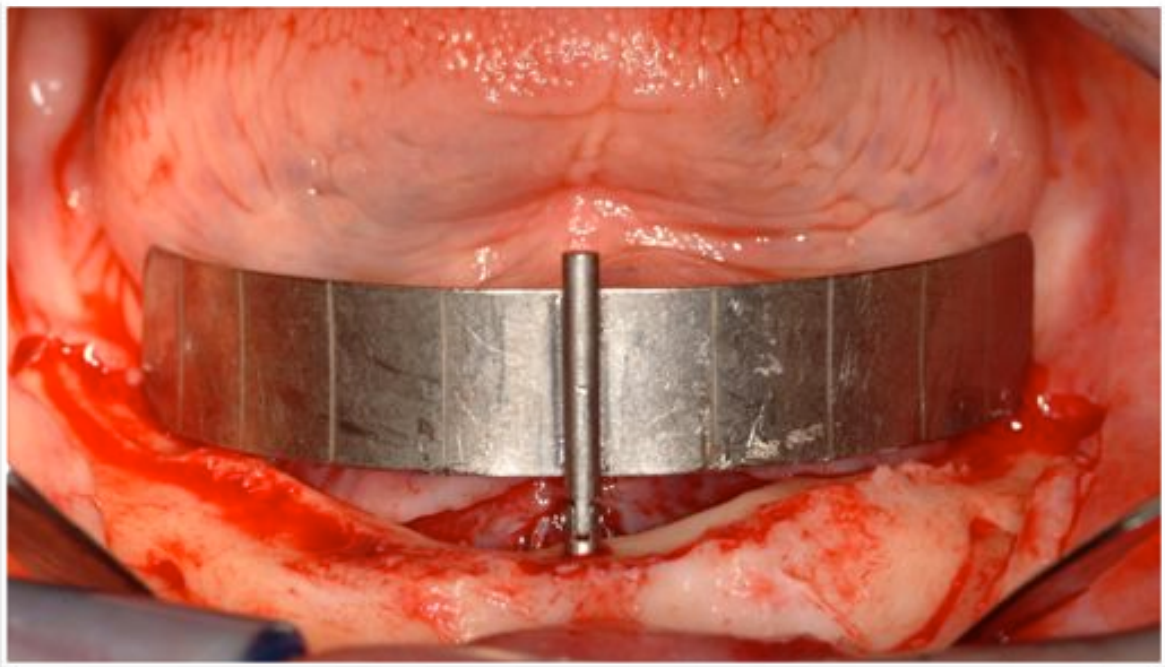


Figura 5 Preparazione sede implantare 45

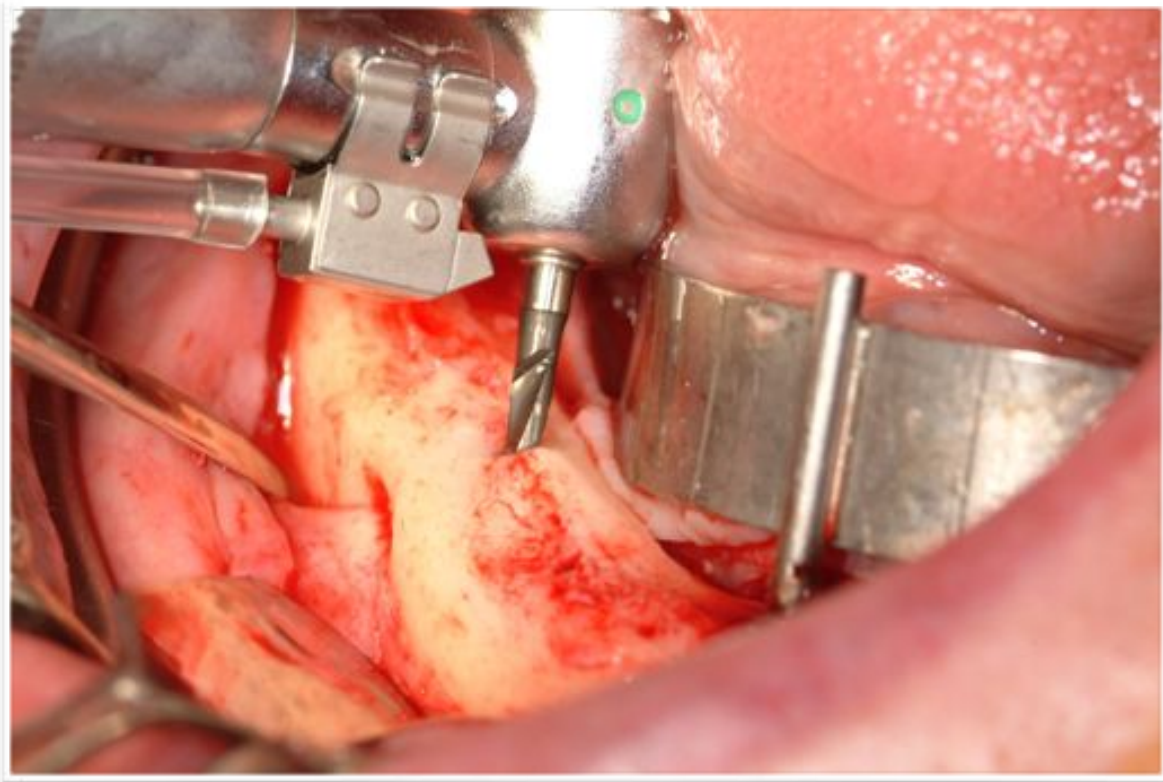


Figura 6 Posizionamento dei 4 impianti

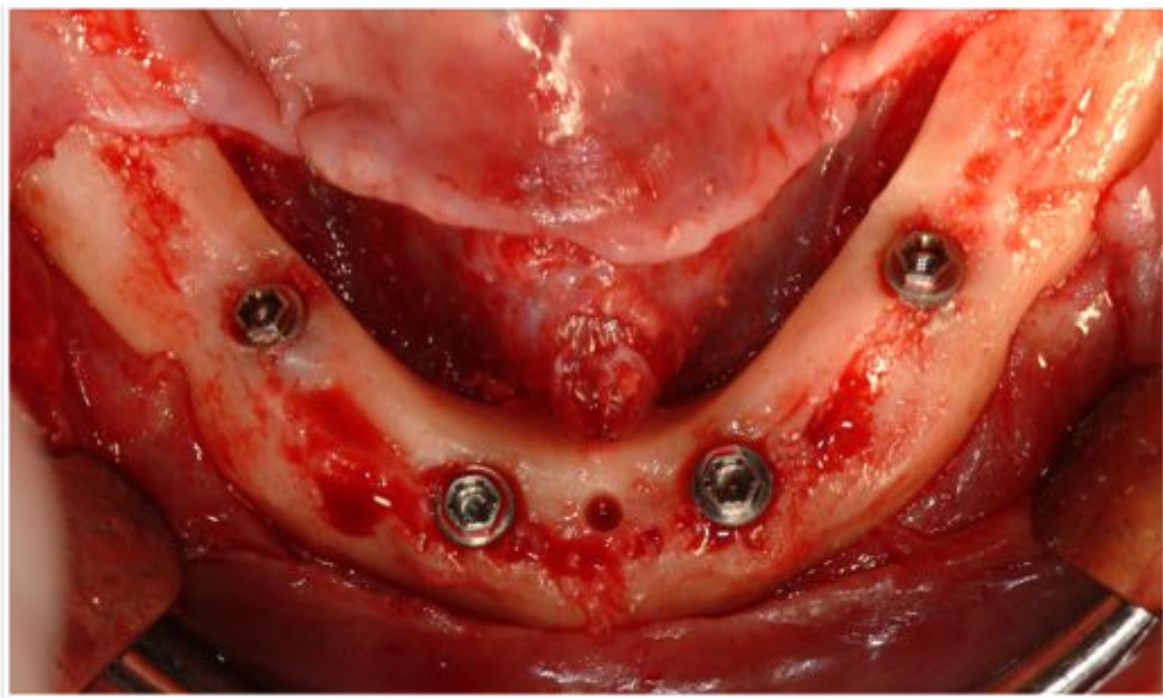


Figura 7 Possibile evoluzione della tecnica chirurgica nel mascellare inferiore (Jensen 2011)

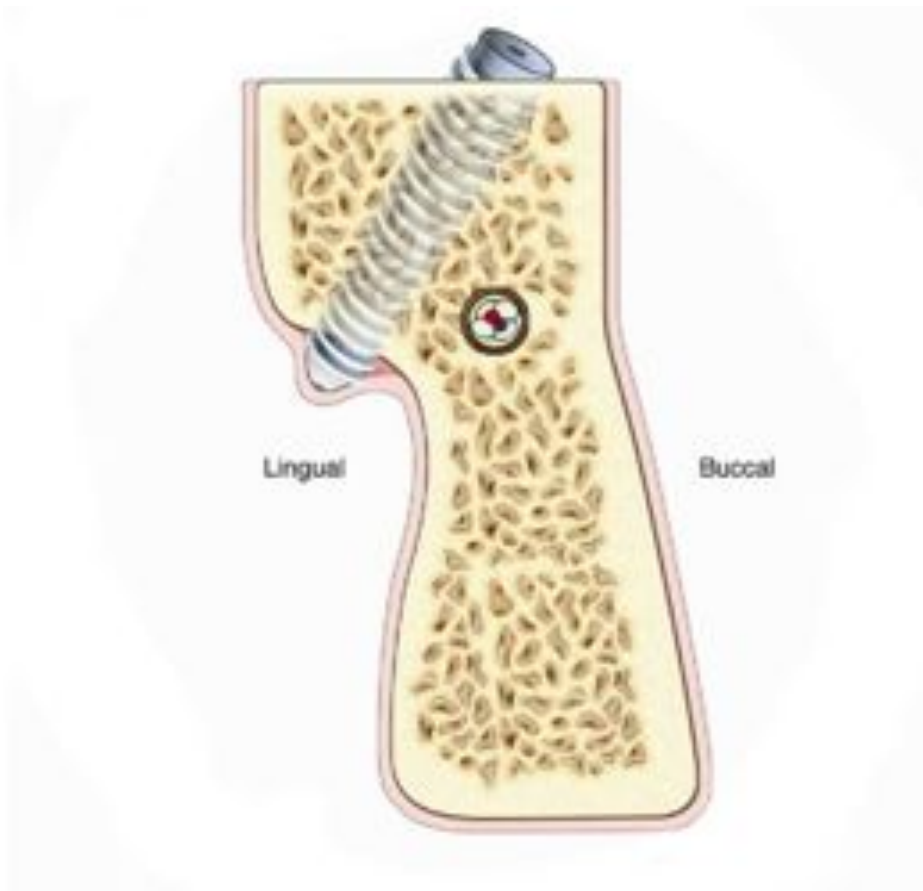


Figura 8 Possibile evoluzione della tecnica chirurgica nel mascellare superiore (Jensen 2010)

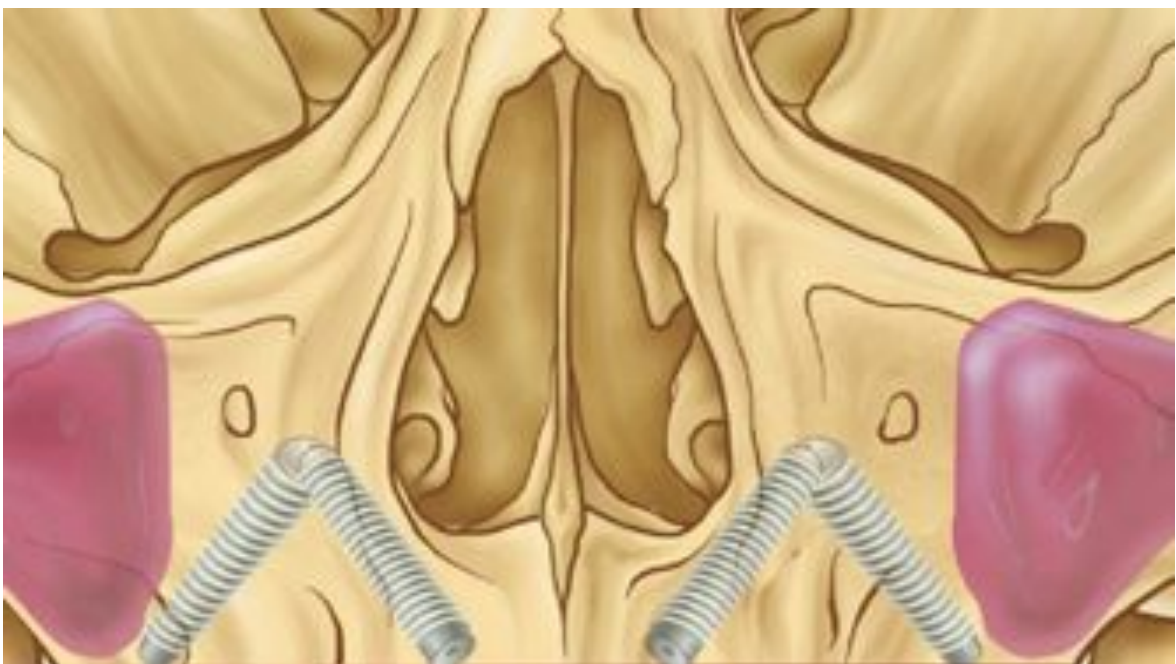


Figura 9 Posizionamento MUA

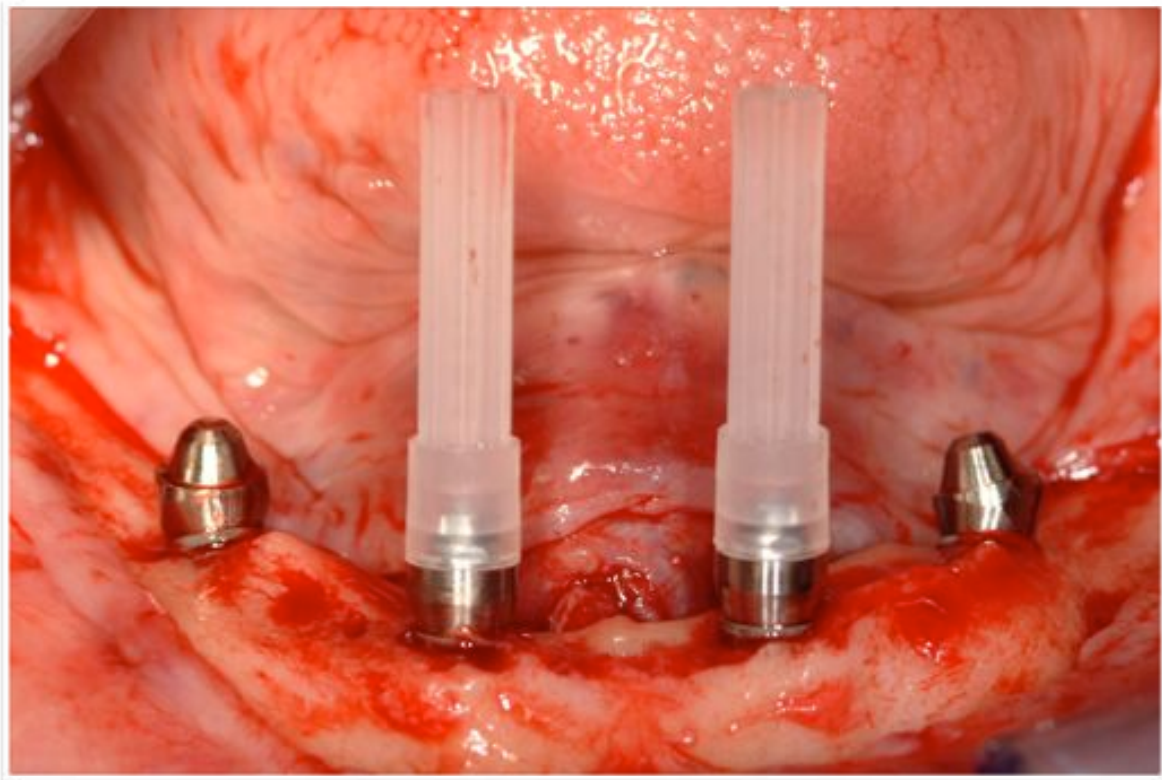


Figura 10 Posizionamento healing caps

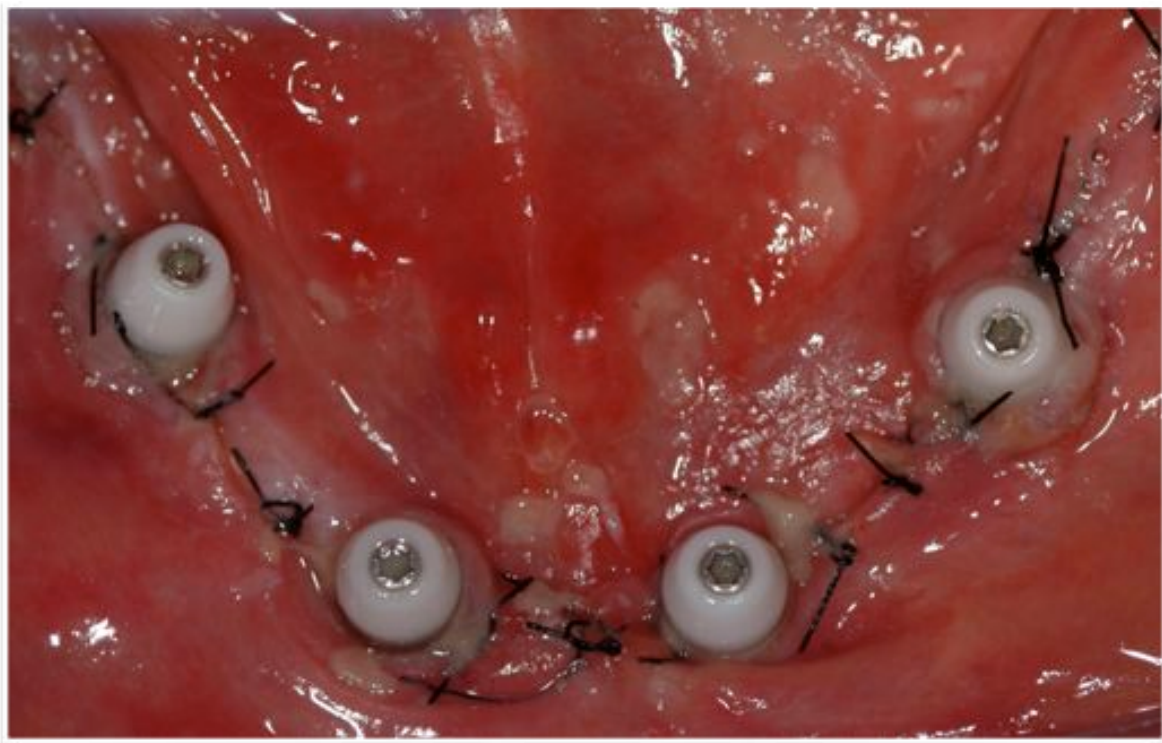


Figura11 Protesi provvisoria



Figura12 Protesi definitiva - visione oclusale



Figura13 Protesi definitiva sia sull'arcata inferiore che superiore - visione frontale



Figura13 Protesi definitiva sia sull'arcata inferiore che superiore - visione laterale



Cap. 5 MATERIALI E METODI

5.1 Descrizione del campione

Tre cilindri in acciaio di misura 90 mm di diametro e 50 mm di altezza sono stati utilizzati come base (strutture master) per gli impianti. Sulle superfici superiori in due di essi sono stati praticati 4 fori e nell'altro 5 fori in cui sono stati inseriti gli impianti (NobelSpeedy™ Groovy®, Nobel Biocare AB) di diametro 4mm e lunghezza 15 mm.

Nelle strutture master con 4 impianti, la posizione e l'angolazione di ogni impianto rispetto alla superficie della base sono state scelte per riprodurre due configurazioni implantari *All-on-four* come descritte da Malò et al. (Malò 2003) con i due impianti distali inclinati di 30° e i due impianti mesiali perpendicolari alla superficie superiore del cilindro. (Figure 1 e 2)

Nella struttura master con 5 impianti la posizione e l'angolazione di ogni impianto sono state scelte per riprodurre la classica configurazione Toronto-Branemark con 5 impianti perpendicolati alla superficie superiore della base. (Figura 3)

Ad ogni impianto assiale è stato connesso un *multi-unit abutment* (MUA®, Nobel Biocare AB) dritto di diametro 4mm e altezza 4 mm mentre ad ogni impianto inclinato di 30° è stato connesso un *multi-unit abutment* (MUA®, Nobel Biocare AB)

inclinato di 30° di diametro 4mm ed altezza 4 mm per compensare l'inclinazione degli impianti distali.

In una configurazione *All-on-four* sono stati inseriti MUA 30° *engaging* cioè con sistema di connessione esagonale ingaggiante mentre nell'altra MUA 30° *non-engaging* cioè con sistema di connessione conico non ingaggiante.

La composizione chimica e le proprietà meccaniche degli *abutments* sono state sintetizzate nella Tabella 1.

Tab.1 Composizione chimica e proprietà meccaniche degli *abutments*

Leghe di titanio conforme allo standard ASTM F136 utilizzata per abutment		
Composizione chimica		
Elemento		Limiti di composizione (% peso)
Ossigeno	O	max 0,13
Azoto	N	max 0,05
Carbonio	C	max 0,08
Idrogeno	H	max 0,012
Ferro	Fe	max 0,25
Alluminio	Al	5,5 - 6,50
Vanadio	V	3,5 - 4,5
Titanio	Ti	Restante
Proprietà meccaniche		
		MPa min
Resistenza allo snervamento (offset 0,2%)		795
Resistenza tensile		860

Gli *abutments* sono stati numerati da 1 a 5 come nelle figure 1, 2 e 3.

Sono state fabbricate due travate di titanio commercialmente puro di grado 2 per ognuna delle configurazioni *All-on-four* e una per la configurazione Toronto-Branemark.

Le travate sono state realizzate attraverso il sistema CAD-CAM Procera® system.

Le strutture in titanio vengono sottoposte ad un controllo qualità (sul modello se è stato inviato alla produzione o matematico in base alla scansione) che permette di garantire la precisione di accoppiamento al di sotto dei 20 micron sull'asse verticale (Y) e al di sotto dei 25 sul piano orizzontale (X). In base ai dati interni del produttore (Nobel Biocare AB), oltre il 95% delle strutture fatte vengono realizzate con tolleranze inferiori del 50% del massimo consentito, cioè nell'ordine dei 10 o 15 micron sui due assi.

La composizione chimica e le proprietà meccaniche del materiale utilizzato per la fabbricazione delle travate sono state sintetizzate nella tabella 2.

Tab.2 Composizione chimica e proprietà meccaniche delle travate

ASTM B265	Chemical Composition						
	Fe max wt%	O max wt%	N max wt%	C max wt%	H max wt%	Al wt%	Ti wt%
Grade 1	0.2	0.18	0.03	0.1	0.015		remaining
Grade 2	0.3	0.25	0.03	0.1	0.015		remaining
Grade 3	0.25	0.3	0.05	0.1	0.015		remaining
Grade 4	0.5	0.4	0.05	0.1	0.015		remaining
Grade 5	0.4	0.2	0.05	0.1	0.015	5.5-6.7	remaining

ASTM B265	Mechanical properties		
	Elong'n %	Rp 0.2 Mpa	Rm Mpa
Grade 1	24	170-310	240
Grade 2	20	275-450	345-480
Grade 3	18	360-480	480-700
Grade 4	15	500-530	600-680
Grade 5	10	800-1100	890-1400

Per ognuna delle configurazioni *All-on-four* una delle due travate è stata realizzata con i cantilever distali di lunghezza 5 mm (A) mentre l'altra con i cantilever distali di lunghezza 15 mm (B) (figure 4 e 5) Per la configurazione Toronto-Branemark l'unica travata è stata realizzata con i cantilever distali di 15mm (figura 6).

Su ogni travata in titanio sono state fatte delle fossette (frece fig. 4, 5, 6) dove poter fare alloggiare le estremità delle viti della macchina di prova che trasmettevano la forza al manufatto. Esse sono state preparate nei punti più distali della superficie oclusale delle travate (15 mm distalmente agli impianti distali nella travata Toronto Branemark e nelle travate *All-on-four* lunghe e 5 mm distalmente nelle travate *All-on-four* corte).

Sono state confrontate le travate *all-on-four* con cantilever di 5 mm e di 15 mm per verificare l'influenza della lunghezza del cantilever distale e la travata Toronto-Branemark con quelle *all-on-four* con cantilever più corto perché considerate clinicamente equivalenti.

Le tre diverse condizioni sperimentali studiate sono sintetizzate nella tabella 3 e nella figura 7.

Tab.3 Condizioni sperimentali

Model	Cantilever length [mm]	Number of implants	Fixture dimension [mm]		Abutment dimension [mm]	
			diameter	length	diameter	length
<i>All-on-four</i> (5 mm)	5	4	4	15	4	4
<i>All-on-four</i> (15 mm)	15	4	4	15	4	4
Toronto-Brånemark (15 mm)	15	5	4	15	4	4

Fig. 1 Modello master Ao4 con MUA *non engaging* (conici)

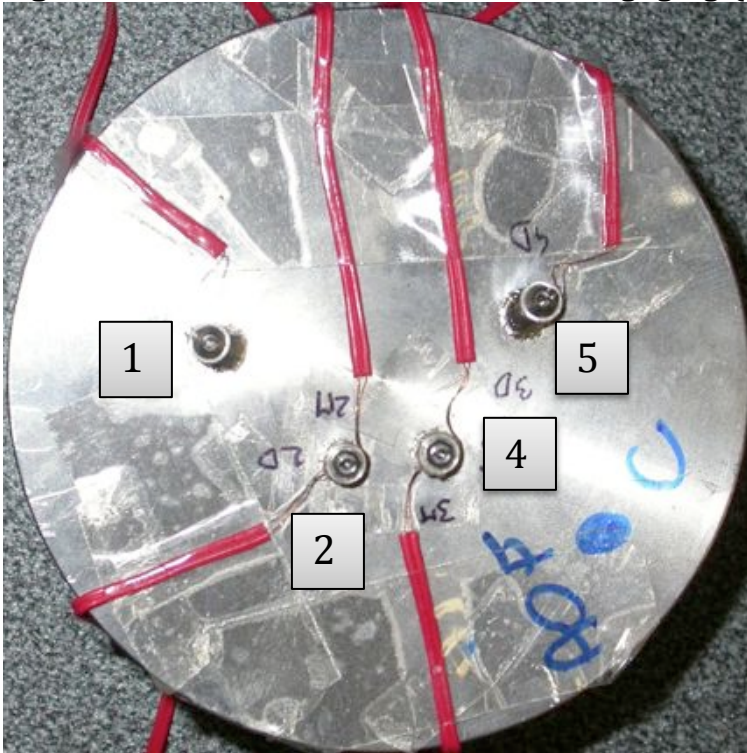


Fig.2 Modello master Ao4 con MUA *engaging* (esagonali)



Fig. 3 Modello master Toronto-Branemark

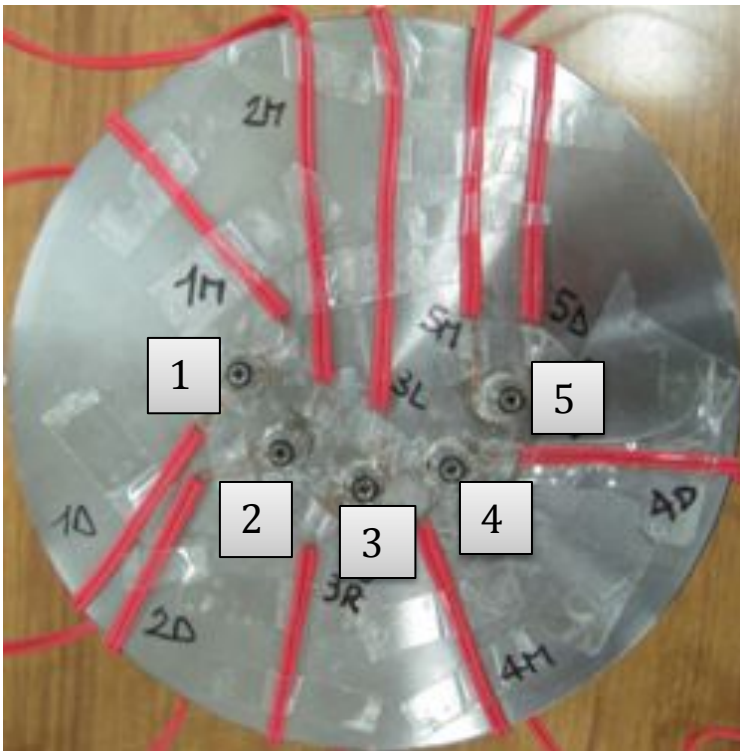


Fig. 4 Travate Ao4 con MUA *non engaging* (conici) (le frecce indicano le fossette)



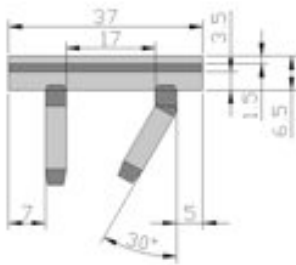
Fig. 5 Travate Ao4 on MUA *engaging* (esagonali) (le frecce indicano le fossette)



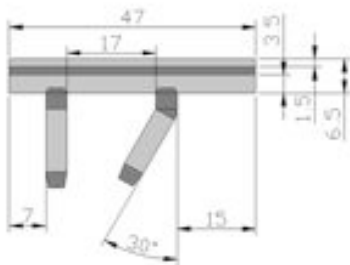
Fig. 6 Travata Toronto Branemark (le frecce indicano le fossette)



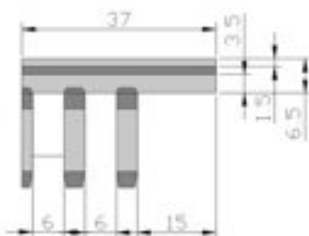
Fig. 7 Disegno conformazioni



a



b



c

5.2 Applicazione degli estensimetri ed acquisizione della misura di deformazione

Per misurare la deformazione di ogni *abutment* dovuta all'applicazione di un carico alla struttura, due estensimetri (o strain gauges) lineari (tipo KFG-02-120-C1-11L3M2R, Kyowa Electronic Instruments Co., Tokyo, Japan) sono stati vincolati con cianoacrilato alle pareti di ogni *abutment* in posizione mesiodistale, diametralmente opposti gli uni dagli altri.

Questi dispositivi sono stati posizionati in maniera conforme ai precedenti in letteratura (Suedam 2008, Tashkandi 1996, Glantz 1993, Patterson 1995).

Per mancanza di sufficiente superficie mesiale sugli *abutments* angolati è stato applicato un solo estensimetro in posizione distale (figura 8).

Il nome di ogni estensimetro identifica la localizzazione dell'*abutment* (1-5) e la sua posizione mesiale (M) o distale (D). Solo gli estensimetri dell'*abutment* 3 della configurazione Toronto-Branemark sono identificati con la posizione destra (R) o sinistra (L) essendo questo impianto posizionato su un ipotetica linea mediana dell'arcata.

Ogni estensimetro è stato collegato ad un modello "morto", non caricato, secondo una configurazione a mezzo ponte di Wheatstone, che permette di compensare la deformazione dovuta ad effetti termici ed acquisire solo quella dovuta alla deformazione lineare.

Un'unità di acquisizione multicanale Spider 8 (figura 9) (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Germany) è stata utilizzata per raccogliere i segnali analogici della variazione della resistenza elettrica proveniente dagli estensimetri proporzionale alla deformazione applicata.

Considerando che l'unità di acquisizione utilizzata può acquisire solo 6 canali contemporaneamente, per acquisire i dati sulla configurazione Toronto-Branemark che comprende 10 canali sono state utilizzate 2 unità di acquisizione contemporaneamente.

Fig. 8 Particolare degli strain gauges

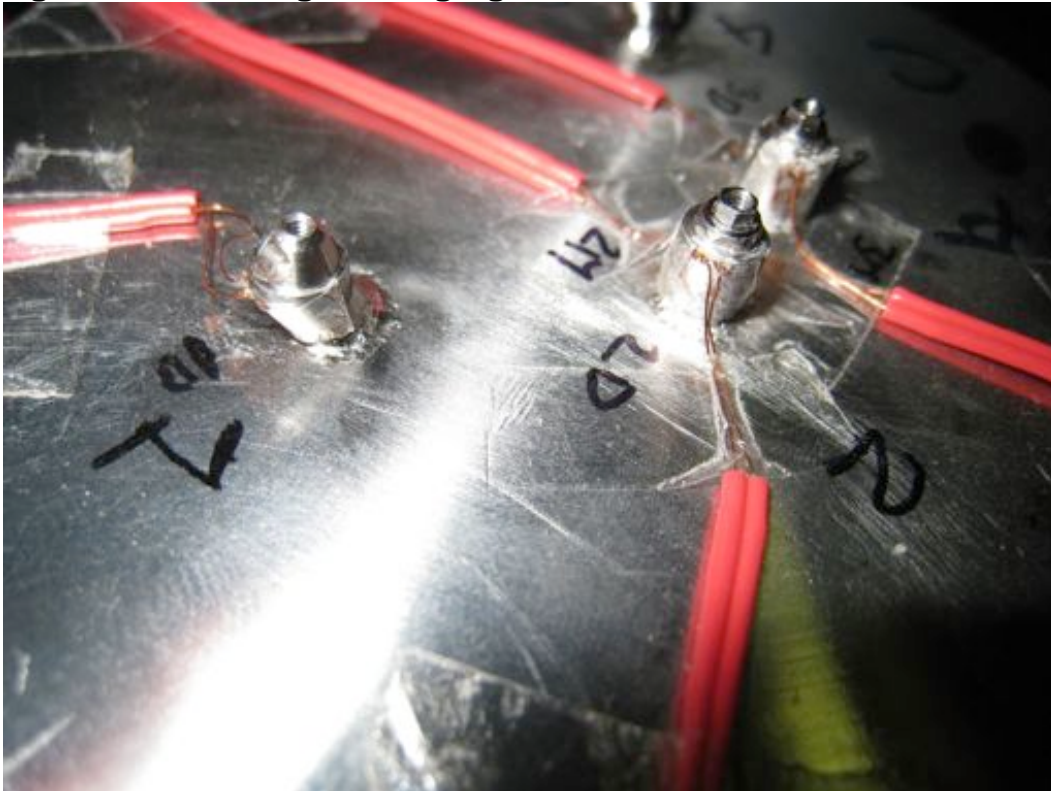


Fig. 9 Spider 8



5.3 Macchina di prova

L'esperimento è stato realizzato attraverso una macchina di prova servoidraulica MTS 858 Bionix (figura 10 e figura 11) (S/N 1015457, MTS, Minneapolis, MN) installata nel Laboratorio di Meccanica delle Strutture Biologiche del Politecnico di Milano. La macchina di prova MTS è stata equipaggiata con un attuatore idraulico assiale-torsionale, con rispettivamente una capacità assiale di 25 kN e una capacità torsionale di 250 Nm. Il carico applicato è stato misurato da una cella di carico assiale-torsionale MTS (modello 662.20D-05, S/N 1007099, ± 25 kN maximum axial load, ± 250 Nm maximum torsional load). La MTS è stata controllata dal dispositivo di comando digitale Test Star II. Gli esperimenti sono stati condotti in assenza di vuoto a temperatura ambiente ($24 \pm 2^\circ\text{C}$).

Fig. 10 MTS

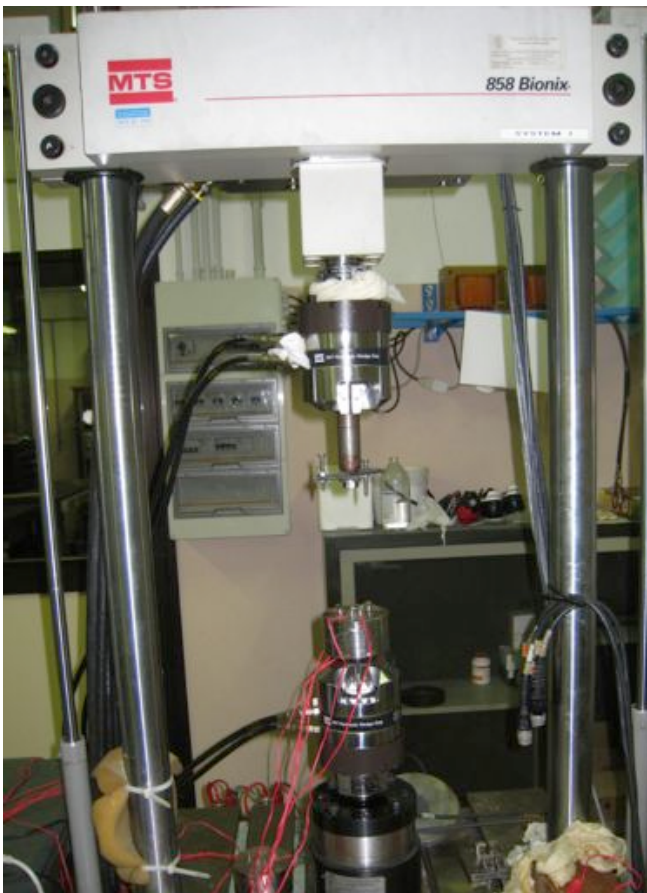
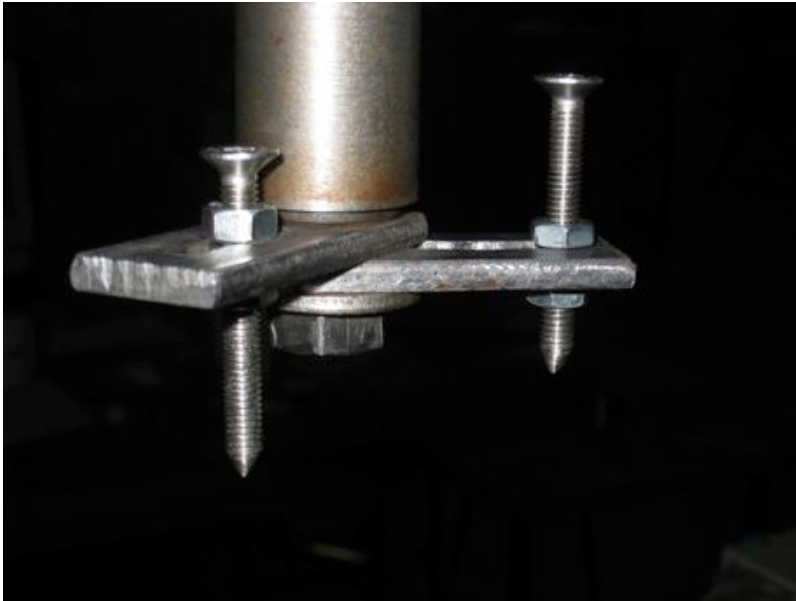


Fig. 11 Particolare della MTS: bracci per l'applicazione della forza



5.4 Procedura dell'esperimento

La base è stata fissata alla morsa inferiore del MTS attraverso un perno inserito in un foro filettato localizzato al centro del suo versante inferiore. Prima di effettuare l'esperimento la travata in titanio è stata postizionata sugli *abutments* ed è stato verificato che la struttura si adattasse perfettamente e passivamente ad essi.

Per fissare la struttura in titanio agli *abutments*, sono state serrate le viti protesiche in titanio in sequenza dall'*abutment* numero 1 al numero 5 con una chiave dinamometrica manuale fino a quando è stato raggiunto un torque di 15 Ncm. Le prove sono state eseguite applicando un carico verticale alla struttura: al fine di regolare il punto di applicazione del carico su ogni struttura, un sistema regolato manualmente è stato assicurato al grip superiore della MTS (Figura 11).

Il sistema è sempre stato regolato in modo da far coincidere il punto d'applicazione del carico alle fossette precedentemente descritte.

Sei cicli di carico-scarico tra 20 e 200 N sono stati eseguiti sotto il controllo di spostamento a una velocità di 0,2 mm / min.

Il carico è stato applicato su ogni travata inizialmente bilateralmente (Figura 12), in seguito unilateralmente distalmente al pilastro 1 e infine unilateralmente distalmente al pilastro 5 (figura 13 e Figura 14).

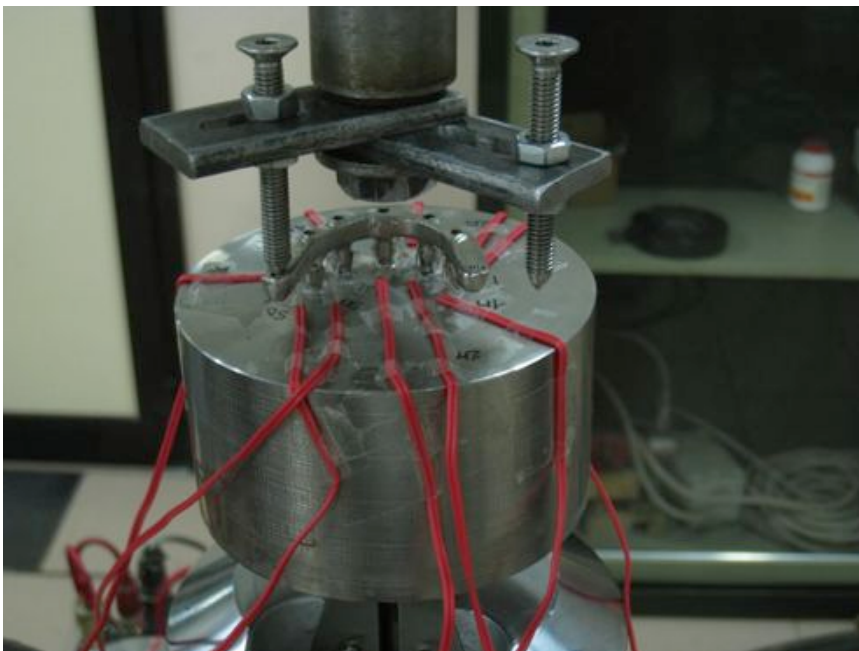
Fig. 12 Acquisizione carico bilaterale



Fig. 13 Acquisizione carico monolaterale- visione anteriore



Fig. 14 Acquisizione carico monolaterale



5.5 Analisi dei dati

La forza misurata dalla cella di carico e le tensioni da ogni estensimetro sono stati azzerati prima delle prove e poi campionati alla frequenza di 50 Hz durante la prova. Per garantire che solo i livelli stabili di deformazione siano stati considerati, i segnali di deformazione corrispondenti al carico massimo (ϵ_{200N}) e al carico minimo (ϵ_{20N}) sono stati estratti solo dagli ultimi cinque cicli. Su ogni ciclo è stata calcolata la gamma di deformazione misurata da ciascun estensimetro, definita come $\Delta\epsilon = (\epsilon_{200N} - \epsilon_{20N})$. Dalla differenza tra la deformazione misurata dagli estensimetri localizzati sullo stesso *abutment*, una deformazione alla flessione complessiva è stata calcolata come definita da: $\epsilon_{flex} = \Delta\epsilon_{mesial} - \Delta\epsilon_{distal}$. Il valore medio e la deviazione standard degli ultimi cinque cicli sono stati calcolati per entrambe le variabili

Cap. 6 RISULTATI

I valori medi della gamma di deformazione ($\Delta\varepsilon$) misurata da ciascun estensimetro e la deformazione alla flessione complessiva (ε_{flex}) dell'*abutment* corrispondente in tutte le condizioni di carico (sia bilaterale che monolaterale distalmente al pilastro 1 o 5) per quello che riguarda la struttura Toronto-Branemark sono riassunti nella tabella 1.

I valori medi della gamma di deformazione ($\Delta\varepsilon$) misurata da ciascun estensimetro e la deformazione alla flessione complessiva (ε_{flex}) dell'*abutment* corrispondente in tutte le condizioni di carico (sia bilaterale che monolaterale distalmente al pilastro 1 o 5) per quello che riguarda la struttura *all-on-four engaging* sono riassunti nella tabella 2.

I valori medi della gamma di deformazione ($\Delta\varepsilon$) misurata da ciascun estensimetro e la deformazione alla flessione complessiva (ε_{flex}) dell'*abutment* corrispondente in tutte le condizioni di carico (sia bilaterale o unilaterale distalmente al pilastro 1 o 5) per quello che riguarda la struttura *all-on-four non-engaging* sono riassunti nella tabella 3.

In tutte le tabelle sono stati riportati solamente i valori medi in quanto la deviazione standard è stata calcolata essere sempre trascurabile rispetto al valore medio.

Considerando l'acquisizione con carico bilaterale su Toronto-Branemark la gamma di deformazione media degli *abutments* varia da 1,4 $\mu\text{m}/\text{m}$ a 209,0 $\mu\text{m}/\text{m}$ ed è mostrata nel grafico 1.

La gamma di deformazione sugli *abutments* su Toronto Branemark è rappresentata nel grafico 2 per le acquisizioni con carico monolaterale distalmente all'*abutment* 1 e nel grafico 3 per le acquisizioni con carico monolaterale distalmente all'*abutment* 5.

Considerando le acquisizioni con carico bilaterale per *All-On-Four engaging* sulle travate con cantilever distale di 5 mm e 15 mm la gamma di deformazione media sugli *abutments* è mostrata nel grafico 4 e varia tra 0,9 $\mu\text{m}/\text{m}$ e 130 $\mu\text{m}/\text{m}$ per quella con cantilever distale di 5 mm e tra 12,7 $\mu\text{m}/\text{m}$ e 247 $\mu\text{m}/\text{m}$ per quella con cantilever distale di 15 mm.

Considerando le acquisizioni con carico monolaterale distalmente al pilastro 1 per *All-On-Four engaging* sulle travate con cantilever distale di 5 mm e 15 mm la deformazione sugli *abutments* è mostrata nel grafico 5.

Considerando le acquisizioni con carico monolaterale distalmente al pilastro 5 per *All-On-Four engaging* sulle travate con cantilever distale di 5 mm e 15 mm la deformazione sugli *abutments* è mostrata nel grafico 6.

Considerando le acquisizioni con carico bilaterale per *All-On-Four non-engaging* sulle travate con cantilever distale di 5 mm e 15 mm la deformazione sugli *abutments* è mostrata nel grafico 7.

Considerando le acquisizioni con carico monolaterale distalmente al pilastro 1 per *All-On-Four non-engaging* sulle travate con cantilever distale di 5 mm e 15 mm la deformazione sugli *abutments* è mostrata nel grafico 8.

Considerando le acquisizioni con carico monolaterale distalmente al pilastro 5 per *All-On-Four non-engaging* sulle travate con cantilever distale di 5 mm e 15 mm la deformazione sugli *abutments* è mostrata nel grafico 9.

I confronti tra i valori assoluti le deformazioni rilevate tra le travate con cantilever di 5 mm e 15 mm nelle diverse situazioni sperimentali *All-on-four* sono possibili in quanto l'unica varibile tra una e l'altra è la lunghezza del cantilever, poiché la posizione degli estensimetri è la stessa tra la prima e la seconda misurazione.

La variazione percentuale dello stress complessivo della configurazione con cantilever 15 mm rispetto a quella con cantilever di 5 mm calcolato in ognuno dei modelli sperimentali come media ponderata delle variazioni su ogni singolo estensimetro è riassunta nella tabella 4 e nel grafico 10.

Lo stress complessivo misurato sulle travate con cantilever di 15 mm rispetto alle rispettive con cantilever di 5 mm è stato calcolato dal 203% al 62% superiore con una media del 102%.

Considerando le acquisizioni con carico bilaterale su *All-On-Four* con travata di 5 mm e Toronto-Branemark la deformazione sugli *abutments* è mostrata nel grafico 11.

Considerando le acquisizioni con carico monolaterale distalmente al pilastro 1 sulle *All-On-Four* con travata di 5 mm e Toronto-Branemark la deformazione sugli *abutments* è mostrata nel grafico 12.

Considerando le acquisizioni con carico monolaterale distalmente al pilastro 5 su *All-On-Four* con travata di 5 mm e Toronto-Branemark la deformazione sugli *abutments* è mostrata nel grafico 13.

Per ogni situazione sperimentale è stata calcolata la distribuzione percentuale del carico sugli *abutments* e i risultati sono sintetizzati nei grafici 14, 15 e 16.

Tabella 1 Toronto-Branemark

Toronto-Branemark											
Load Config.		1D	1M	2D	2M	3R	3L	4D	4M	5D	5M
		[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]
Bilat.	$\Delta\epsilon$	-44,3	-209	154,5	-21,8	63,5	1,4	111,6	76,3	-171,5	-199
	ϵ_{flex}	164,7		176,2		62,1		35,3		27,5	
Load on 1	$\Delta\epsilon$	36,3	-	355,4	-23,4	87,7	3,9	-22,7	-19,2	-38	-0,7
	ϵ_{flex}	461,9		378,9		83,8		3,5		37,2	
Load on 5	$\Delta\epsilon$	-15,4	2,7	-4,1	-11,6	32,2	0,7	248,6	140,4	-205,7	-319,4
	ϵ_{flex}	18,1		7,5		31,6		108,3		113,7	

Tabella 2 All-on-four engaging

All-on-Four Engaging								
Cantilever length [mm]	Load Configuration		1D	2D	2M	4M	4D	5D
			[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]
15 mm	Bilateral	$\Delta\epsilon$	-188,4	211,2	25,4	12,7	21,3	-247,1
		ϵ_{flex}	-	185,8		8,5		-
	Load on 1	$\Delta\epsilon$	-248,9	287,8	29,9	19,9	-24	12,2
		ϵ_{flex}	-	257,9		43,9		-
	Load on 4	$\Delta\epsilon$	-2,4	115,9	16,5	2,4	80,7	-561,3
		ϵ_{flex}	-	99,5		78,2		-
5 mm	Bilateral	$\Delta\epsilon$	-130,3	64,5	8,4	9,8	0,9	-106,1
		ϵ_{flex}	-	56,9		8,9		-
	Load on 1	$\Delta\epsilon$	-101,3	84	1,9	8,2	-6,3	3,9
		ϵ_{flex}	-	82,1		14,5		-
	Load on 4	$\Delta\epsilon$	-0,4	80,2	10,5	8,2	14,5	-296,4
		ϵ_{flex}	-	69,7		6,3		-

Tabella 3 All-on-four Non-engaging

<i>All-on-Four Non-Engaging</i>								
Cantilever length [mm]	Load Configuration		1D	2D	2M	4M	4D	5D
			[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]	[$\mu\text{m}/\text{m}$]
15 mm	Bilat.	$\Delta\epsilon$	-345,7	80,5	-34,8	22,3	61,3	-125,2
		ϵ_{flex}	-	115,3	39	-		
	Load on 1	$\Delta\epsilon$	-547,7	114,5	-42,2	56	-2,2	-2,5
		ϵ_{flex}	-	156,7	58,2	-		
	Load on 4	$\Delta\epsilon$	6,8	14,6	-20,2	-12,6	126,4	-320
		ϵ_{flex}	-	34,8	139	-		
5 mm	Bilat.	$\Delta\epsilon$	-167	26,6	-13,6	22,6	12,6	-115,9
		ϵ_{flex}	-	40,2	10	-		
	Load on 1	$\Delta\epsilon$	-321,8	19,3	-14,8	34,5	2	4,2
		ϵ_{flex}	-	34,1	32,5	-		
	Load on 4	$\Delta\epsilon$	3,1	12,3	-2,8	0,3	37	-253,3
		ϵ_{flex}	-	15,1	36,7	-		

Tabella 4 Variazione percentuale - differenza tra cantilever 15 mm e 5 mm

	Eng load on 1	Non-Eng load on 1	Eng load on 5	Non-Eng load on 5	Eng load bi	Non-Eng load bi	AVERAGE
Var %	203%	93%	90%	62%	121%	87%	102%

Grafico 1 Deformazione *abutments* con carico bilaterale della conformazione Toronto Branemark

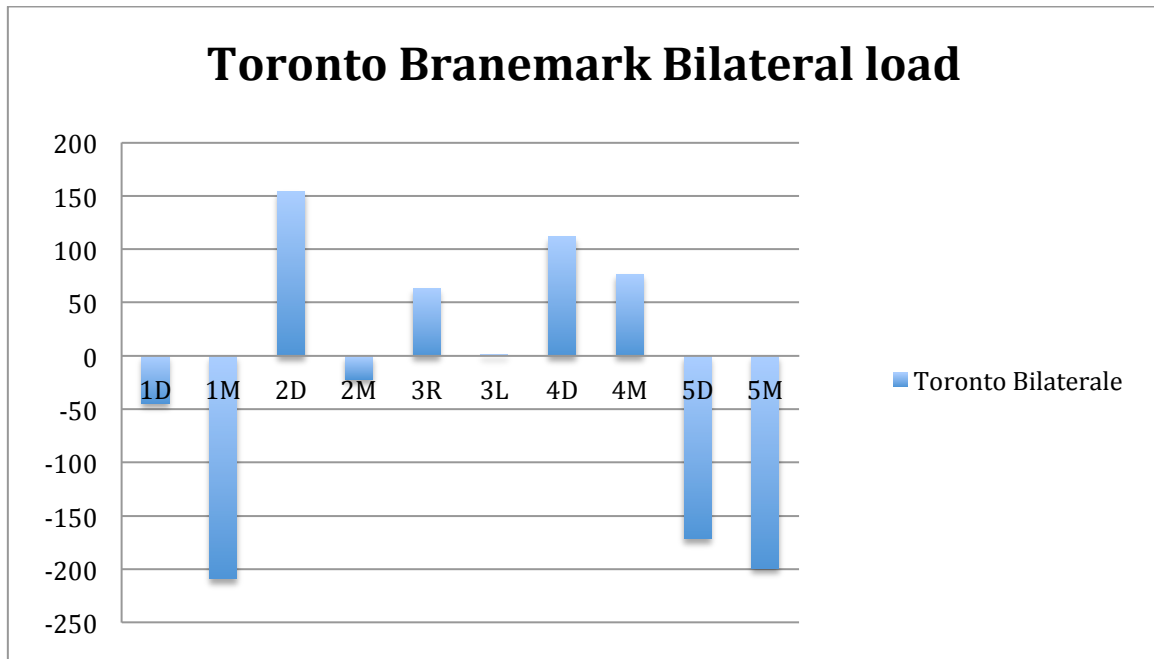


Grafico 2 Deformazione *abutments* con carico monolaterale distalmente a 1 della conformazione Toronto Branemark

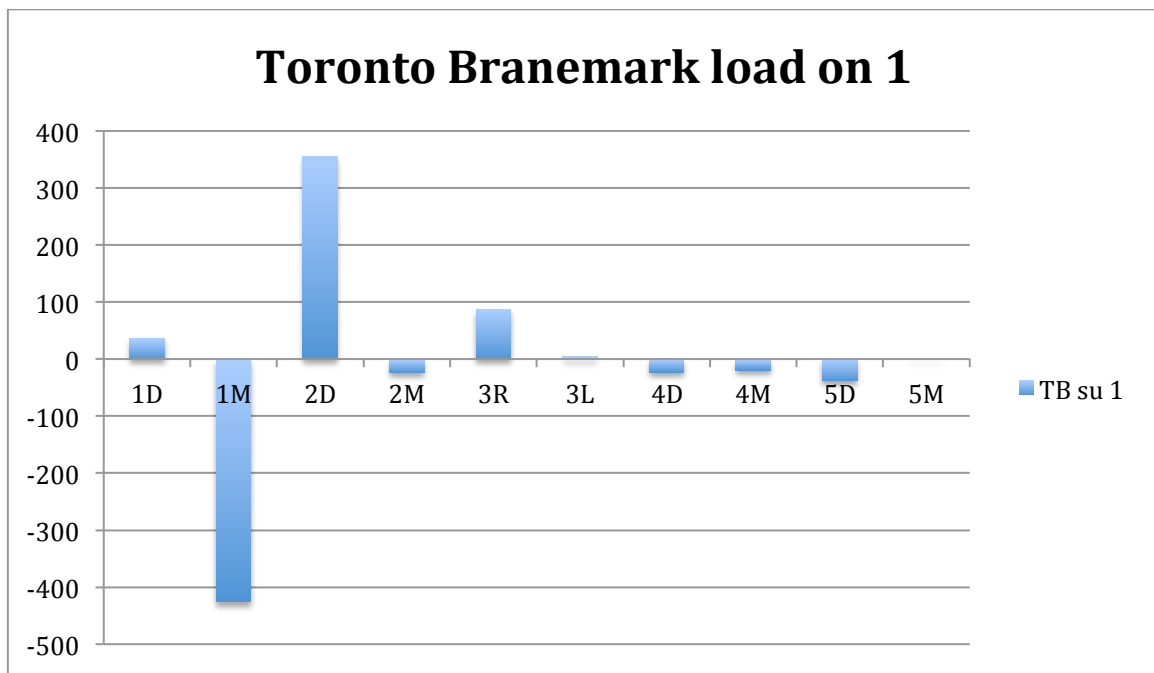


Grafico 3 Deformazione *abutments* con carico monolaterale distalmente a 5 della conformazione Toronto Branemark

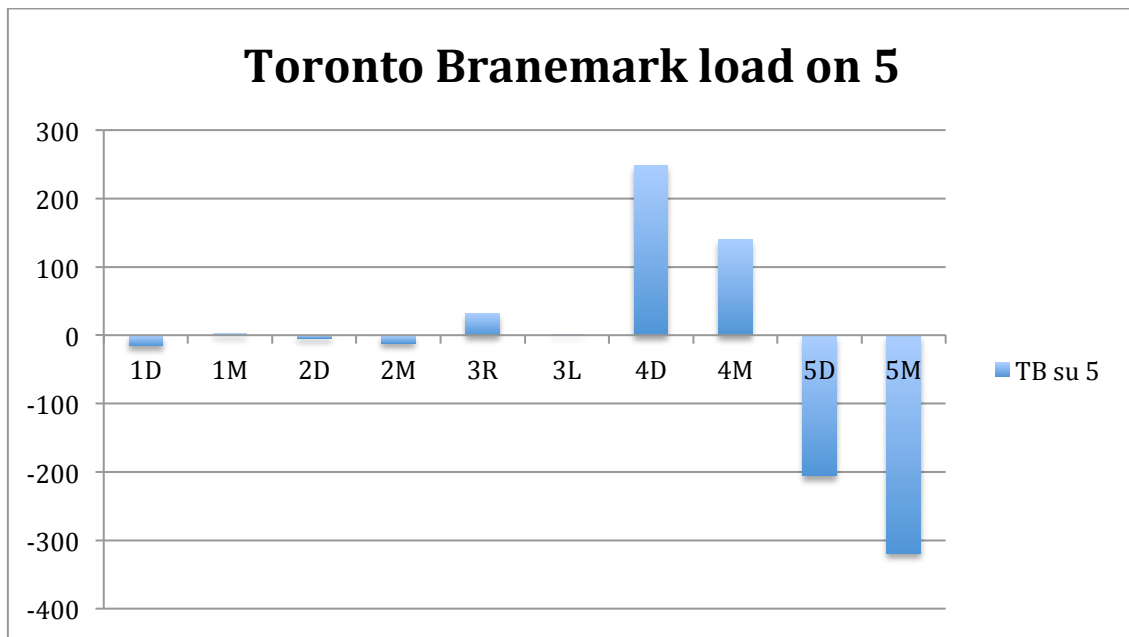


Grafico 4 Deformazione *abutments* con carico bilaterale della conformazione *All-on-four engaging*: confronto tra travata con cantilever di 15 mm e di 5 mm

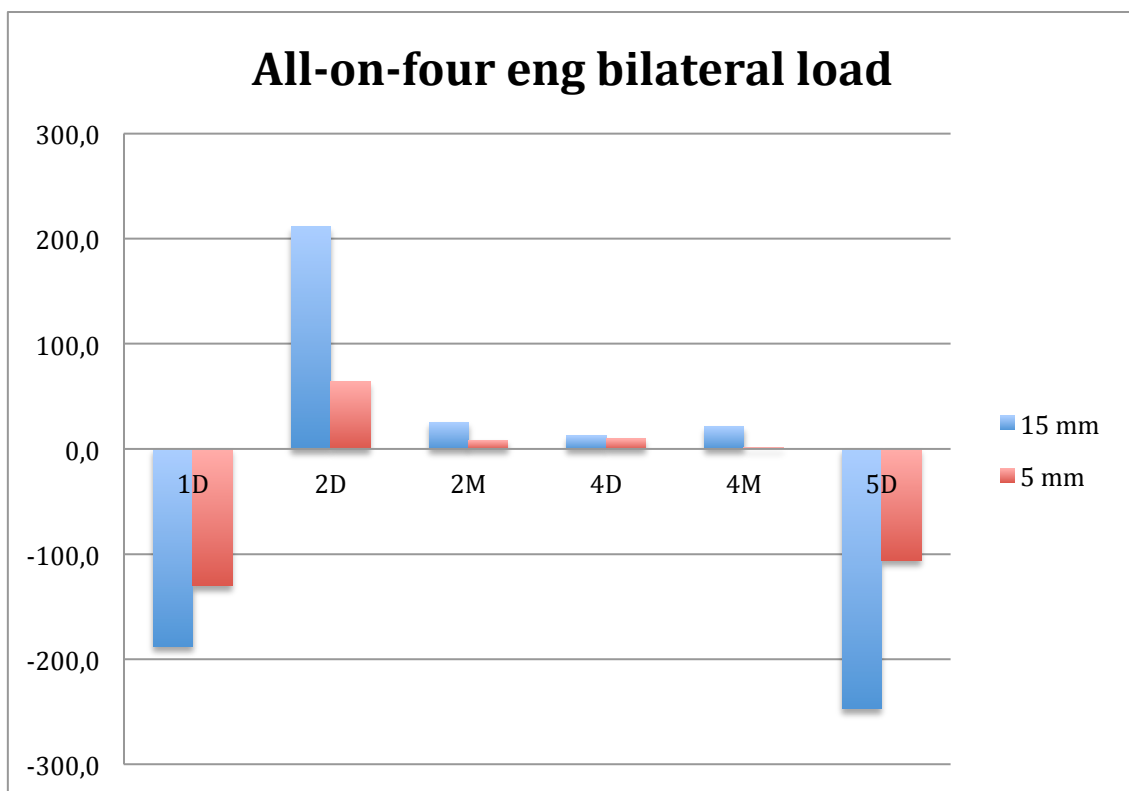


Grafico 5 Deformazione *abutments* con carico monolaterale distalmente a 1 della conformazione *All-on-four engaging*: confronto tra travata con cantilever di 15 mm e di 5 mm

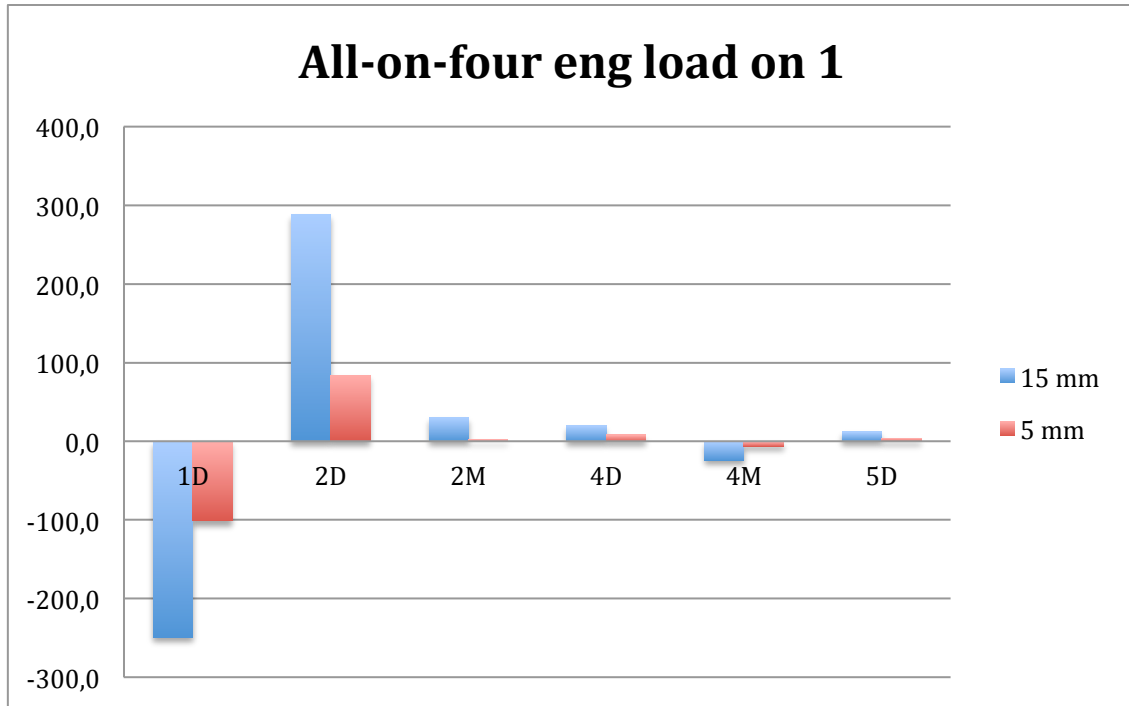


Grafico 6 Deformazione *abutments* con carico monolaterale distalmente a 5 della conformazione *All-on-four engaging*: confronto tra travata con cantilever di 15 mm e di 5 mm

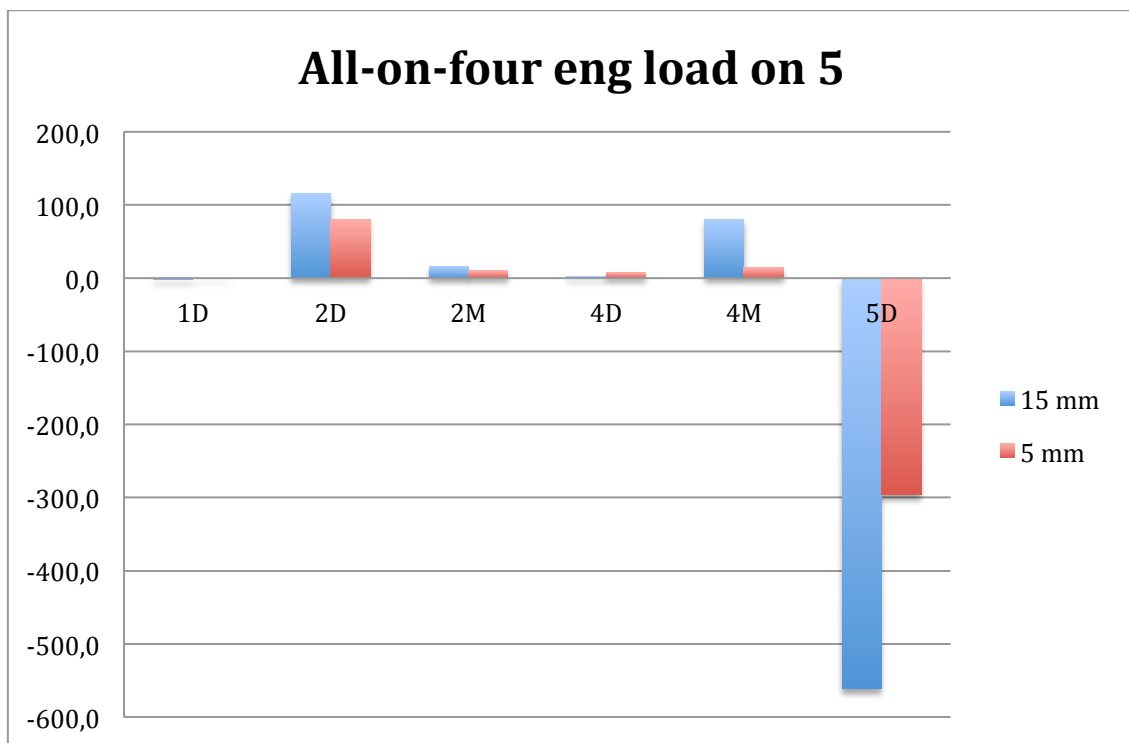


Grafico 7 Deformazione *abutments* con carico bilaterale della conformazione *All-on-four non engaging*: confronto tra travata con cantilever di 15 mm e di 5 mm

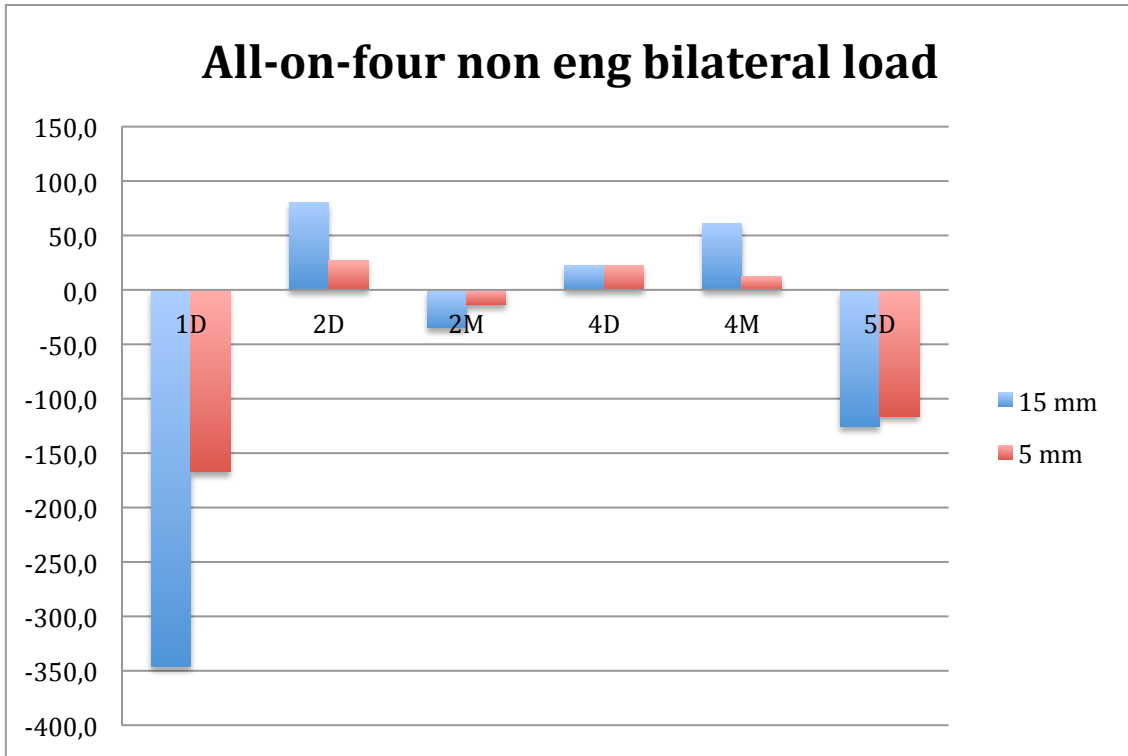


Grafico 8 Deformazione *abutments* con carico monolaterale distalmente a 1 della conformazione *All-on-four non engaging*: confronto tra travata con cantilever di 15 mm e di 5 mm

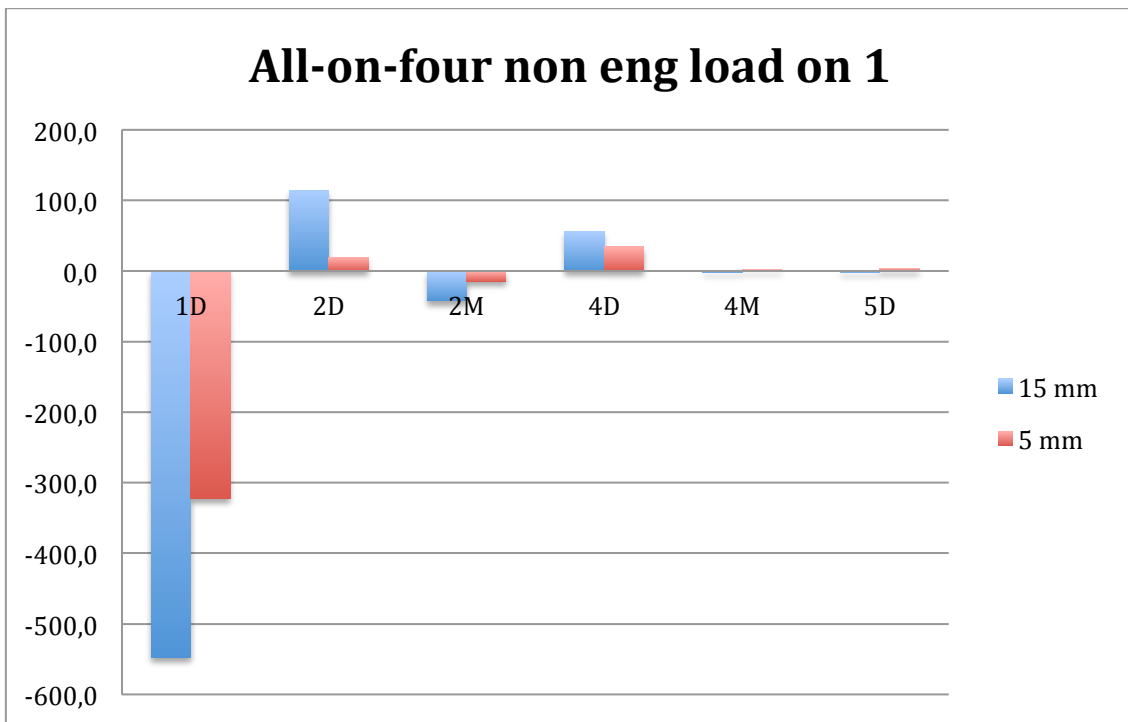


Grafico 9 Deformazione *abutments* con carico monolaterale distalmente a 1 della conformazione *All-on-four non engaging*: confronto tra travata con cantilever di 15 mm e di 5 mm

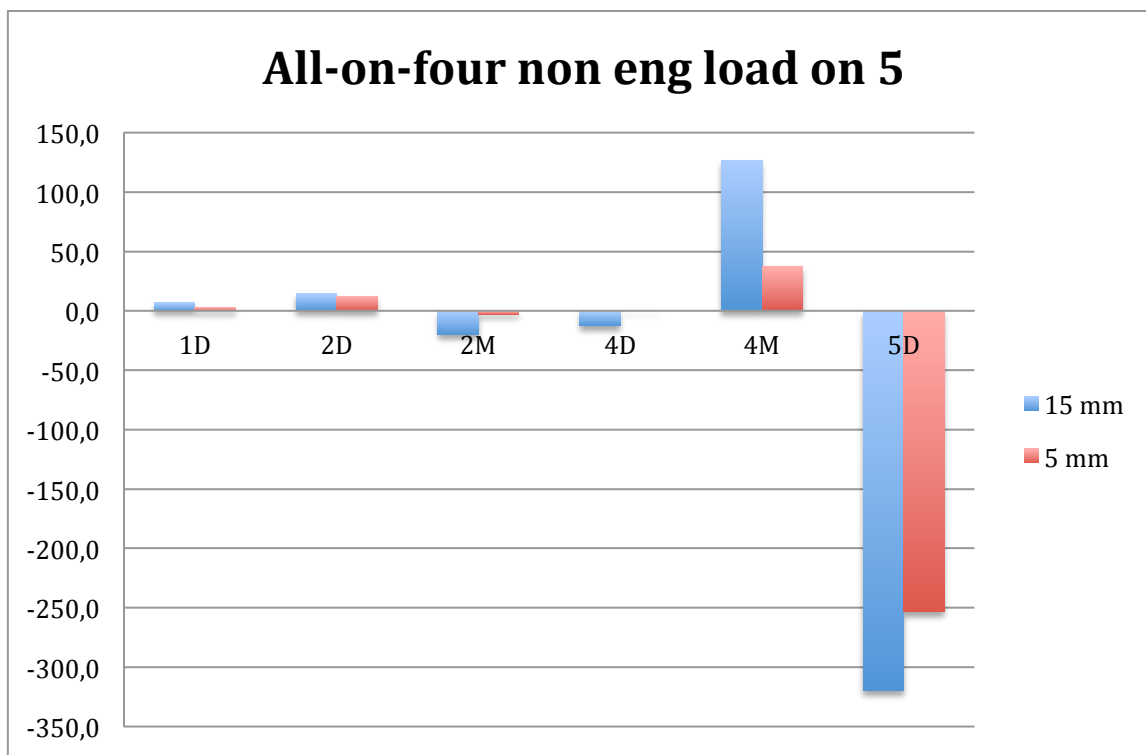


Grafico 10 Variazione percentuale complessiva nelle diverse condizioni sperimentali tra le travate *All-on-four* con cantilever di 5 mm e di 15 mm

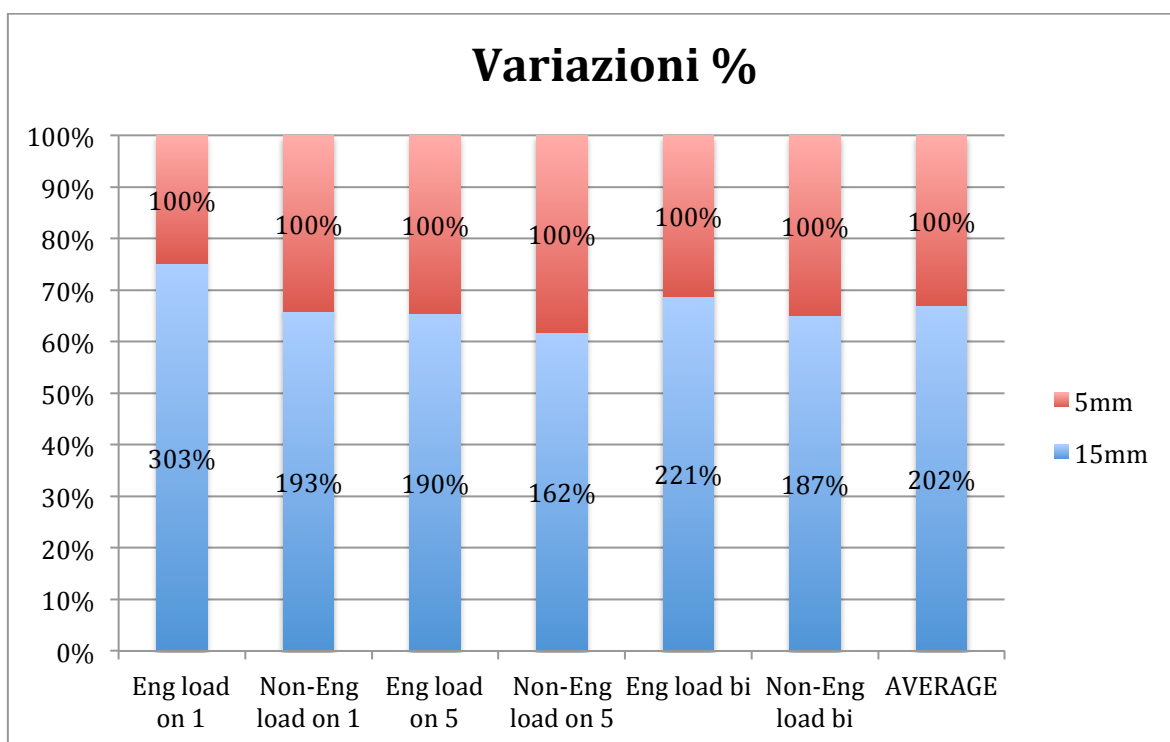


Grafico 11 Deformazione *abutments* con carico bilaterale: confronto tra la conformazione Toronto Branemark e le conformazioni *all-on-four engaging e non engaging* con cantilever di 5 mm

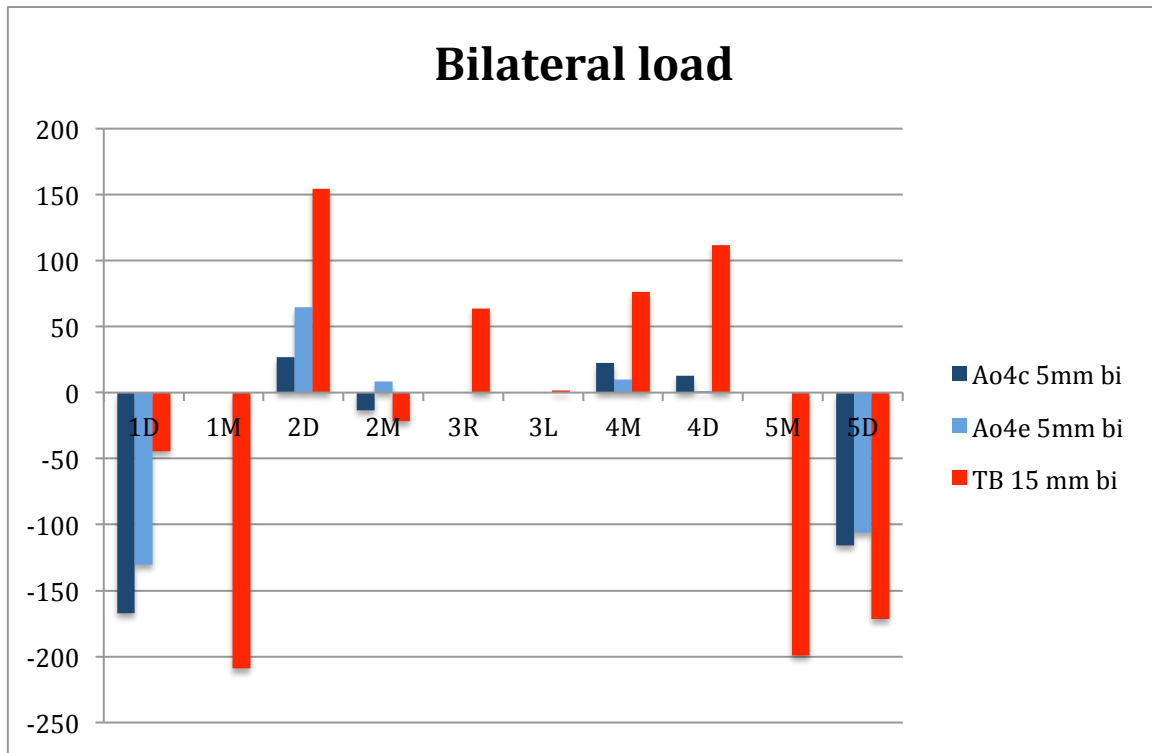


Grafico 12 Deformazione *abutments* con carico monolaterale distalmente a 1: confronto tra la conformazione Toronto Branemark e le conformazioni *all-on-four engaging e non engaging* con cantilever di 5 mm

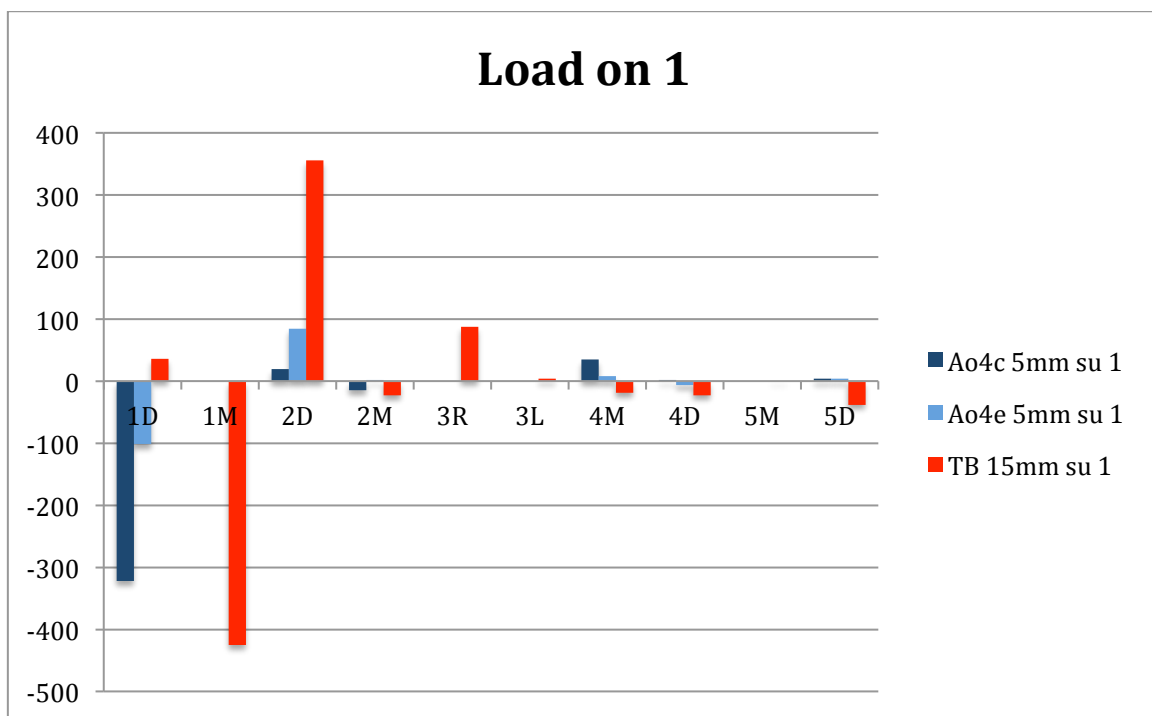


Grafico 13 Deformazione *abutments* con carico monolaterale distalmente a 5: confronto tra la conformazione Toronto Branemark e le conformazioni *all-on-four engaging* e *non engaging* con cantilever di 5 mm

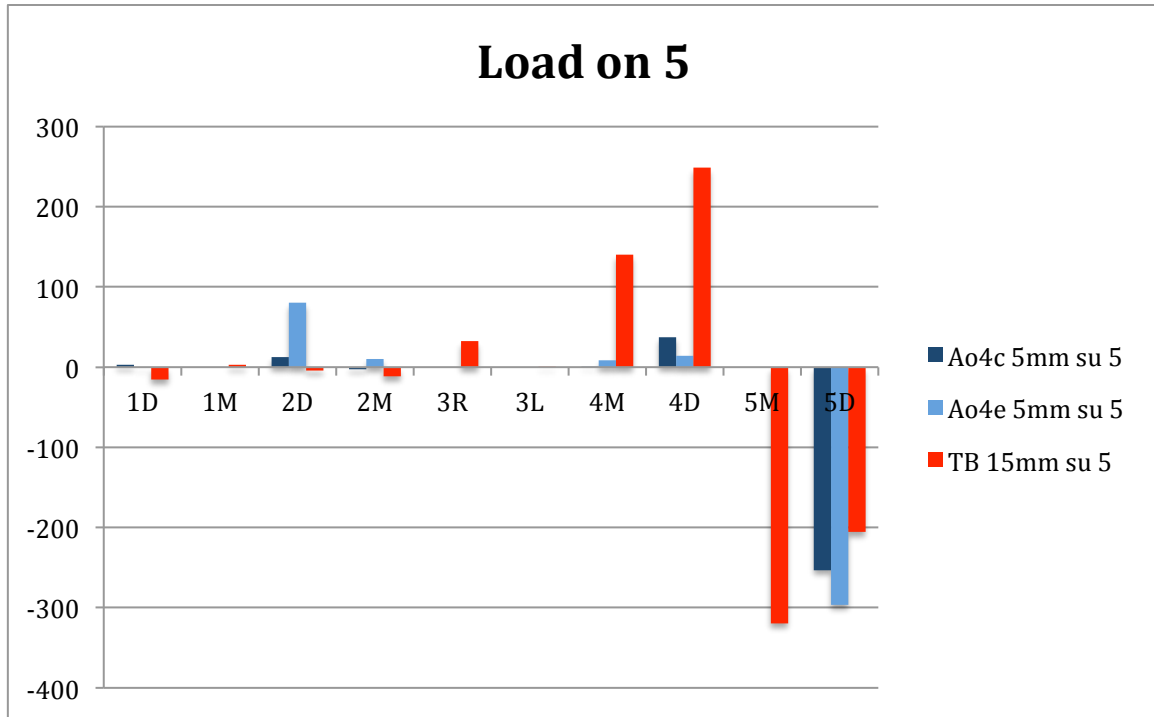


Grafico 14 Distribuzione percentuale dello stress sugli *abutments* nelle diverse conformazioni con carico bilaterale

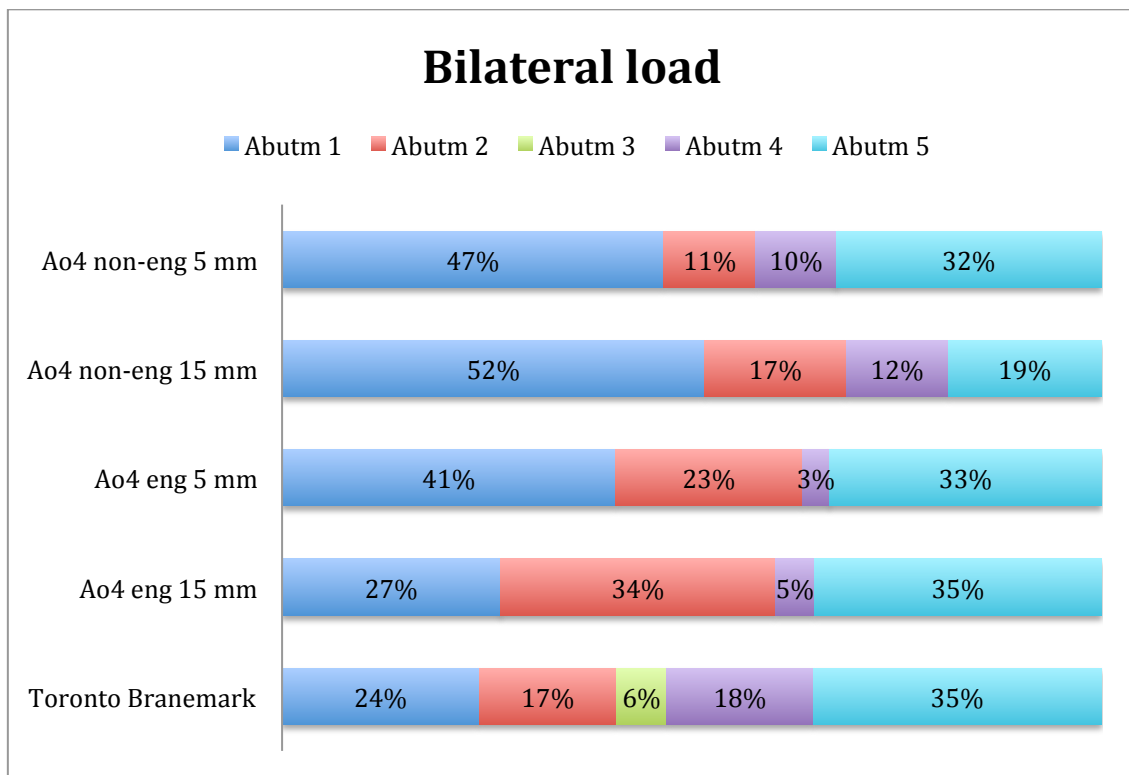


Grafico 15 Distribuzione percentuale dello stress sugli *abutments* nelle diverse conformazioni con carico monolaterale su 1

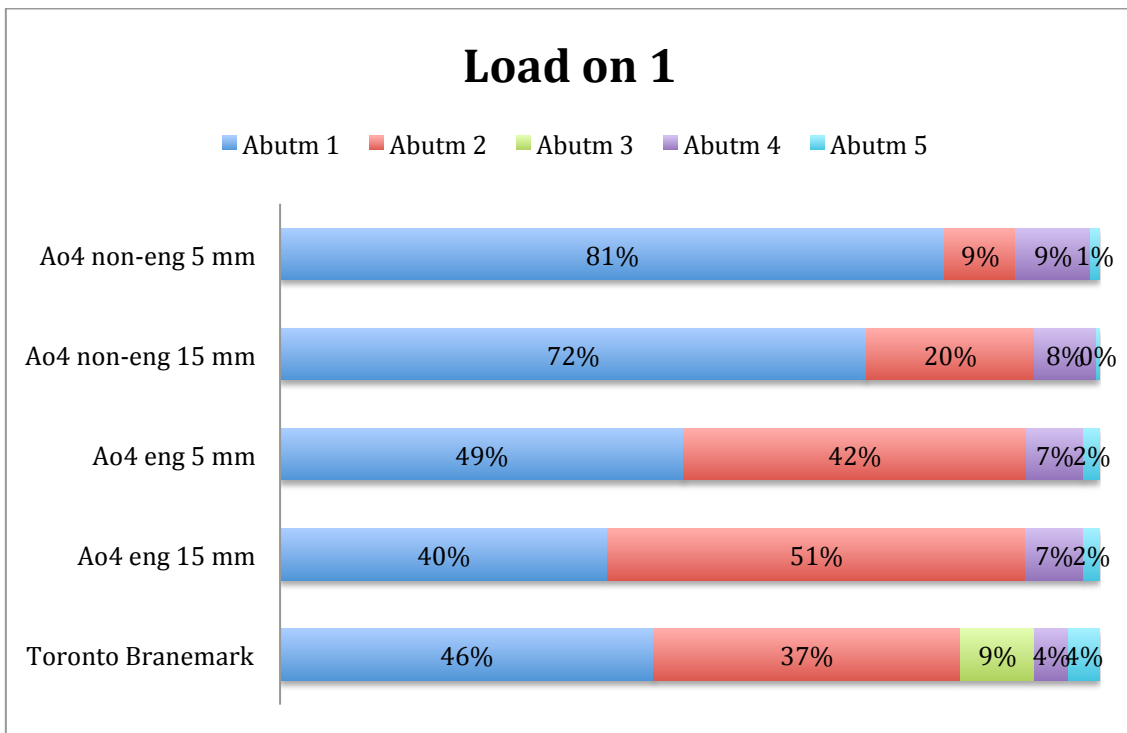
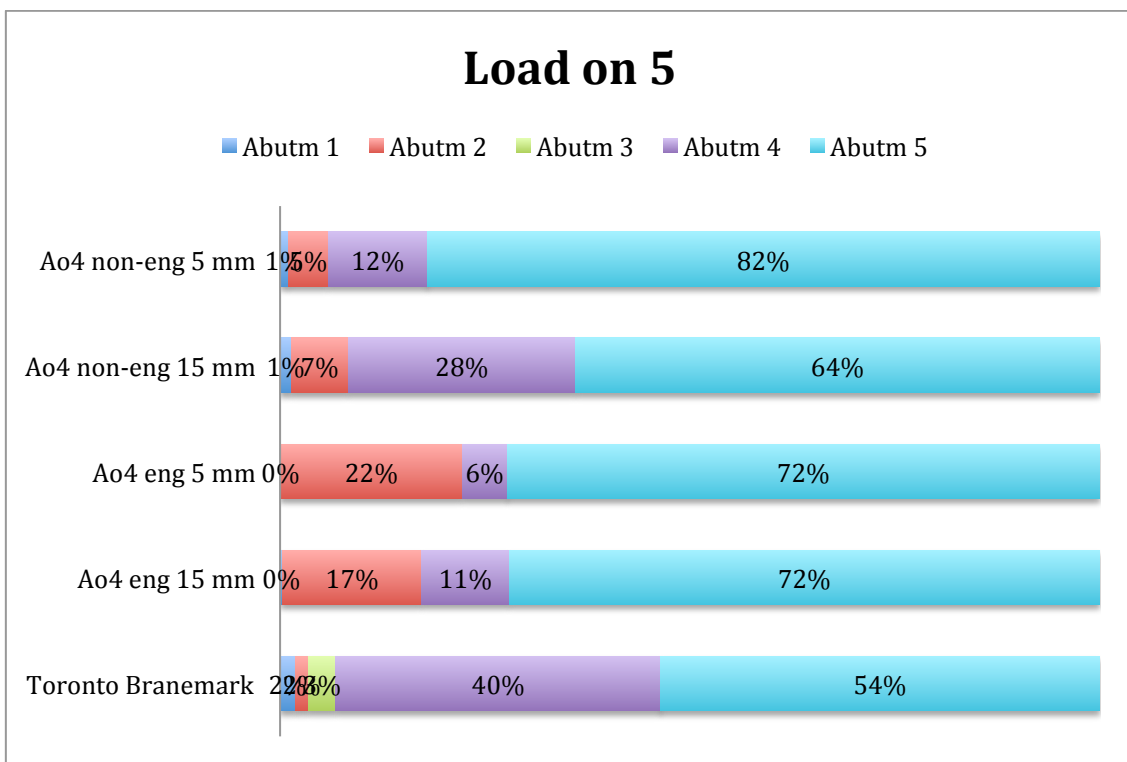


Grafico 16 Distribuzione percentuale dello stress sugli *abutments* nelle diverse conformazioni con carico monolaterale su 5



Cap. 7 DISCUSSIONE

7.1 *All-on-four* vs. Toronto Branemark

Le riabilitazioni implanto-protesi full-arch di tipo Toronto-Branemark (TB) con cantilever distale sono state dimostrate essere un'alternativa clinicamente predicibile per la riabilitazione di mascellari edentuli (Ekelund 2003).

Al fine di poter ridurre il cantilever da circa una decade viene utilizzata la tecnica *All-On-Four* (Ao4) (Malò 2003) per la quale è stato dimostrato il successo clinico nel breve e medio termine da diversi autori (Malò 2011, Francetti 2010, Weinstein 2010, Jensen 2011, Del Fabbro 2010).

Per valutare la sua validità da un punto di vista biomeccanico rispetto alla configurazione Toronto-Branemark sono state effettuate delle analisi sugli elementi finiti FEA ritenute utili anche per indagare la meccanica di sistemi biologici (Bellini 2009, Takahashi 2010, Bevilacqua 2011, Zampelis 2007). A parte Bonnet et al. (Bonnet 2009) che valutando una riabilitazione All-on-four in 3 diverse condizioni di carico conclude che con un carico in posizione molare l'entità dello stress possa essere critica per l'impianto distale, i risultati degli studi condotti da altri autori risultano simili e indicano la lunghezza del cantilever distale come determinante principale. Infatti, Takahashi et al. (Takahashi 2010) ha confrontato la configurazione

TB con 6 o 4 impianti assiali con la configurazione All-on-four con impianti distali inclinati di 15°, 30° e 45° con relativa riduzione del cantilever e, applicando un carico alla fine del cantilever, ha rilevato che lo stress all'interfaccia osso-impianto diminuisce all'aumentare dell'inclinazione degli impianti distali e della conseguente riduzione del cantilever. Alle stesse conclusioni giungono Bevilacqua e collaboratori (Bevilacqua 2011). Bellini et al. (Bellini 2009) confrontando una configurazione TB con cantilever distale di 15 mm ed una clinicamente equivalente Ao4 con impianti distali inclinati di 30° e cantilever di 5 mm valutano quest'ultima configurazione quantomeno biomeccanicamente non svantaggiosa rispetto alla prima.

La presente analisi condotta in laboratorio permette di fare un passo ulteriore che si avvicina alla realtà clinica nella comprensione di queste dinamiche.

Nell'elaborazione grafica che rappresenta la deformazione misurata dagli estensimetri con il carico applicato distalmente a 5 (GRAFICO 13) si evidenzia come la deformazione in compressione sull'abutment 5 sia simile per le configurazioni TB ed Ao4 mentre sull'abutment 4 la configurazione TB mostra una deformazione tensiva superiore rispetto alle configurazioni *All-on-four*, dovuta probabilmente al fatto che nella prima l'abutment 4 è più vicino all'abutment 5 che nelle Ao4. Gli estensimetri sugli abutment restanti misurano valori di deformazione molto bassi a parte l'impianto 2 su Ao4 eng probabilmente dovuta alla posizione dell'estensimetro. Considerazioni simili si possono fare per le altre due situazioni di carico (GRAFICI 11 e 12) confermando come la configurazione Ao4 con cantilever di 5 mm non sia svantaggiosa rispetto a quella TB con cantilever 15 mm.

La distribuzione dello stress risulta simile per ogni configurazione con carico distale monolaterale (GRAFICI 14, 15 e 16) con una deformazione maggiore in compressione sull'*abutment* distale vicino al punto d'applicazione della forza, seguita da una deformazione in tensione sull'abutment adiacente. Gli altri *abutments* subiscono una deformazione notevolmente inferiore con l'eccezione dell'*abutment* 2 nella configurazione Ao4 eng come spiegato in precedenza.

Anche nella configurazione con carico distale bilaterale la distribuzione dei carichi segue gli stessi principi con deformazione molto bassa per l'impianto centrale della TB, il quale non supera il 10% dello stress in nessuna delle situazioni di carico

studiate, facendone intuire un'importanza relativamente bassa nel sistema dal punto di vista biomeccanico.

La distribuzione dello stress tra gli *abutment* è in linea con quella riportata in letteratura misurata in FEA (Takahashi 2010, Carvallho Silva 2010, Bonnet 2009, Bellini 2009), studi in vitro (Suedam 2008, Tashkandi 1996, Patterson 1995, Benzing 1995, Assif 1996) e in vivo (Duyck 2000) su TB con strain gauges.

7.2 Valutazione del cantilever

Il cantilever distale è un espediente protesico che viene frequentemente utilizzato nelle riabilitazioni implantoprotetiche dell'intera arcata per permettere di riabilitare protesicamente regioni in cui il posizionamento di impianti è reso difficile da severe atrofie ossee.

Utilizzando la classica metodica TB per consentire di ottenere una masticazione soddisfacente possono essere necessari cantilever distali lunghi fino a 20 mm (Krekmanov 2000) in base all'anatomia dell'arcata.

In tali situazioni possono svilupparsi grandi momenti flettenti all'interfaccia osso-impianto e sulle componenti implantari. (Rangert 1989, 1995)

Clinicamente due revisioni della letteratura (Zurdo 2009, Aglietta 2009) hanno dimostrato come l'applicazione del cantilever possa portare a complicanze tecniche più frequenti e in alcuni casi ad una minore sopravvivenza implantare.

L'aumentare dello stress è stato dimostrato essere proporzionale all'aumentare della lunghezza del cantilever in svariati FEA (Zampelis 2007, Bellini 2009, Takahashi 2010, Carvallho Silva 2010) ed studi in vitro con estensimetri (Patterson 1995, Tashkandi 1996).

Takahashi et al. (2010) e Zampelis et al. (2007) affermano come la lunghezza del cantilever sia una determinante molto più influente sull'entità dello stress all'interfaccia osso-impianto rispetto all'inclinazione e alla lunghezza degli impianti, mentre Carvallho Silva et al. (2010) rispetto al numero degli impianti utilizzati.

Bellini et al. hanno confrontato due configurazioni protesiche Ao4 con cantilever distale di 5 mm e di 15 mm applicando una forza di 100 N nel punto più distale di esse e hanno rilevato valori di stress compressivo maggiori vicino all'area cervicale dell'impianto distale del modello con cantilever di 15 mm.

Nel presente studio sono stati ottenuti risultati simili: l'entità dello stress a livello degli *abutment* è maggiore per le configurazioni Ao4 con cantilever di 15 mm rispetto alle rispettive con cantilever di 5 mm in tutte le condizioni di carico testate (grafici 4-10) con una maggiore variazione sugli *abutment* più vicini al punto d'applicazione della forza.

I risultati sono in linea con gli studi in vitro con l'utilizzo di strain gauges precedenti (Patterson 1995, Tashkandi 1996).

7.3 Limitazioni dello studio

Alcune limitazioni possono essere considerate in questo studio.

Innanzitutto la posizione degli estensimetri non è precisamente la stessa su ogni *abutment* e questo fatto può influenzare il valore assoluto di deformazione misurato e di conseguenza non permette di fare valutazioni quantitative affidabili tra i diversi modelli.

Inoltre per la struttura del MUA angolato 30° non è stato possibile posizionare due estensimetri su di esso come per i MUA diritti.

Il posizionamento degli estensimetri essendo manuale di per sé può essere considerato come possibile fattore di confondimento dei risultati.

Non è stato possibile verificare il perfetto bilanciamento del carico bilaterale per limitazioni tecniche della macchina di prova che prevede una calibratura manuale senza una verifica automatica della distribuzione sui due punti di applicazione della forza.

La forza è stata applicata con direzione oclusale in un solo punto e non può essere considerata rappresentativa della complessità della realtà clinica, come in tutti gli studi di questa tipologia.

Infine è stato notato come la fase di avvitamento conferisse una diversa deformazione iniziale ad ogni estensimetro ma questa problematica è stata controllata dal punto di vista numerico.

Cap. 8 CONCLUSIONE

Questo studio si pone a completamento di una serie di studi sulla metodica *All-on-four* per comprenderne meglio il comportamento e valutarne la validità dal punto di vista biomeccanico.

Nonostante le limitazioni dello studio, le analisi effettuate ci permettono di capire quanto la lunghezza del cantilever possa profondamente influenzare lo stress distribuito agli *abutments*.

Inoltre l'inclinazione degli impianti distali per ridurne l'entità non comporta degli svantaggi dal punto di vista biomeccanico e può essere considerata come una valida alternativa riabilitativa.

Cap. 9 BIBLIOGRAFIA

9.1 Cap. 1 - Introduzione

- Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. A long-term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-359.
- Arzouman MJ, Otis L, Kipnis V, Levine D. Observation of the anterior loop of the inferior alveolar canal. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:295-300.
- Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, Francetti L. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont* 2009; 22(2): 155-7.
- Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, Francetti L. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(3): 511-7.
- Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent* 2011; 105(1): 5-13.
- Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;23:264-274.
- Block MS, Winder JS. Method for insuring parallelism of implants placed simultaneously with maxillary sinus bone graft. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:17-21.

- Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3:81–100.
- 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* 1977;16: 1–132.
- Brochers L, Reichant P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:155–159.
- Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Van der Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12: 207–218.
- Francetti L, Agliarid E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Del Fabbro M. Immediate rehabilitation of mandible with full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single color prospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2008;10:255-263.
- Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Bone Level Changes Around Axial and Tilted Implants in Full-Arch Fixed Immediate Restorations. Interim Results of a Prospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 Oct 26.
- Fueki K, Kimoto K, Ogawa T, Garret N. Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98:470–477.
- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K: Clinical complications with implants and implant prostheses, *J Prosthet Dent* 90:121-132, 2003.
- Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated implant bridge. *Acta Odontol Scand* 1979;37:195–206.
- Hassler CR, Rybicki EF, Simonen FA, Weis EB. Measurements of healing at an osteotome in a rabbit calvarium: The influence of applied compressive stress on collagen synthesis and calcification. *J Biomech* 1974;7:545–550.
- Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: A 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:635–640.
- Krekmanov L. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:405–414.
- Lekholm U, Van Steenberghe D, Herrmann I, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:627–635
- Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc*. 2011 Mar;142(3):310-20.
- Malò P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandible: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(Suppl1):29

- Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent.* 2005 Jun;14(2):108-16.
- Rangert B, Jemt T, Jorneus I. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;8:241-247.
- Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol* 2008; 34(5): 248-55.
- Sahin S, Çehreli M, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses: A review. *J Dent* 2002;30:271-282.
- Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:533-539.
- Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010 Mar-Apr;25(2):239-46.
- Strassburger C, Kerschbaum T, Heydecke G. Influence of implant and conventional prostheses on satisfaction and quality of life: A literature review. Part 2: Qualitative analysis and evaluation of the studies. *Int J Prosthodont* 2006;19: 339-348.
- Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res.* 2010 Oct;54(4):179-84.
- Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, et al. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partially edentulism: A prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:272-281.
- Van Steenberghe D, Sullivan D, Listrom R et al. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1980;61:217-223.
- Watanabe F, Yoshiaki H, Komatsu S, Ramos T, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003;91:31-36.
- Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97:S35-S43.

9.2 Cap. 2 Osteointegrazione

- Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981 52:155-170
- Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc.* 2005 May;71(5):327.
- Anderson J. The cellular cascades of wound healing. In: Davies JE, ed. *Bone engineering*. Toronto: em squared Inc., 2000:81-93.
- Bar-Shavit R, Kahn A, Wilner GD, Fenton JW 2nd. Monocyte chemotaxis: stimulation by specific exosite region in thrombin. *Science* 1983;220:728-31.
- Berglundh T, Linde J, Jonson K, Ericsson I. The topology of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol* 1994;21:189-93.
- Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3:81-100.
- Broberg M, Eriksson C, Nygren H. GpIIb/IIIa is the main receptor for initial platelet adhesion to glass and titanium surfaces in contact with whole blood. *J Lab Clin Med* 2002;139:163-72.
- Broberg M, Nygren H. Von Willebrand factor, a key protein in the exposure of CD62P on platelets. *Biomaterials* 2001;17:2403-9.
- Bromberek BA, Enever PA, Shreiber DI, Caldwell MD, Tranquillo RT. Macrophages influence a competition of contact guidance and chemotaxis for fibroblast alignment in a fibrin gel coculture assay. *Exp Cell Res* 2002;275:230-42.
- Chandrasekhar S, Harvey AK. Modulation of PDGF mediated osteoblast chemotaxis by leukemia inhibitory factor. *J Cell Physiol* 1996;169(3):481-90.
- Colman RW, Marder VJ, Salzman EW, Hirsh J. Overview of hemostasis. In: Colman RW, Hirsh J, Marder VJ, Salzman EW, eds. *Hemostasis and thrombosis/basic principles and clinical practice*, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott, 1987:3-17.
- Davies JE, Chernecky R, Lowenberg B, Shiga A. Deposition and resorption of calcified matrix in vitro by rat bone marrow cells. *Cells Mater* 1991;1:3-15.
- Davies JE, Hosseini MM. Histodynamics of endosseous wound healing. In: Davies JE, ed. *Bone engineering*. Toronto: em squared Inc., 2000:1-14.
- Davies JE, Park JY. Critical issues in endosseous peri-implant wound healing. In: Ellingsen J, ed. *Bio-implant interface: improving biomaterials and tissue reactions*. Boca Raton, FL: CRC Press, 2003.
- Davies JE. In vitro modeling of the bone/implant interface. *Anat Rec* 1996;245:426-45.
- Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ* 2003;67:932-949.
- Davies, JE. Immediate loading: The role of the implant surface on biological stabilization. *Jour Imp Rec Den* 2010; Vol. 2, No. 1:10-17.

- Deuel TF, Senior RM, Huang JS, et al. Chemotaxis of monocytes and neutrophils to platelet-derived growth factor. *J Clin Invest* 1982;69(4):1046-9.
- Di Iorio D, Trani T, Degidi M et al. Quantitative evaluation of the fibrin clot extension on different implant surfaces: an in vitro study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 74:636-642, 2005.
- Ehrlich HP. The role of connective tissue matrix in wound healing. In: Barbul A, Pines E, Caldwell M, Hunt TK, eds. *Growth factors and other aspects of wound healing: biological and clinical implications*. New York: Liss, 1988:243-58.
- Galbraith CG, Sheetz MP. A micromachined device provides a new bend on fibroblast traction forces. *Proc Natl Acad Sci USA* 1997;94:9114-8.
- Gemmell CH, Park JY. Initial blood interactions with endosseous implant materials. In: Davies JE, ed. *Bone engineering*. Toronto: em squared Inc., 2000:108-17.
- Grillo HC, Potsaid MS. Studies in wound healing: IV. Retardation of contraction by local X-irradiation and observations relating to the origin of fibroblasts in repair. *Ann Surg* 1961;154:741-50.
- Gross UM. Biocompatibility: the interaction of biomaterials and host response. *J Dent Educ* 1988;52:798-803.
- Gruber R, Varga F, Fischer MB, et al. Platelets stimulate proliferation of bone cells: involvement of platelet-derived growth factor, microparticles and membranes. *Clin Oral Impl Res* 2002;13:529-35.
- Halkier T. Blood coagulation. In: *Mechanisms in blood coagulation, fibrinolysis and the complement system*. Cambridge: Cambridge University Press, 1991:1-127.
- Ham AW, Harris WR. Repair and transplantation of bone. In: Bourne GH, ed. *The biochemistry and physiology of bone*, 2nd ed. Vol. III. New York: Academic Press, 1971:337-99.
- Ham AW. Some histophysiological problems peculiar to calcified tissue. *J Bone Joint Surg* 1952;34A:701.
- Hong J, Andersson J, Nilsson Ekdahl K, Elgue G, Axén N, Larsson R, Nilsson B. Titanium is a highly thrombogenic biomaterial: possible implications for osteogenesis. *Thromb Haemost* 1999;82:58-64.
- Hosseini MM, Sodek J, Franke R-P, Davies JE. The structure and composition of the bone-implant interface. In: Davies JE, ed. *Bone engineering*. Toronto: em squared Inc., 2000:296-304.
- Hughes FJ, Aubin JE, Heersche JN. Differential chemotactic responses of different populations of fetal rat calvaria cells to platelet-derived growth factor and transforming growth factor beta. *Bone Miner* 1992;19(1):63-74.
- Kanagaraja S, Lundström I, Nygren H, Tengvall P. Platelet binding and protein adsorption to titanium and gold after short time exposure to heparinized plasma and whole blood. *Biomaterials* 1996;17:2225-32.
- Khang W, Feldman S, Hawley CE, Gunsolley J. A multicenter study comparing DAE and machined-surfaced implants in various bone qualities. *J Periodontol* 2001;72:1384-90.

- Lazzara RJ. Bone response to dual acid-etched and machined titanium implant surfaces. In: Davies JE, ed. Bone engineering. Toronto: em squared Inc., 2000:381-90.
- Leckholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1985:199-210.
- Leibovich SJ, Ross R. The role of the macrophage in wound repair: a study with hydrocortisone and antimacrophage serum. *Am J Pathol* 1975;78:71-100.
- Lind M. Growth factor stimulation of bone healing: effects on osteoblasts, osteomies, and implant fixation. *Acta Orthop Scand Suppl* 1998;283:2-37.
- Lucas PA, Caplan AI. Chemotactic response of embryonic limb bud mesenchymal cells and muscle-derived fibroblasts to transforming growth factor-beta. *Connect Tissue Res* 1988;18(1):1-7.
- Matsuo M, Nakamura T, Kishi Y, Takahashi K. Microvascular changes after placement of titanium implants: scanning electron microscopy observations of machined and titanium plasma-sprayed implants in dogs. *J Periodontol* 1999;70:1330-8.
- Murakami I. Scanning electron microscopic study on bone and microvasculature surrounding titanium implants. *J Jpn Prosthodont Soc* 1995;39:123-34.
- Mustoe TA, Pierce GF, Morishima C, et al. Growth factor-induced acceleration of tissue repair through direct and inductive activities in a rabbit dermal ulcer model. *J Clin Invest* 1991;87:694-703.
- Norris DA, Clark RAF, Swigart LM, Huff JC, Weston WL, Howell SE. Fibronectin fragment(s) are chemotactic for human peripheral blood monocytes. *J Immunol* 1982;129:1612-8.
- Nygren H, Eriksson C, Lausmaa J. Adhesion and activation of platelets and polymorphonuclear granulocyte cells at TiO₂ surfaces. *J Lab Clin Med* 1997;129:35-46.
- Nygren H, Tengvall P, Lundström I. The initial reactions of TiO₂ with blood. *J Biomed Mater Res* 1997;34:487- 92.
- Oprea WE, Karp JM, Hosseini MM, Davies JE. Effect of platelet releasate on bone cell migration and recruitment in vitro. *J Craniofac Surg.* 2003 May;14(3):292-300.
- Osborn JF, Newesely H. Dynamic aspects of the implant- bone interface. In: Heimke G, ed. Dental implants: materials and systems. München: Carl Hanser Verlag, 1980:111-23.
- Park JY, Davies JE. Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. *Clin Oral Imp Res* 2000;11:530-9.
- Peacock EE. Wound repair. In: Peacock, EE, ed. Wound repair. Philadelphia: Saunders, 1984:38-55.
- Pederson SF, Hoffmann EK, Mills JW. The cytoskeleton and cell volume regulation. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol* 2001;130:385-99.
- Pfeilschifter J, Wolf O, Naumann A, et al. Chemotactic response of osteoblast like cells to transforming growth factor beta. *J Bone Miner Res* 1990;5(8):825-30.
- Plenk H Jr., Zitter H. Material considerations. In: Watzek G, ed. Endosseous implants: scientific and clinical aspects. Chicago: Quintessence Publishing Co., 1996:63- 99.

- Postlethwaite AE, Kang AH. Collagen and collagen peptide-induced chemotaxis of human blood monocytes. *J Exp Med* 1976;143:1299-307.
- Postlethwaite AE, Keski-Oja J, Moses HL, et al. Stimulation of the chemotactic migration of human fibroblasts by transforming growth factor beta. *J Exp Med* 1987;165(1):251-6.
- Ross R, Benditt EP. Wound healing and collagen formation. I. Sequential changes in components of guinea pig skin wounds observed in the electron microscope. *J Biophysiol Biochem Cytol* 1961;11:677-700.
- Schenk RK, Herrmann RW. Histologic studies on the incorporation of uncemented implants. In: Morscher E, ed. *The cementless fixation of hip endoprostheses*. Berlin: Springer-Verlag, 1984:52-8.
- Schroeder A, Stich H, Straumann F, Sutter D. [The accumulation of osteocementum around a dental implant under physical loading]. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1978; 88(10):1051-58. German.
- Seppa H, Grotendorst G, Seppa S, et al. Platelet-derived growth factor is chemotactic for fibroblasts. *J Cell Biol* 1982;92(2):584-8.
- Stach RM, Kohles SS. A meta-analysis examining the clinical survivability of machined-surfaced and Osseotite implants in poor quality bone. *Implant Dent* 2003;12:87- 95.
- Steingenga J, Al-Shammari K, Misch C et al: Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits, *J Periodontol* 75:1233-1241, 2004.
- Von Ebner (Ritter von Rosenheim) V. Über den feineren Bau der Knochensubstanz (On the fine structure of bone). *S.B. Akad. Wiss. Math. Nat. Kl. Abt. III* 1875;72:49-138.
- Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration — a requiem for the periodontal ligament? *Int J Periodontics Restorative Dent* 1991; 11(1):88-91.

9.3 Cap. 3 Biomeccanica

- Abdel-Latif HH, hobkirk JA, Kelleway JP. Functional mandibular deformation in edentulous subjects treated with dental implants, *Int J Prosthodont* 13:513-519, 2000.
- Adell R, Lekholm U, RÖckler B et al. A 15 years study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw, *Int J Oral Surg* 10:387-416, 1981.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (1). A 3-year longitudinal prospective study, *Int J Oral Maxillofac Surg* 15:39-52, 1986.
- Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Brägger U, Pjetursson BE, Lang NP, Salvi GE. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2009 May;20(5):441-51.
- Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P et al. The longterm efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success, *Int J Oral Maxillofac Implants* 1:11.25, 1986.
- Alderman MM. Disorders of the temporomandibular joint and related structures. In Burket LW, editor: *Oral medicine*, ed 6, Philadelphia, 1971, JB Lippincott.
- Atkinson SR. Balance-the magic word. *Am J Orthod* 1964;50:189-202
- Atwood DA, COy WA. Clinical cephalometric and densitometric study of reduction of residual ridges, *J Prosthet Dent* 26:280-295, 1971.
- Baragar FA, Osborn JW (1984). A model relating patterns of human jaw movement to biomechanical constraints. *J Biomechan* 17:757-767.
- Bidez MW, CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles, *J Oral Implantol* 18:264-274, 1992.
- Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants, *Implant Dent* 1:289-294, 1992.
- Blanes, R.J., Bernard, J.P., Blanes, Z.M. & Belser. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clinical Oral Implants Research* 2007 18: 707–714.
- Boggan S, Strong Jt, Misch CE et al. Influence of Hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants, *J Prosthet Dent* 82:436-440, 1999.
- Braun S, Bantleon HP, Hnat WP et al. A study of bite force. Part I: relationship to various physical characteristics, *Angle Orthod* 65:367-372, 1995.
- Brunski JB, Moccia AF Jr., Pollack SR et al. The influence of functional use of endosseous implants on the tissue implant interface. II. Clinical aspects, *J Dent Res*: 58:1970-1980, 1979.
- Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992;10(3):153-201.
- Burger EH, Klein-Nulend J. Mechanotransduction in bone – role of the lacuno-canalicular network, *FASEB J* 13:S101-S112, 1999.

- Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal forces in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures, *Int J Oral Maxillofac Impl* 2:101-108, 1987.
- Chung DM, Oh Tj, Shotwell B et al. Significance of keratinized mucosa in maintenance of dental implants with different surface conditions [master's thesis], Ann Arbor, Mich, 2005, University of Michigan.
- Cowin SC, Hegedus DH. Bone remodeling I: theory of adaptative elasticity, *J Elast* 6:313-326, 1976.
- Cowin SC, Hegedus DH. Bone remodeling II: small strain adaptive elasticity, *J Elast* 6:337-352, 1976.
- Cowin SC, Moss-Salentijn L, Moss ML. Candidates for the mechanosensory system in bone, *J Biomech Eng* 113:191-197, 1991.
- Cowin SC, Nachlinger RR. Bone remodeling II: uniqueness and stability in adaptative elasticity theory, *J Elast* 8:285-295, 1978.
- Creugers NH, Kayser HF, Van't Hof MA. A meta analysis of durability data on conventional fixed bridges, *Community Dent Oral Epidemiol* 22:448-452, 1994.
- Currey JD. Effects of differences in mineralization on the mechanical properties of bone, *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 1121:509-518, 1984.
- Dawson PE. Differential diagnosis and treatment of occlusal problems, ed 2, St Louis, 1989, Mosby.
- De Marco TJ, Paine D. Mandibular dimensional change, *J Prosthet Dent* 31:482-485, 1974.
- Dechow PC, Hylander WL. Elastic properties and masticatory bone stress in the macaque mandible, *Am J Phys Anthropol* 112:553-574, 2000.
- Duncan RL, Turner CH. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain, *Calcif Tissue Int* 57:344-358, 1995.
- Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Van der Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12: 207-218.
- Enlow DH. Principles of bone remodeling: an account of post-natal growth and remodeling processes in long bones and the mandible, Springfield, III, 1963, Thomas.
- Fischman B. The rotational aspect of mandibular flexure, *J Prosthet Dent* 64:483-485, 1974.
- Fontijn-Tekamp FA, MSLageter AP, van't Hof MA et al. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures, *J Dent Res* 77:1832-1839, 1998.
- Frost HM. Mechanical adaptation, Frost's mechanostat theory. In Martin RB, Burr DB, editors: Structure, function, and adaptation of compact bone, New York, 1989, Raven Press.
- Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec*. 1990 Apr;226(4):403-13.
- Garretto LP, Chen J, Parr JA et al. Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants. A histomorphometric comparison in four species including human, *Implant Dent* 4:235-243, 1995.
- Glass EG, McGlynn FD, Glaros AG, Melton K, Romans K. Prevalence of temporomandibular disorder symptoms in a major metropolitan area. *Cranio*. 1993 Jul;11(3):217-20.

- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K. Clinical complications with implants and implant prostheses, *J Prosthet Dent* 90:121-132, 2003.
- Graf H. Bruxism, *Dent Clin North Am* 13:659-665. 1969.
- Grant AA. Some aspects of mandibular movement: acceleration and horizontal distortion, *Ann Acad Med Singapore* 15:305-310, 1986.
- Gunne J, Jemt T, Linden B. Implant treatment in partially edentulous patients: a report on prostheses after 3 years, *Int J Prosthodont* 7:143-148, 1994.
- Hannam AG, Stavness I, Lloyd JE, Fels S. A dynamic model of jaw and hyoid biomechanics during chewing. *J Biomech.* 2008;41(5):1069-76.
- Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *J Biomech.* 1992 Mar;25(3):261-86.
- Heits-Mayfield LJ, Schmid B, Weigel C et al. Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog, *Clin Oral Impl Res* 15:259-268, 2004.
- Herring SW. Masticatory muscles and the skull. a comparative perspective. *Arch Oral Biol.* 2007 Apr;52(4):296-9. Epub 2006 Nov 7
- Hylander WL. Stress and strain in the mandibular symphysis of primates: a test of competing hypotheses, *Am J Phys Anthropol* 64: 1-46, 1984.
- Hylander WL. The human mandible: lever or link?, *Am J Phys Anthropol* 43:227-242, 1975.
- Ingebretsen M. Out of this world workouts, *World Traveler* Feb:10-14, 1997.
- Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implant subjected to occlusal overload or plaque accumulation, *Clin Oral Implant Res* 8:1-9, 1997.
- Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants: a clinical and radiographic study in monkeys, *Clin Oral Implants Res* 7:143-152, 1996.
- Jividen G, Misch CE. Reverse torque testing and early loading failures-help or hindrance, *J Oral Implantology* 26:82-90, 2000.
- Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years, *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:169-178, 1991.
- Karolyi M. Beobachtungen über Pyorrhoea alveolaris, *Osterenorichisch-Ungarische viertel jahresschrift fur Zahnheilkunde* 17:279, 1991.
- Kazarian LE, Von Gierke HE. Bone loss as a result of immobilization and chelation: preliminary results in *Macaca mulatta*, *Chin Orthop Relat Res* 65:67-75, 1969.
- Kilamura E, Slegaroui R, Nomura S, et al. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: consideration based in a three dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implant Res.* 2004;15:401-412.
- Klemetti E, Vaino P, Lassila V et al. Trabecular bone mineral density and alveolar height in postmenopausal women, *Scand J Dent Res* 101:166-170, 1993.
- Koç D, Dogan A, Bek B. Effect of gender, facial dimensions, body mass index and type of functional occlusion on bite force. *J Appl Oral Sci.* 2011 Jun;19(3):274-9.

- Koolstra, J.H., 2002. Dynamics of the human masticatory system. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine* 13, 366–376.
- Koolstra, J.H., van Eijden, T.M.G.J., 1995. Biomechanical analysis of jaw closing movements. *Journal of Dental Research* 74, 1564–1570.
- Kulmann C. Die graphische statik 1, Aufl, Zurich, 1888, Meyer and Zeller.
- Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment, *Clin Oral Implants Res* 11(Suppl):146-155, 2000.
- Lavelle CLB. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: the urgency of research into alveolar bone responses, *Int J Oral Maxillofac Implants* 8:179-184, 1993.
- Lavigne GJ, Montplaisir JY. Restless legs syndrome and sleep bruxism. prevalence and association among Canadians. *Sleep*. 1994 Dec;17(8):739-43.
- Lekholm U, Adell R, Lindhe J et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. II. A cross sectional retrospective study, *Int J Oral Maxillofac Surg* 15:53-61, 1986.
- MacMillan HA., Structural characteristic of the alveolar process, *Int J Ortho* 12:711-730, 1926.
- Mansour RM, Reynik RJ, Larson PC. In vivo occlusal forces and moments: forces measured in terminal hinge position and associated moments, *J Dent Res* 56:114-120, 1975.
- McAlarney ME, Stavropoulos DN. Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 May-Jun;11(3):331-9.
- Meier GH. Die architektur der spongiosa, *Arch Anat Physiol Wess Med* 34:615-628, 1887.
- Mercier P, Inoue S. Bone density and serum minerals in cases of residual alveolar ridge atrophy, *J Prosthet Dent* 46:250-255, 1981.
- Minaire MC, Neunier P, Edouard C et al. Quantitative histological data on disuse osteoporosis: comparison with biological data, *Calcif Tissue Res* 17:57-73, 1974.
- Misch CE, Palattella A. Bruxism and its effect on treatment plans, *Int Mag Oral Implant* 2:6-18, 2002.
- Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent*. 2005 Jun;14(2):108-16.
- Misch CE. Cantilever length and its relationship to biomechanical stress, In *Misch Implant Institute Manual*, Misch International Implant Institute, Mich, 1990, Dearborn.
- Misch CE. Clenching and its effects on implant treatment plans, *Oral Health* 92:11-24, 2002.
- Misch CE. Early crestal bone loss etiology and its effect on treatment planning for implants *Dental Learning System Co, Inc, Postgrad Dent* 2.3-17, 1995.
- Miyamoto Y, Fujisawa K, Takechi M et al. Effect of the additional installation of implants in the posterior region on the prognosis of treatment in the edentulous mandibular jaw, *Clin Oral Implants Res* 14:727-733, 2003.
- Mori S, Burr DB Increased intracortical remodeling following fatigue damage, *Bone* 14:103-109, 1993.
- Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study, *Int J Prosthodont* 15:20-27, 2002.

- Murry PDF. *Bones: a study of development and structure of the vertebral skeleton*, Cambridge, 1936, Cambridge University Press.
- Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:67-74.
- National Institutes of Health Consensus Development Conference Statement on Dental Implants, *J Dent Educ* 52:824-827, 13-15., June 1988
- Oganov VS. Modern analyses of bone loss mechanisms in microgravity, *J Gravit Physiol* 11:143-146, 2004.
- Oh T-J, Yoon J, Misch CE et al. The cause of early implant bone loss: myth or science?, *J Periodontol* 73:322-333, 2002.
- Orban B. *Oral histology and embryology*, ed 3, St Louis, 1953, Mosby.
- Parfitt AM. Investigation of the normal variations in the alveolar bone trabeculation, *Oral Surg Oral Med Pathol* 15: 1453-1463, 1962.
- Peterson J, Wang Q, Dechow PC. Material properties of the dentate maxilla, *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 288:962-972, 2006.
- Picton DC, Johns RB, Wills DJ et al. The relationship between the mechanisms of tooth and implant support, *Oral Sci Rev* 5:3-22, 1971.
- Picton DC. The effect of external forces on the peridontium. In Melcher AH, Bowen WH, editors: *Biology of the periodontium*, London, 1969, Academic Press.
- Proffit WR. The facial musculature in its relation to the dental occlusion. In Carlson DS, McNamara JA, editros: *Muscle adaptation in the craniofacial region. Proceedings of symposium, Craniofacial Growth Series, Monograph 8*, Ann Arbor, Mich, 1978, University of Michigan.
- Raadsheer MC, van Eijden TM, van Ginkel FC et al. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude, *J Dent Res* 87:31-42, 1999.
- Reilly DT, Burstein AH. The elstic and ultimate properties of compact bone tissue, *J Biomech* 8:393, 1975.
- Rhineland FW. The normal circulation of bone and its response to surgical intervention, *J Biomed Mater Res* 8:87-90, 1974.
- Roberts EW, Turley PK, Brezniak N et al. Bone physiology and metabolism, *J Calif Dent Assoc* 15:54-61, 1987.
- Roberts WE, Smith RK, Ziberman Y et al. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants, *Am J Orthod*, 86:96-111, 1984.
- Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS. Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature. Part 1. *J Prosthodont* 1994; 3(1): 41-6.
- Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS. Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature, Part 2. *J Prosthodont* 1994; 3(2): 114-8.
- Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants, *Clin Oral Implants Res* 2:135-144, 1991.

- Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible, *Am J Phys Anthropol* 120:252-277, 2003.
- Scott J, Ash MM Jr. A six-channel intra-oral transmitter for measuring occlusal forces, *J Prosthet Dent* 16:56, 1966.
- Simmons DJ, Russell JE, Winter F. Space flight and the non-weight bearing bones of the rat skeleton, *Trans Orthop Res Soc* 4:65, 1981.
- Sнауwaert K, Duyck J, van Steenberghe D et al. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow up study, *Clin Oral Invest* 4:13-20, 2000.
- Tonetti MS, Schmid J. Pathogenesis of implant failures, *Periodontology* 2000 4:127-138, 1994.
- Turner CH, Pavalko FM. Mechanotransduction and the functional response of the skeleton to physical stress: the mechanism and mechanics of bone adaptation, *J Orthop Sci* 3:346-355, 1988.
- Turner CH. Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli, *Bone* 23:399-407, 1998.
- Uthoff HK, Jaworski ZF. Bone loss in response to longterm immobilization, *J Bone Joint Surg Br* 60-B:420-429, 1978.
- Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B, Donath K. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clin Oral Implants Res.* 1999 Dec;10(6):459-67.
- Ulm C, Tepper G, Blahout R, Rausch-Fan X, Hienz S, Matejka M. Characteristic features of trabecular bone in edentulous mandibles. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Jun;20(6):594-600.
- Van Steenberghe D, Tricio J, Van den Eynde E et al. Soft and hard tissue reactions towards implant design and surface characteristics and the influence of plaque and/or occlusal loads. In Davidovitch Z (ed.) *The biological mechanism of tooth eruption, resorption and replacement by implants*, Boston, 1994, Harvard Society for the advancement of Orthodontics.
- Vezeridis PS, Semeins CM, Chen Q et al. Osteocytes subjected to pulsating fluid flow regulate osteoblast proliferation and differentiation, *Biochem Biophys Res Commun* 348:1082-1088, 2006.
- Westbroek I, Ajubi NE, Alblas MJ et al. differential stimulation of prostaglandin G/H synthase-2 in osteocytes and other osteogenic cells by pulsating fluid flow, *Biochem Biophys Res Commun* 268:414-419, 2000.
- Wolf J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*, Berlin, 1892, A Hirshwald.
- Zarone F, Apicell A, Nicolais L et al. Mandibular flexure and stress build up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants, *Clin Oral Implants Res* 14:103-114, 2003.
- Zurdo J, Romão C, Wennström JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Sep;20 Suppl 4:59-66.

9.4 Cap. 4 All-on-four

- Agliardi E, Clericò M, Ciancio P, Massironi D. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence Int.* 2010 Apr;41(4):285-93
- Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001; 3:39-49.
- Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The All-on-Four Immediate function treatment concept with NobelActive implants- A retrospective study. *J Oral Implantol.* 2010 Dec 27.
- Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, Francetti L. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont* 2009; 22(2): 155-7.
- Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, Francetti L. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(3): 511-7.
- Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:188-198.
- Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent* 2011; 105(1): 5-13.
- Brånemark P-I, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rate of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6:227-231.
- 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* 1977;16: 1-132.
- Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992;10(3):153-201.
- Butura CC, Galindo DF, Jensen OT. Mandibular all-on-four therapy using angled implants: a three-year clinical study of 857 implants in 219 jaws. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2011 May;23(2):289-300, vi.
- Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7:1-12.
- Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite element analysis. *Quintessence Int* 1996;27:591-598.
- Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007 Jul-Aug;22(4):639-44

- Chiapasco M. Early and immediate restoration and loading of implants in completely edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19 Suppl:76-91.
- Clelland N, Gilat A, McGlumphy E, Brantley W. A photo- elastic and strain gauge analysis of angle abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8:541–548.
- Clelland N, Lee J, Bimbenet O, Brantley W. A three- dimensional finite element stress analysis of angled abut- ments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont* 1995; 4:95–100.
- Daellenbach K, Hurley E, Brunski J, Rangert B. Biomechan- ics of in-line vs. offset implants supporting a partial prosthesis [abstract 1327]. *J Dent Res* 1996; 75(special issue):183.
- Degidi M, Scarano A, Iezzi G. Periimplant bone in immediately loaded titanium implants: histologic and histomorphometric evaluation in human. A report of two cases. *Clin Implant Dent Related Res* 2003 5:170-175.
- Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted Implants for the Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Systematic Review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 May 13.
- Engquist B, Astrand P, Anzen B, et al. Simplified methods of implant treatment in the edentulous lower jaw: a 3-year follow-up report of a controlled prospective study of one- stage versus two-stage surgery and early loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7:95–104.
- Esposito M, Grusovin MG, Achille H, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev*. 2009 Jan 21
- Francetti L, Agliarid E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Del Fabbro M. Immediate rehabilitation of mandible with full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single color prospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2008;10:255-263.
- Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Bone Level Changes Around Axial and Tilted Implants in Full-Arch Fixed Immediate Restorations. Interim Results of a Prospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 Oct 26.
- Graves S, Mahler BA, Javid B, Armellini D, Jensen OT. Maxillary all-on-four therapy using angled implants: a 16-month clinical study of 1110 implants in 276 jaws. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2011 May;23(2):277-87, vi.
- Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR 3rd. The all on 4 shelf: mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011 Jan;69(1):175-81.
- Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR 3rd. The All-on-4 shelf: maxilla. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010 Oct;68(10):2520-7.
- Ko CC, Douglas WH, DeLong R, Rohrer MD, Swift JQ, Hodges JS, An KN, Ritman EL. Effects of implant healing time on crestal bone loss of a controlled-load dental implant. *J Dent Res*. 2003 Aug;82(8):585-91.
- Krekmanov L. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:405–414.
- Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc*. 2011

- Mar;142(3):310-20.
- Malò P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandible: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(Suppl1):29
- Malò P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7 (Suppl 1):S88-S94.
- Misch CE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: Part I. *Implant Dent.* 2004 Sep;13(3):207-17.
- Misch CE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: part II. *Implant Dent.* 2004 Dec;13(4):310-21.
- Pilliar RM, Davies JE, Smith DC. The bone-biomaterial interface for load-bearing implants. *MRS Bulletin* 1991;9:55-61.
- Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005 May-Jun;20(3):425-31.
- Rangert B, Sullivan RM, Jemt T. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12:360-370.
- Romanos G, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D, Ong AH, Donath K, Yaacob H, Nentwig GH. Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants. An experimental study in monkeys. *J Periodontol.* 2001 Apr;72(4):506-11.
- Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010 Mar-Apr;25(2):239-46.
- Silverstein LH, Kurtzman GM. Oral hygiene and maintenance of dental implants. *Dent Today.* 2006 Mar;25(3):70-5; quiz 75.
- Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11:12-25.
- Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res.* 2010 Oct;54(4):179-84.
- Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19:227-232.
- Testori T, Smukler-Moncler S, Francetti L. The immediate-loading of Osseotite implants. A clinical and histologic assessment 4 months after being brought into function. *Parodontie Dentisterie Restauratrice* 2001 21:451-459.
- Timing of loading and effect of micro-motion on bone- implant interface: a review of experimental

- literature. *J Biomed Mater Res (Appl Biomat)* 1998; 43:192–203.
- Watanabe F, Yoshiaki H, Komatsu S, Ramos T, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003;91:31–36.
- Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*. 1999 Mar-Apr;12(2):167-78
- Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L. Immediate Rehabilitation of the Extremely Atrophic Mandible with Fixed Full-Prosthesis Supported by Four Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 Feb 11.
- Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97:S35–S43.

9.5 Cap. 5 - Materiali e metodi

- Glantz PO, Rangert B, Svensson A, et al. On clinical loading of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 1993;4: 99–106.
- Malò P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandible: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(Suppl1):29
- Patterson EA, Burguete RL, Hue Thoi M, Johns RB. Distribution of load in an oral prosthesis system: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:552–560.
- Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment’s height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clin Oral implant Res* 2009;20:196-200.
- Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76:158–164.

9.6 Cap.7 - Discussione

- Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP, Salvi GE. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(5): 441-51.
- Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996;75:285–291.
- Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, Francetti L. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(3): 511-7.
- Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:188–198.
- Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent* 2011; 105(1): 5-13.
- Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys.* 2009 Sep;31(7):806-15. Epub 2009 Apr 22.
- Butura CC, Galindo DF, Jensen OT. Mandibular all-on-four therapy using angled implants: a three-year clinical study of 857 implants in 219 jaws. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2011 May;23(2):289-300.
- Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted Implants for the Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Systematic Review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010 May 13.
- Duyck J, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11:465–475.
- Ekelund J, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Branemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont* 2003;16:602-608.
- Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Bone Level Changes Around Axial and Tilted Implants in Full-Arch Fixed Immediate Restorations. Interim Results of a Prospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010 Oct 26.
- Krekmanov L. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:405–414.
- Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc.* 2011

- Mar;142(3):310-20.
- Malò P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandible: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(Suppl1):29
- Patterson EA, Burguete RL, Hue Thoi M, Johns RB. Distribution of load in an oral prosthesis system: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:552–560.
- Rangert B, Jemt T, Jorneus I. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;8:241–247.
- Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(3): 326-34.
- Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Mar-Apr;25(2):239-46.
- Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clin Oral implant Res* 2009;20:196-200.
- Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res*. 2010 Oct;54(4):179-84.
- Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76:158–164.
- Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L. Immediate Rehabilitation of the Extremely Atrophic Mandible with Fixed Full-Prosthesis Supported by Four Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 Feb 11.
- Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97:S35–S43.
- Zurdo J, Romão C, Wennström JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Sep;20 Suppl 4:59-66.

RINGRAZIAMENTI

Innanzitutto voglio ringraziare il Prof. Luca Francetti e il Prof. Roberto Weinstein per avermi permesso di frequentare la clinica odontoiatrica dell'Istituto Ortopedico Galeazzi, dandomi la possibilità di raggiungere questo obiettivo. Essi per me rimarranno sempre degli esempi da seguire per la loro innegabile competenza, professionalità e cordialità.

Un sentito ringraziamento è riservato inoltre al Dott. Stefano Corbella. La sua disponibilità, il suo aiuto e i suoi pazienti insegnamenti sono stati fondamentali per il mio percorso di tesi e di tirocinio.

Ringrazio il Laboratorio di Meccanica delle Strutture Biologiche (LaBS) ed in particolare il Prof. Tomaso Villa per il contributo nella fase sperimentale della tesi.

Desidero ringraziare anche tutti i medici e il personale della clinica odontoiatrica che mi hanno aiutato a crescere professionalmente in un ambiente di lavoro sereno e di grande qualità. Tra di loro voglio citare in particolare il Dott. Azzola, il Dott. Barbaro, il Dott. Basso, il Dott. Ciatti, il Dott. Spasari e la Dott.ssa Tassera che sono stati i miei principali punti di riferimento.

Un ringraziamento speciale va ai miei genitori Virgilio e Leda e mio fratello Andrea per l'affetto e l'appoggio che mi hanno dato in tutta la mia vita.

Ringrazio inoltre sentitamente tutti i miei amici e compagni di questa straordinaria esperienza universitaria, in particolare Silvia, Marina, Elisabetta, Tommaso, Andrea, Cristina ed Elisa.

Infine dedico un grande ringraziamento ai miei amici Mario ed Enrico per avermi sempre sostenuto e sopportato.