



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

DIPARTIMENTO DI MECCANICA

RELAZIONE FINALE CONVENZIONE:

**STUDIO E SVILUPPO DI SISTEMI DI FISSAGGIO
IMPIANTO/PILASTRO IN PROTESI DENTARIA
IMPLANTARE**

Responsabile scientifico :

Prof. Enrico Primo Tomasini

Dipartimento di Meccanica
Università Politecnica delle Marche
Ancona

Ancona, 20/10/2005

INDICE:

1	<u>INTRODUZIONE</u>	5
1.1	IMPLANTOLOGIA: CAUSE PIÙ FREQUENTI DI INSUCCESSO	5
1.1.1	COMPLICANZE CHIRURGICHE	6
1.1.2	COMPLICANZE BIOLOGICHE	7
1.1.3	COMPLICANZE MECCANICHE.	10
1.2	TERAPIA IMPLANTARE ED ASPETTI BIOMECCANICI DEGLI IMPIANTI DENTALI	13
1.3	BIOMECCANICA DEI SISTEMI IMPLANTARI	16
1.3.1	PASSI PER LA REALIZZAZIONE DI UN IMPIANTO DENTALE	19
2	<u>MODELLIZZAZIONE AGLI ELEMENTI FINITI IN ODONTOIATRIA</u>	20
2.1	BREVI CENNI SUGLI ELEMENTI FINITI - GENERALITÀ.	20
2.2	ELEMENTI FINITI: LE TRE FASI DI LAVORO.	22
2.3	IL LINGUAGGIO APDL.	23
2.4	I SISTEMI MECCANICI DISCRETI.	26
2.5	L'ELEMENTO STRUTTURALE E LE SUE PROPRIETÀ.	27
2.6	ELEMENTI FINITI NEL CONTINUO ELASTICO.	29
2.7	ELEMENTI FINITI IN IMPLANTOLOGIA	30
2.8	MATERIALI UTILIZZATI IN IMPLANTOLOGIA	33
2.8.1	I METALLI	33
2.8.2	LE CERAMICHE	36
3	<u>IL BANCO PROVE SPERIMENTALI REALIZZATO</u>	37
3.1	PROVE MECCANICHE	37
3.2	PROBLEMATICHE CONCERNENTI GLI IMPIANTI DENTALI	37
3.2.1	COMPLICAZIONI MECCANICHE	37
3.3	CONSIDERAZIONI BIOMECCANICHE	39
3.3.1	PRINCIPI DI DISTRIBUZIONE DELLA FORZA NELLE PROTESI IMPIANTO-SUPPORTO	40
3.3.2	ANALISI DI DISTRIBUZIONE DELLA FORZA	40
3.3.3	DISTRIBUZIONE DI FORZE CON IMPIANTI OSTEOINTEGRATI	42
3.4	PROVE DI LABORATORIO PER IMPIANTI OSSEOINTEGRATI	46
3.4.1	TEST IMPORTANTI	46
3.4.2	COLLAUDO MECCANICO	47
3.4.3	TEST A FATICA PER CARICHI FLETTENTI	47
3.4.4	FORZA DELL'IMPIANTO	48
3.4.5	FORZA PER L'ATTACCO COMPLETO	49
3.4.6	FORZA RICHIESTA	50
4	<u>REALIZZAZIONE DEL BANCO DI PROVA</u>	53
4.1	LA NORMA: ISO / DIS 14801	53
4.1.1	PROVE MECCANICHE DI DEFORMAZIONE	54
4.2	ANALISI DEGLI STRUMENTI UTILIZZATI	59
4.2.1	L'ATTUATORE DI SPOSTAMENTO: CRITERI DI SCELTA	59
4.2.1.1	Materiali ceramici PZT: Effetto piezoelettrico	60
4.2.1.2	Caratteristiche statiche e dinamiche	61
4.2.1.3	Norme per il montaggio dell'attuatore.	62

4.2.2	LA CELLA DI CARICO	63
4.2.3	INSTALLAZIONE CELLA DI CARICO	65
4.2.4	IL SENSORE OTTICO DI SPOSTAMENTO	66
4.2.5	PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO DEL SENSORE OTTICO	68
4.2.6	CARATTERISTICHE TECNICHE DEL SENSORE OTTICO	71
4.2.7	SISTEMA DI GENERAZIONE E ACQUISIZIONE DEI SEGNALI	72
4.3	ASSEMBLAGGIO DEL BANCO DI PROVA	74
4.3.1	DISPOSITIVI COMPLEMENTARI E DI SUPPORTO	79
4.3.1.1	Dispositivi per il posizionamento dei provini	80
4.3.1.2	Dispositivo per il puntamento del sensore ottico	82
4.3.1.3	Condizionamento ed alimentazione della cella di carico	83
4.3.1.4	Alimentazione dell'attuatore di spostamento	83
5	RISULTATI	85
5.1	MODELLO FEM DELLO "SHORT-NECK"	85
5.2	PROVE SPERIMENTALI PER LA VALIDAZIONE DEL MODELLO "SHORT-NECK"	96
5.3	PROGETTO DI DIVERSE SOLUZIONI	99
5.3.1	IMPIANTO ESAGONALE ORIGINALE:	99
5.3.2	IMPIANTO ESAGONO PICCOLO:	100
5.3.3	IMPIANTO QUADRANGOLARE:	100
5.3.4	IMPIANTO TRIANGOLARE:	101
5.4	STUDIO NUOVA CONFIGURAZIONE	102
5.4.1	IMPIANTO ESAGONALE "ORIGINALE" CON SPIGOLI DOTATI DI RACCORDI	102
5.5	SVILUPPO MODELLI FEM NUOVE CONFIGURAZIONI	103
5.5.1	ESAGONO (MODELLO ORIGINALE):	103
5.5.2	ESAGONO 1.15:	104
5.5.3	ESAGONO CON ANGOLI SMUSSATI:	105
5.5.4	OTTAGONO:	106
5.5.5	TRIANGOLO CARICATO IN PUNTA:	106
5.5.6	TRIANGOLO CARICATO ALLA BASE :	107
5.5.7	QUADRATO CARICATO DI PUNTA:	108
5.5.8	QUADRATO CARICATO DI LATO:	109
5.5.9	CONNESSIONE CONICA.	110
5.6	DEFORMAZIONI DEI MODELLI PROPOSTI.	113
5.6.1	PUNTO 1T (ZONA DI CONTATTO SUPERIORE FIXTURE-RESINA):	117
5.6.2	PUNTO 2T (ZONA DI CONTATTO INFERIORE FIXTURE-RESINA):	117
5.6.3	PUNTO 3T (ZONA DI COLLEGAMENTO VITE- FIXTURE):	118
5.6.4	PUNTO 4T (PORZIONE INFERIORE DEL COLLARINO):	118
5.6.5	PUNTO 5T (PORZIONE SUPERIORE DEL COLLARINO):	119
5.7	MODELLO FEM PRIMA SOLUZIONE	119
5.8	MODELLO FEM SECONDA SOLUZIONE	120
5.9	STUDIO E SVILUPPO TERZA SOLUZIONE	128
5.10	VALUTAZIONE PROVE MATERIALI SULLA SECONDA SOLUZIONE	133
5.10.1	TEST A ROTTURA SU IMPIANTI TFI.	133
6	RISULTATI SIMULAZIONI SU DISEGNI FINALI	136
6.1	RISULTATI SIMULAZIONE MODELLO: 10SNS08P130	136
6.2	RISULTATI SIMULAZIONE MODELLO: 10SNS08P230	139
6.3	RISULTATI SIMULAZIONE MODELLO: 10SNS08P345	143
7	BIBLIOGRAFIA	146

<u>APPENDICE A – RELAZIONE MEETING 15.05.2002</u>	<u>150</u>
<u>APPENDICE B – RELAZIONE MEETING 19.07.2002</u>	<u>153</u>
<u>APPENDICE C – RELAZIONE MEETING 19.11.2002</u>	<u>158</u>
<u>APPENDICE D – RELAZIONE MEETING 26.02.2003</u>	<u>160</u>
<u>APPENDICE E – RELAZIONE MEETING 17.04.2003</u>	<u>164</u>
<u>APPENDICE F – RELAZIONE MEETING 17.10.2003</u>	<u>166</u>

1 INTRODUZIONE

1.1 IMPLANTOLOGIA: CAUSE PIÙ FREQUENTI DI INSUCCESSO

La protesi su impianti è oggi una pratica di uso comune nell'odontoiatria protesica, e pur avendo ormai una percentuale di successi altissima ed un'alta predicibilità clinica, non è esente da rischi e fallimenti. La conoscenza del tipo di complicanze che si possono verificare nell'implanto-protesi, è un aspetto importante che va valutato nel piano di trattamento, nella comunicazione dentista-paziente, nel consenso informato e nelle cure post-operatorie, in modo da prevenire gli inconvenienti diminuendo al minimo i disagi sia per il paziente che per l'odontoiatra.

In vari studi effettuati nel corso degli ultimi due decenni, è stata analizzata la clinica dei successi e dei fallimenti della terapia implantare, allo scopo di determinare i tipi di complicanze riportate, quantificare i fallimenti in relazione al tipo di protesi, posizione, dimensione, qualità dell'osso, localizzazione nella maxilla piuttosto che nella mandibola. L'ampia casistica ha evidenziato come la perdita degli impianti si verifichi più frequentemente nelle overdentures, rispetto ad altri tipi di protesi su impianti.^{65,5,69,70,71,72,73,74,75,76,77,78,79,80,81}

Il fallimento in ogni caso è più frequente nella mascella rispetto alla mandibola, nei settori posteriori rispetto agli anteriori a causa del carico masticatorio maggiore, ed è tanto più frequente quanto più è scarsa la qualità dell'osso disponibile.^{1,4,68,69}

Numerosi studi hanno inoltre dimostrato come impianti più corti o con diametro minore abbiano una percentuale maggiore di insuccesso. Il fallimento può avvenire nella fase preprotetica e postprotetica, la percentuale maggiore di insuccessi si ha nella fase preprotetica per le overdentures, mentre per impianti singoli in quella postprotetica. Dopo molti studi prospettici e retrospettivi è stato ipotizzato che il fallimento preprotetico possa essere causato: dal surriscaldamento dell'osso durante la preparazione dell'alloggiamento dell'impianto, da infezioni, dallo stato di salute del paziente, o micromovimenti della impianto durante il periodo di guarigione (assenza di stabilità primaria).⁵

Le cause individuate nel fallimento postprotetico sono invece: scarsa igiene orale, situazioni con carichi sfavorevoli, difetti della struttura.^{5,16,80,82}

1.1.1 COMPLICANZE CHIRURGICHE

Le complicanze intraoperatorie direttamente collegate all'intervento chirurgico riportate in letteratura, comprendono disturbi neurosensitivi da lesione dei nervi, la frattura della mandibola, emorragie, ematomi e necrosi dei denti adiacenti che dovranno essere sottoposti in seguito a terapia endodontica.

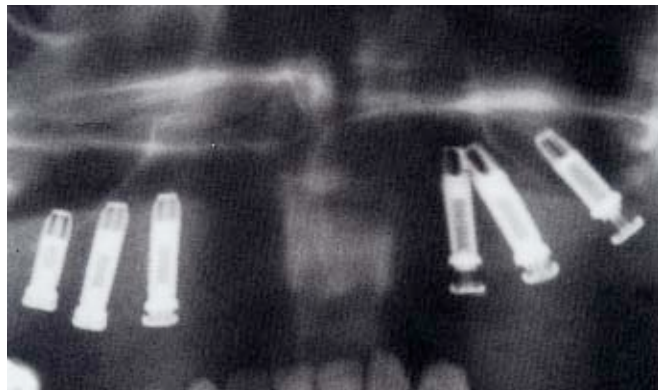


Fig.1.1.1-1. Lesione del nervo alveolare Fig.1.1.1-21 Lesione del seno mascellare

In base agli studi presenti in letteratura, la percentuale di pazienti colpiti da disturbi neurosensitivi va dallo 0,6% al 39%, con una media del 6,1%,^{5,12,82,83,84,85,86,87} di norma questi disturbi diminuiscono nel tempo e solo un piccolissimo gruppo di pazienti riferisce disturbi permanenti dopo 5 anni.

La frattura mandibolare dopo il posizionamento dell'impianto è una complicanza rara ed è riportata soprattutto in concomitanza di una mandibola edentula fortemente riassorbita, o in presenza di osteoporosi.

La perforazione della corteccia linguale della mandibola nella regione canina e del primo premolare, può causare la lesione dell'arteria linguale o di una sua branca. Ciò può provocare un'emorragia con la formazione di una raccolta di sangue nella loggia sottomandibolare. Questa evenienza mette in forte pericolo la vita del paziente a causa dell'ostruzione delle vie aeree, che si manifesta di solito entro poche ore dall'intervento, la priorità massima va data al mantenimento di un'adeguata pervietà delle vie respiratorie.

La formazione di ematomi è un'eventualità possibile dopo chirurgia implantare, ma che solitamente si risolve completamente durante il periodo di guarigione.



Fig.1.1.1-3. Ematoma post-chirurgico

1.1.2 COMPLICANZE BIOLOGICHE

Per meglio comprendere i complessi meccanismi che regolano la biologia dei tessuti molli perimplantari, e dell'osso di sostegno, giova ricordare la loro composizione essenziale, costituita da:

- gengiva libera ed epitelio sulcolare
- gengiva aderente con epitelio giunzionale
- connettivo (fasci connettivali)
- osso alveolare che può essere diviso in base alle caratteristiche meccaniche, da tipo 1 a 4, dove il 4 è quello con le caratteristiche peggiori e l'1 le migliori.

La diversificazione funzionale di questi elementi avviene al momento della connessione, come risposta dell'organismo all'attraversamento della mucosa da parte di un elemento estraneo, e pur presentando molte analogie con la conformazione dei tessuti parodontali, non offre lo stesso grado di protezione. In particolare, è stato dimostrato che i tessuti perimplantari sono molto sensibili agli insulti di tipo meccanico (micromovimenti, rimozioni e riavvitamenti dell'pilastro) e ad ogni intervento che invade il limite dell'epitelio sulcolare. Si attivano in questo caso risposte dell'organismo tendenti ad aumentare il livello di protezione, mediante un riposizionamento più apicale del connettivo ai danni dell'osso crestale, che subisce un riassorbimento per ripristinare quella che viene definita "ampiezza biologica" individuale.

E' stato dimostrato che l'interno degli impianti può diventare un serbatoio per i batteri, che si insinuano attraverso la fessura nel punto di giunzione fra impianto e pilastro; questa fessura si trova di solito a livello della cresta ossea negli impianti sommersi a due fasi, in una zona molto delicata e non accessibile a manovre d'igiene, una colonizzazione batterica a questo livello può portare a complicanze perimplantari, riassorbimento osseo e, talora alla perdita dell'impianto.

Le complicanze perimplantari più frequenti sono: deiscenze, fistole, perimplantiti, infiammazioni e proliferazioni gengivali.^{1,68,69,78,75,85,88}

Le deiscenze sono dei deficit, delle retrazioni del tessuto gengivale che compromettono il risultato estetico finale e, se presenti in estese aree estetiche possono richiedere degli interventi chirurgici per il riposizionamento coronale della gengiva. (Fig.4.4)



Fig.1.1.2-1 Recessioni gengivali



Fig.1.1.2-2 Perimplantite

In numerosi studi è riportata una risposta sfavorevole dei tessuti molli con infiammazione e/o proliferazione gengivale che va dall'1% al 32%, questo tipo di risposta è considerata la più comune complicanza perimplantare, soprattutto nelle overdentures. Questi problemi si hanno soprattutto a livello della giunzione pilastro-impianto e sotto le barre delle overdentures, a causa della scarsa igiene del paziente e l'uso improprio degli pilastro e delle viti di guarigione.

In letteratura, è riportata anche l'evenienza, seppur non molto frequente, della formazione di una fistola a livello della connessione pilastro-impianto. La fistola si forma in condizioni di scarsa igiene ed è associata quasi sempre ad un gap tra le componenti implantari, dovuto alla perdita della vite di ritenzione o alle imperfezioni della struttura.

La complicanza più sfavorevole che possa avvenire, è sicuramente la perimplantite, (Fig.4.5 e Fig.4.6) un'infiammazione dei tessuti perimplantari dovuta ad infezione batterica, che provoca una

mucosite, con iperplasia, sanguinamento spontaneo o provocato dei tessuti molli. Tale infezione si espande quasi sempre a livello dell'interfaccia osso-impianto, con mobilità dell'impianto e riassorbimento osseo, sino alla perdita dell'impianto.^{5,80}



Fig.1.1.2-3 Impianto estratto (perimplantite) Fig.1.1.2-4 Riassorbimento osseo nella perimplantite

Il riassorbimento osseo è un'eventualità abbastanza frequente e, oltre ad essere causato da batteri, (1.1.2-4) è il risultato di vari fattori quali:

- il rimodellamento dopo il fresaggio dell'osso;
- la distribuzione di stress all'osso marginale durante l'avvitamento ed il posizionamento dell'impianto;
- le eccessive forze di carico durante la masticazione, per una corona incongrua o per aver posizionato scorrettamente l'impianto.

Alcuni studi hanno evidenziato come nel primo anno l'altezza media di osso perduto sia circa 0,93 mm, mentre nei 3 anni successivi sia di circa 0,1 mm all'anno. Un riassorbimento osseo notevole come quello che si ha in situazioni di sovraccarico dell'impianto è molto rischioso, poiché porta ad un aumento delle forze flettenti con alto rischio di frattura per la impianto.^{5,75,76,77,78}

1.1.3 COMPLICANZE MECCANICHE.

Le complicanze meccaniche riscontrabili di norma sono:

- Allentamento della vite di ritenzione fino alla sua perdita
- Frattura della vite di ritenzione
- Frattura dell'impianto
- Rottura della sovrastruttura metallica o dei materiali estetici ad essa adesi
- Frattura della protesi su impianto
- Rottura di un manufatto protesico antagonista di una protesi su impianti
- Problemi connessi alla mancanza di ritenzione meccanica delle overdentures.^{2,5,40,69,73,78,89,90,91,92,93,94,95}

Tra quelle elencate, le più importanti sono la frattura della impianto per la sua gravità, la frattura della vite di ritenzione dovuta a carichi eccessivi, e l'allentamento della vite di ritenzione poiché in assoluto la complicanza più frequente.^{96,97,98,99}

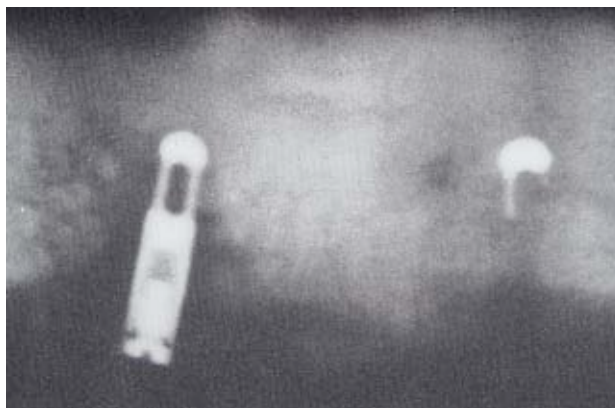


Fig. 1.1.3-1. DX Impianto con riassorbimento osseo, SX Impianto fratturato

La frattura della impianto è una evenienza, seppur non frequente, catastrofica, perché di norma causa la perdita dell'impianto.

La maggior parte delle fratture avviene nella regione dei denti posteriori, con una protesi supportata da uno o due impianti, tra la terza e la quarta spira dell'impianto, che corrisponde all'ultima spira della vite dell'pilastro.

Le cause sono state individuate nelle imprecisioni del manufatto protesico e nei carichi occlusali eccessivi, associati a:

- Qualità della lega scarse, con inadeguata resistenza meccanica
- Eccessiva lunghezza del ponte
- Imperfezioni del manufatto
- Abitudini parafunzionali del paziente come il bruxismo
- Disegno improprio della struttura
- Riassorbimento osseo che causa un aumento delle forze flettenti.^{2,5,40,52,69,70, 75,76,77,78,79,86,91}

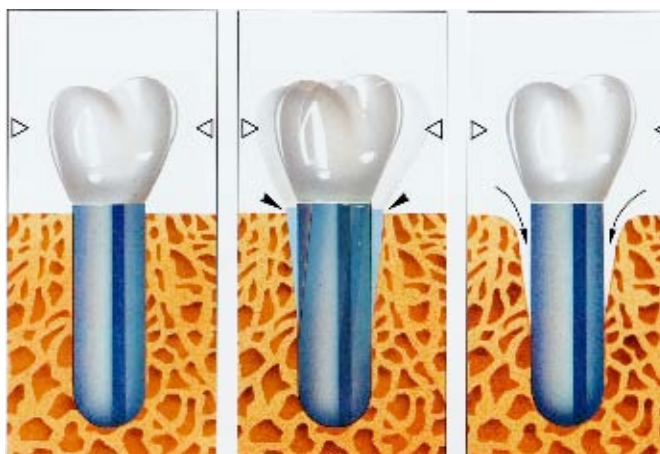


Fig.1.1.3-2. Riassorbimento osseo causato da una flessione eccessiva dell'impianto

L'allentamento e/o la perdita della vite di ritenzione sono state riportate in numerosi studi^{5,75,78,79,96,97,98,99} la percentuale più alta è stata riscontrata nelle corone singole nella regione premolare e molare (dall'1% al 45%), dove vi è una maggiore incidenza delle componenti tangenziali e radiali delle forze masticatorie.^{5,68,78,79,85}

Il mancato mantenimento a lungo termine della connessione meccanica tra impianto e moncone, costituisce un problema comunemente osservabile nella protesi avvitata su impianti.

I frequenti interventi volti a ripristinare il serraggio della protesi, nonché la più sfortunata evenienza di una possibile frattura della vite, conseguente al suo allentamento all'interno dell'impianto, talora con possibile compromissione dello stesso, sono episodi spiacevoli che creano notevoli fastidi al paziente e all'odontoiatra stesso.^{5,79,98,99} . Le possibili cause di allentamento o frattura della vite sono:

- Insufficiente carico indotto nella vite al momento del serraggio;
- Angolazione moncone-impianto eccessiva, infatti più aumenta, più la vite riceve sollecitazioni, dovute al maggior braccio di leva che si forma, in quanto la forza cade lontana dall'asse dell'impianto;
- Non corretto dimensionamento tra diametro dell'impianto e della corona protesica;
- Mancanza di un idoneo sistema antirotazionale;
- Non perfetta congruenza delle strutture impianto-pilastro;
- Rimodellamento osseo;
- Carichi occlusali eccessivi;
- Diminuzione del serraggio iniziale e movimenti della vite.

La maggior parte dei fattori favorevoli all'allentamento, portano ad un aumento delle sollecitazioni che si scaricano sulla vite, o per un eccessivo carico occlusale, o per la presenza di un braccio di leva elevato che crea un momento torcente tale, per cui la forza non si scarica più lungo l'asse dell'impianto, ma tanto più distante, quanto più il braccio di leva è grande. Ciò destabilizza fortemente il sistema di serraggio della vite, creandosi un momento torcente che causa un progressivo allentamento, fino alla perdita della vite stessa per superamento della forza di serraggio con cui era stata avvitata, e che solidarizzava l'impianto al pilastro.

Per aumentare la stabilità e la resistenza del sistema pilastro-impianto alle forze disgiungenti che si vengono a creare durante la masticazione, sono stati creati dei sistemi antirotazionali da associare al sistema di fissaggio della vite.

Studi sperimentali hanno dimostrato l'importanza di questo dispositivo, la cui assenza fa decadere precocemente le prestazioni dell'impianto: nel 1996 Binon rimosse il sistema antirotazionale di un impianto, eliminando l'esagono esterno, e lasciando solo alla vite di ritenzione il compito di unire l'impianto all'impianto, sottopose questi impianti così modificati ad una serie di test meccanici, dimostrando che le vite senza supporto del sistema antirotazionale, si allentavano con carichi molto inferiori, rispetto agli impianti non modificati. Fattori molto importanti nel garantire l'efficacia di un sistema antirotazionale sono:

- il disegno;
- la forma;

➤ il materiale.

Esistono numerose tipologie di sistema antirotazionale, ciascuna con peculiari caratteristiche meccaniche di resistenza e affidabilità nel tempo; il mercato in questo campo è in continua evoluzione, e nuovi manufatti sono proposti ogni anno all'odontoiatra, molte case costruttrici studiano e costruiscono una propria tipologia di sistema poliedrico antirotazionale, in modo da garantire sempre una migliore qualità, e a volte per distinguersi e guadagnare una fetta più grande di mercato. Molto spesso l'odontoiatra non conosce le vere qualità del prodotto che utilizza, se non per l'esperienza clinica personale. Con lo scopo di conoscere ed acquisire le reali caratteristiche meccaniche dei numerosi sistemi implantari esistenti, nel corso degli anni sono stati svolti numerosi studi sperimentali, sottoponendo diversi impianti a test che simulano il più possibile le forze a cui sono sottoposti nella loro funzione.

1.2 TERAPIA IMPLANTARE ED ASPETTI BIOMECCANICI DEGLI IMPIANTI DENTALI

Quando l'apparato masticatorio viene a perdere la sua efficienza nella triturazione del cibo per la perdita dei denti, è necessario provvedere al ripristino degli elementi mancanti per conservare e ristabilire la funzione masticatoria originaria, permettere la fonazione normale, ripristinare un aspetto socialmente accettabile.

Nei casi di edentulia completa, soprattutto se legata ai cambiamenti dovuti all'età, i mutamenti morfologici associati ad essa tendono a manifestarsi con un aspetto di compromesso facciale. Oltre a certe modificazioni profonde dell'aspetto, dovuto alla perdita totale della dentatura, hanno assunto una particolare rilevanza i cambiamenti estetici dovuti alla perdita anche di solo pochi elementi che, seppur meno gravi, rappresentano sempre una mutilazione difficilmente accettabile. Già in tempi antichi molti si cimentarono nella sostituzione dei denti persi con impianti artificiali, ma con notevoli insuccessi e rimanendo in una fase sperimentale fino agli anni '70. Solo nell'ultimo trentennio, grazie a numerosi studi e ricerche, ci si è diretti verso il raggiungimento di un'implantologia odontoiatrica efficace e valida basata su precisi fondamenti scientifici.

L'implantologia dentaria viene a trovarsi al limite tra la chirurgia e la protesi e prevede l'introduzione diretta di materiali alloplastici nei tessuti umani con soluzione di continuo della superficie epiteliale delimitante.

Nonostante la difficoltà tecnica intrinseca rappresentata dalla contemporanea presenza di strutture biologiche e metalliche, la morfologia dell'interfaccia che si sviluppa con il processo di osteointegrazione tra titanio e tessuti biologici, è stata ampiamente studiata con diversi metodi (microscopia ottica, LSCM, TEM, SEM). La nuova tecnologia, unita alla comprensione della biologia dei tessuti, ha giocato un ruolo chiave nel far chiarezza sugli impianti odontoiatrici. Grazie ad accurati studi longitudinali (4 - 7), si può affermare che la sostituzione dei denti persi con impianti artificiali integrati nei tessuti viventi del mascellare superiore o della mandibola, è una procedura con risultati prevedibili, purché siano seguite certe linee guida quali:

- l'utilizzo di un impianto correttamente fabbricato,
- procedure chirurgiche idonee,
- adeguato carico funzionale,
- mantenimento.

Il successo funzionale nella riabilitazione della dentatura naturale dipende da considerazioni anatomiche, fisiologiche e ambientali che differiscono in alcuni importanti aspetti da quelle che garantiscono il successo funzionale di un impianto.

Le procedure protesiche tradizionali non sempre sono possibili spesso per la presenza di una marcata atrofia delle basi ossee, perciò il ricorso alle procedure impianto-protesiche rappresenta uno strumento predicibile capace di conseguire con successo il ripristino delle funzioni originarie dell'apparato stomatognatico.

La validità scientifica e l'attendibilità della terapia implantare in ambito stomatologico, come metodica di riabilitazione funzionale ed estetica degli edentulismi totali e parziali, sono, infatti, una recente acquisizione della odontoiatria. Solo nel 1982, grazie al contributo di Branemark [39] e del suo staff di ricerca furono poste le basi teoriche e scientifiche dell'implantologia [4-7,14-15].

Negli anni successivi il progresso scientifico in ambito impiantologico è stato notoriamente frenato dalla diffusa tendenza a dividere l'aspetto meccanico o funzionale da quello biologico. A livello clinico, questa netta separazione tra l'approccio meccanico-funzionale e quello biologico ha determinato una naturale mancanza di dati obiettivi e di valide indicazioni, che spesso ha obbligato il terapeuta ad affidarsi alle regole del buon senso, con risultati talvolta scadenti e in ogni modo non prevedibili.

Nel tempo, il crescente interesse per la relazione tra i tessuti del cavo orale ed i materiali impiegati nei restauri dentali, relazione che interessa le forze fisiche agenti sull'apparato stomatologico, sia

in presenza di una dentizione naturale che di manufatti protesici, ha permesso un approccio più razionale alla pianificazione del trattamento stesso e risultati più predicibili.

Lo studio dell'interazione tra le forze ed i sistemi biologici e protesici è, infatti, compiuto dalla biomeccanica (59). Il termine "biomeccanica" in senso lato comprende tutti i tipi di interazione che possono avvenire tra i tessuti e gli organi degli esseri viventi e le forze che su questi agiscono. Questa definizione include lo studio e la risoluzione dei problemi che sorgono quando vengono inseriti materiali alloplastici in un distretto funzionale di un organismo vivente. Diventa, così, indispensabile un'approfondita conoscenza del tessuto osseo sia dal punto di vista ingegneristico (proprietà meccaniche) che biologico (fenomeni di rimodellamento e meccanismi di guarigione).

E' certo che la ricerca scientifica in campo implantologico ha compiuto negli ultimi quindici anni notevoli progressi, come confermano le elevate percentuali di successo e, in ultima analisi, la predicibilità della terapia impianto - protesica.

Recentemente, l'attenzione dei ricercatori si è rivolta allo studio della osteointegrazione dal punto di vista funzionale. La maggior parte di questi ha affrontato la tematica della biomeccanica da un punto di vista teorico e con esperimenti condotti in laboratorio (ad es. mediante l'uso di resine fotoelastiche) o al computer (utilizzando metodiche d'analisi ad elementi finiti) [9-13]. I risultati riportati da questi ricercatori, pur non avendo un valore assoluto, meritano grande attenzione perché ci introducono in un'ottica multidisciplinare, presupposto fondamentale per una piena comprensione delle problematiche implantologiche (Figura 1.2-1).

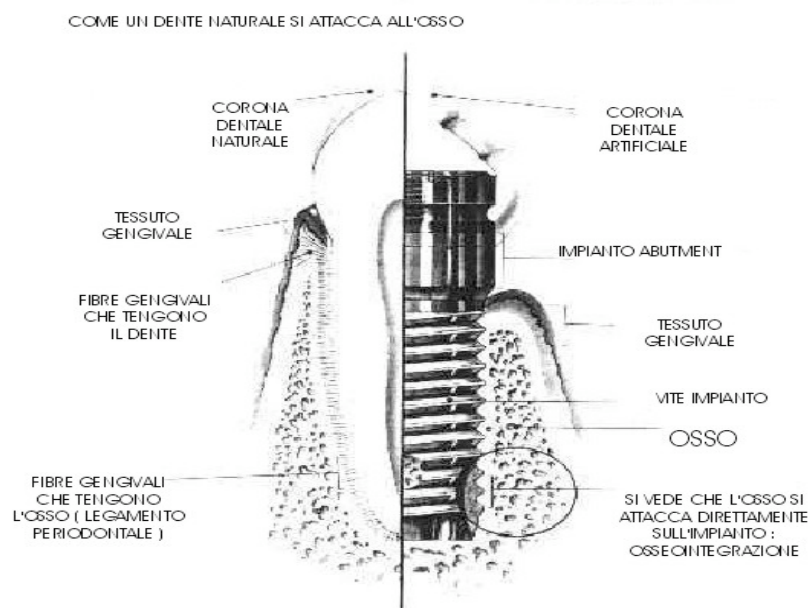


Figura 1.2-1. Complessivo impianto-dente vero.

Negli ultimi anni sono state proposte alcune innovazioni al fine di migliorare i risultati estetici e funzionali delle riabilitazioni protesiche su impianti ⁽¹⁸⁻²⁰⁾. A tale scopo è utile ricordare il protocollo protesico della NobelBiocare ⁽⁴⁰⁾ e quello della Astra Tech ⁽⁴⁹⁾ che prevedono, sin dall'inizio, l'utilizzo di un componente intermedio avvitato all'impianto: il pilastro protesico (Figura 1.3.).

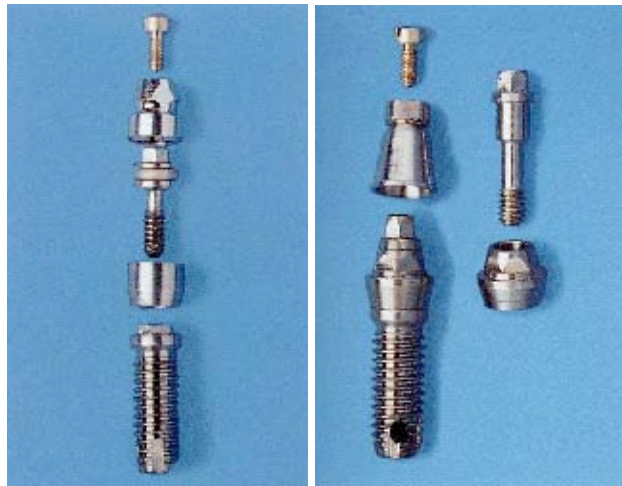


Figura 1.2-2. Complesso impianto protesico-pilastro con vite di ritenzione

Negli ultimi tempi si sono sviluppati e affermati i componenti che prevedono la cementazione della riabilitazione protesica, il cui utilizzo consente di realizzare pilastri individuali, capaci di essere preparati, per morfologia e dimensioni, per ogni caso clinico rispettando sempre i tessuti perimplantari ⁽¹⁷⁻¹⁸⁾ ⁽⁴⁰⁾. La NobelBiocare ha, recentemente, introdotto una tecnica per la realizzazione di pilastri individuali in lega di titanio, per mezzo di programmi CAD/CAM.

1.3 BIOMECCANICA DEI SISTEMI IMPLANTARI

Qualsiasi sistema implantare collocato all'interno del cavo orale è soggetto a forze e momenti durante le funzioni quotidiane, che si trasmettono alla struttura implantare. L'impianto deve essere in grado di sostenere questi carichi senza presentare fenomeni di rottura, snervamento, affaticamento ed usura ⁽⁷³⁾.

La conoscenza delle proprietà meccaniche strutturali del biomateriale e lo studio della forma geometrica rappresentano dei momenti fondamentali nella progettazione di un sistema implantare. Il titanio è un materiale universalmente accettato in implantologia e classificato secondo le normative ASTM F 67, ISO 5832 - 2 e ASTM F 136, ISO 5832 - 3.

Nella progettazione di un sistema implantare si devono prendere in considerazione le forze di chiusura, le componenti vettoriali di queste forze e i momenti che si esercitano sui singoli impianti. La dentatura umana in condizioni normali, esercita carichi assiali compresi tra i 220 e 2440 Newton ⁽¹⁶⁾. Le componenti laterali sono di circa 30 Newton ⁽¹⁹⁾.

Nello studio dei carichi masticatori (direzione, intensità e numero di cicli di applicazione) come mostrato in Tabella 1.1, bisogna considerare le precise modalità di trasferimento ai tessuti naturali e le reazioni che tale trasferimento provoca all'interfaccia fra il pilastro e l'impianto ed il tessuto osseo e l'impianto stesso ⁽²³⁻²⁴⁾.

DATI RELATIVI ALLE FORZE MASTICATORIE		
Frequenza degli atti masticatori		60 – 80 colpi / min.
Durata dei contatti dentari in un ciclo masticatorio		0.2 – 0.3 sec.
Durata dei contatti dentari nelle 24 ore		9 – 17.5 min.
Componente	Applicazione carico	Valore medio [N]
Verticale	Tutti i denti	200 - 2440
Verticale	Molari	390 - 880
Verticale	Premolari	453
Verticale	Incisivi	222
Verticale	Protesi totali	77 - 196
Verticale	Protesi mascellare con denti naturali antagonisti	147 - 284
Verticale	Protesi sostenute da impianti	42 - 412
Verticale	Overdenture	337 - 342
Laterali	Tutti i denti	20

Tabella 1.3-1. Valori dei carichi masticatori nell'adulto, ottenuti con frequenza tra i 60 gli 80 morsi/min.

E' molto difficile valutare in modo quantitativo il carico agente su un impianto (Figura 1.3-2), essendo questo determinato da vari fattori dipendenti tra loro quali:

- carico masticatorio e suoi punti di applicazione;
- caratteristiche morfologiche e meccaniche degli eventuali ponti;
- numero degli impianti;
- connessione impianto ponte ed eventualmente ponte dente;
- proprietà meccaniche degli impianti e dei monconi;
- caratteristiche anatomiche e fisiologiche dell'osso.

Alcuni fattori dipendono dalla posizione considerata nel cavo orale, dal tipo di cibo, dalla modalità di masticazione e dai trasduttori utilizzati. A complicare il quadro descritto si deve aggiungere la presenza di effetti leva e di conseguenza forze di trazione e momenti, dovuti al fatto che nella sostituzione di più elementi dentali mancanti si utilizzano molto spesso ponti sostenuti da uno o più impianti ed, eventualmente, da denti naturali ⁽⁵⁹⁾ ⁽⁶³⁾.

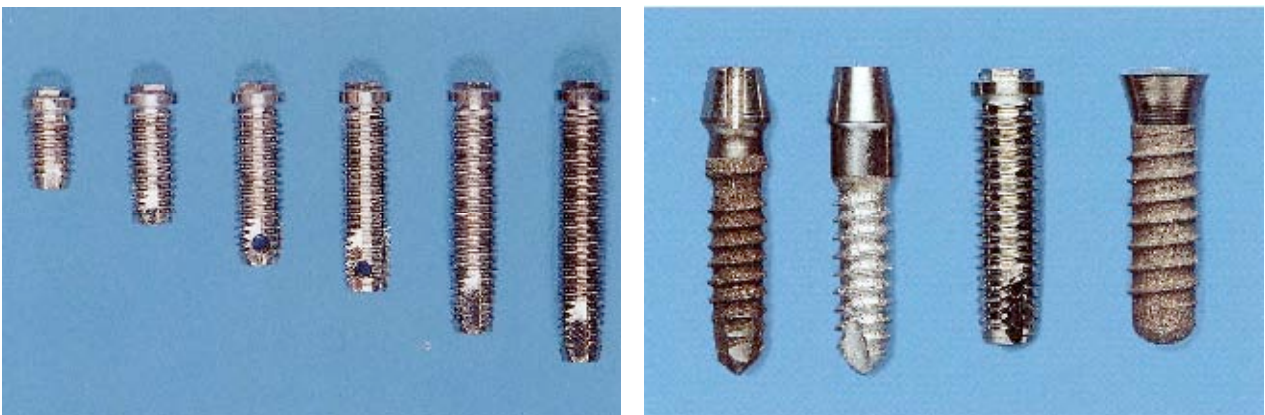


Figura 1.3-2. Diagramma schematico rappresentante: a) 6 impianto di lunghezze diverse, b) 4 impianto di disegno diverso

1.3.1 Passi per la realizzazione di un impianto dentale

Solo dopo aver analizzato i requisiti applicabili agli impianti dentali e dopo aver acquisito le nozioni meccaniche e biomeccaniche di base, può aver inizio la progettazione del sistema implantare, che può essere strutturata nel modo seguente:

- disegno del progetto con sistemi CAD (Computer Aided Design);
- metodo FEM (Finite Element Measurements);
- realizzazione dei componenti meccanici;
- decontaminazione e sterilizzazione dell'impianto;
- verifica al SEM (Scanning Electron Mycroscope).

L'evoluzione del progetto si svolge attraverso la messa in opera di una serie di piani di lavoro che prendono in considerazione principi di natura clinica e biomeccanica. Con la formulazione di modelli simulativi dei fenomeni in esame è possibile rappresentare il comportamento biomeccanico degli impianti nella loro interezza.

2 Modellizzazione agli elementi finiti in odontoiatria

2.1 BREVI CENNI SUGLI ELEMENTI FINITI - GENERALITÀ.

Data una qualsiasi struttura, il suo studio può avvenire in forma chiusa o in forma aperta. Lo studio in forma chiusa si avvale delle equazioni proprie della fisica, ma, proprio per questo, il livello di difficoltà del calcolo è direttamente proporzionale al numero delle incognite coinvolte. Per cercare di allargare il campo del risolubile, si possono fare delle prove sperimentali da cui dedurre, per tentativi, le equazioni. In alternativa, la struttura può essere analizzata in forma aperta, vale a dire in forma numerica. Il principio su cui si basa questo tipo di analisi può essere così riassunto: se si divide un corpo in tante parti, esse saranno tutte in relazione tra loro, se inoltre tali porzioni sono talmente piccole da potersi ritenere applicabili delle equazioni semplici (spesso addirittura lineari), allora, risolvendo su tutte le suddivisioni, si arriverà ad avere la soluzione per il corpo intero. In altre parole, il metodo di studio tramite gli elementi finiti consiste nella discretizzazione di un dominio, il corpo in esame, assumendolo costituito da un numero finito di elementi, tra loro connessi attraverso dei punti (i vertici degli elementi stessi, detti nodi, anch'essi di numero noto), in corrispondenza dei quali sono calcolate le componenti degli spostamenti, ossia le incognite primarie del problema. In pratica si realizza un'approssimazione che permette di analizzare strutture che altrimenti sarebbero troppo complesse da descrivere, ancor prima che da risolvere. Tutti i software per tale tipo di analisi lavorano seguendo lo stesso schema di principio, nello specifico in questo studio si è usato l'ANSYS nella versione 8.0.

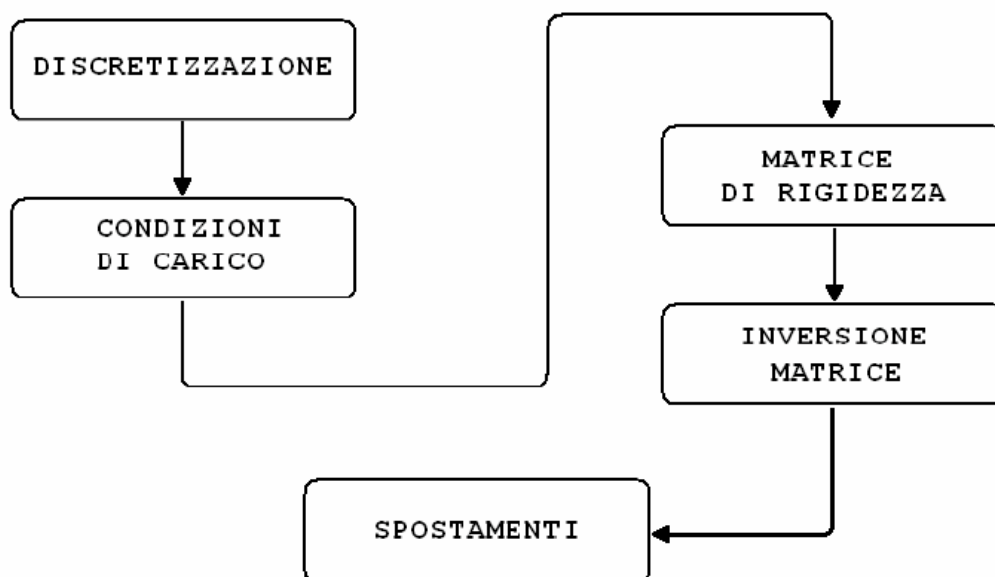


Figura 2.1-1. Schema logico di un'analisi agli elementi finiti

Le difficoltà maggiori di un'analisi FEM non si riscontrano nella fase di calcolo, ma in quella di discretizzazione, nella quale è fondamentale la competenza del modellatore. Se egli infatti è in grado di discretizzare in maniera ottimale la struttura, vale a dire di tenere conto di tutte le variabili nel modo giusto, il calcolo risulterà snello, a vantaggio dell'accuratezza dei risultati. Nel corso della discretizzazione, di cui si parlerà meglio al paragrafo seguente, viene costruito l'insieme di elementi che dovrà approssimare l'oggetto di studio reale. L'applicazione delle condizioni di carico e vincolo serve ad ottenere gli ultimi dati necessari per il calcolo. Il punto di partenza dell'analisi è:

$$F = K \cdot \delta$$

dove F sono le forze applicate e K la matrice di rigidità della struttura, dato che F e K sono ormai note, la fase di calcolo consisterà nell'inversione della matrice di rigidità in modo da ricavare il delta, ossia gli spostamenti. Da tali spostamenti saranno poi ricavabili altre grandezze di interesse ingegneristico, come le deformazioni. Una volta avviata, la fase di soluzione non richiede intervento esterno, ma non offre neanche la possibilità di controllare in itinere se i risultati abbiano o meno l'andamento previsto. L'unico segno visibile dell'avanzare dell'analisi è dato dall'aumentare delle righe dell'Output Window, cioè della finestra in cui ANSYS mostra all'utente i passaggi chiave dell'inversione che sta compiendo.

```

*** ELEMENT MATRIX FORMULATION TIMES
TYPE NUMBER  ENAME      TOTAL CP  AVE CP
   1  318313  SOLID45    331.458  0.001041
Time at end of element matrix formulation CP= 4184.54736.

SPARSE MATRIX DIRECT SOLVER.
Number of equations = 176439,      Maximum wavefront =      65
Memory available for solver =      163.65 MB
Memory required for in-core =      983.35 MB
Optimal memory required for out-of-core = 84.97 MB
Minimum memory required for out-of-core = 16.50 MB
CurEqn= 660 TotEqn= 176439 %ops Done= 0.02 CP= 4237.4
CurEqn= 4950 TotEqn= 176439 %ops Done= 0.78 CP= 4243.9
CurEqn= 10695 TotEqn= 176439 %ops Done= 2.38 CP= 4256.3
CurEqn= 11415 TotEqn= 176439 %ops Done= 4.08 CP= 4267.2
CurEqn= 20460 TotEqn= 176439 %ops Done= 6.93 CP= 4288.1
CurEqn= 21285 TotEqn= 176439 %ops Done= 9.13 CP= 4302.8
CurEqn= 30915 TotEqn= 176439 %ops Done= 10.69 CP= 4315.3
CurEqn= 40095 TotEqn= 176439 %ops Done= 11.92 CP= 4325.5
CurEqn= 41955 TotEqn= 176439 %ops Done= 16.96 CP= 4358.5
CurEqn= 51030 TotEqn= 176439 %ops Done= 18.17 CP= 4369.2
CurEqn= 51930 TotEqn= 176439 %ops Done= 19.81 CP= 4380.2
CurEqn= 59805 TotEqn= 176439 %ops Done= 20.72 CP= 4388.2
CurEqn= 63210 TotEqn= 176439 %ops Done= 25.67 CP= 4421.2
CurEqn= 72270 TotEqn= 176439 %ops Done= 28.72 CP= 4443.9
CurEqn= 78780 TotEqn= 176439 %ops Done= 29.94 CP= 4453.9
CurEqn= 82365 TotEqn= 176439 %ops Done= 35.40 CP= 4490.7
CurEqn= 84690 TotEqn= 176439 %ops Done= 48.24 CP= 4570.6
CurEqn= 93255 TotEqn= 176439 %ops Done= 49.25 CP= 4579.5
CurEqn= 97005 TotEqn= 176439 %ops Done= 51.61 CP= 4596.3
CurEqn= 104610 TotEqn= 176439 %ops Done= 52.80 CP= 4606.3
CurEqn= 109425 TotEqn= 176439 %ops Done= 57.27 CP= 4636.6
CurEqn= 120315 TotEqn= 176439 %ops Done= 59.35 CP= 4653.3

```

Figura 2.1-2. Output Window nel corso della fase di soluzione.

2.2 ELEMENTI FINITI: LE TRE FASI DI LAVORO.

A livello applicativo, lo schema logico visto nel paragrafo precedente si traduce in tre fasi di lavoro ben definite: preprocessing, solution e postprocessing.

➤ PREPROCESSING

La fase di preprocessing corrisponde a quello che era il primo blocco dello schema precedente, vale a dire alla discretizzazione. Possono quindi essere definiti alcuni suoi passaggi chiave:

- la definizione del tipo di analisi;
- la costruzione della geometria del modello;
- la decisione del tipo di elemento da utilizzare;
- la specificazione del materiale da applicarvi;
- l'impostazione della mesh.

La definizione del tipo di analisi, che deve essere effettuata o all'inizio del preprocessing o all'inizio della fase di soluzione, va fatta scegliendo tra le varie opzioni permesse dal programma, ad esempio analisi statica, modale, armonica o termica, solo per citarne alcune. In questo caso era necessaria un'analisi statica, la cui scelta è stata effettuata all'inizio del solver. La costruzione del modello è stata effettuata internamente all'ANSYS. La decisione del tipo di elemento è fondamentale per la buona riuscita dell'analisi. Va chiarito però che con "elemento" non si intende tanto la forma, quanto l'insieme di relazioni che lo costituiscono, che, a loro volta, dipendono anche dai parametri scelti. Contestualmente all'elemento va impostato anche il tipo di materiale di cui sarà costituito. A questo punto non resta che definire il tipo di mesh da applicare, ossia vanno impostati parametri come la dimensione degli elementi e la possibilità o meno di infittirli o diradarli dove possibile. Riguardo ancora agli elementi, più li si sceglie semplici, più la mesh sarà raffinata, ossia meno inficiata da elementi distorti. Dato inoltre che il software calcola i risultati basandosi sulla forma ideale e poi li riadatta alla forma effettiva, attraverso appositi coefficienti, se ne deduce come una mesh ben costruita sarà praticamente esente da errori di raddrizzamento.

➤ SOLUTION

La seconda fase dell'analisi è divisa in due parti, la prima delle quali coinvolge il modellatore, mentre l'altra è tutta interna al calcolatore. Innanzitutto, qualora il tipo di analisi lo richieda, bisogna

impostare le grandezze da analizzare (in un'analisi nodale, ad esempio, il range di frequenze), in questo caso, sono state sufficienti quelle di default. L'intervento del modellatore è necessario per inserire le condizioni di carico e di vincolo. Per entrambe si hanno diverse possibilità di scelta, ad esempio si possono imporre spostamenti, incastri perfetti, si possono avere carichi distribuiti, ma anche magnetici o elettrici. La parte di calcolo vero e proprio, invece, prosegue in maniera automatica, una volta ricevuta l'apposita istruzione. I tempi necessari per terminare questa fase sono variabili in base alla configurazione data al programma (possibilità o meno di accedere a tutte le risorse disponibili), al pc su cui è installato (velocità del processore, quantità di memoria Cash e RAM posseduta) e alle condizioni di analisi. L'aver diviso il modello in elementi semplici interconnessi ha avuto, da un lato, l'effetto di semplificare notevolmente le relazioni applicabili ai loro vertici, ma dall'altro quello di farne lievitare il numero. Considerando che la matrice da invertire ha dimensioni proporzionali al numero dei nodi si intuisce come i tempi di calcolo possano diventare molto elevati.

➤ POSTPROCESSING

Nel corso della soluzione, l'ANSYS mostra nell'Output Window dei listati sull'avanzamento dei calcoli. La terza fase di un'analisi FEA consiste appunto nel rendere consultabili i risultati ottenuti, ossia nel restituirli in una forma comprensibile dall'utente. Il programmatore può scegliere cosa e come vedere. Le grandezze osservabili dopo un'analisi statica, ad esempio, sono: spostamenti, sforzi e deformazioni, e possono essere osservate sia sui nodi che sugli elementi. Svariati sono anche i modi in cui tali risultati possono essere plottati a video, sempre per citarne alcuni, mappe cromatiche o mappe vettoriali, inoltre è sempre possibile ottenere i listati con le sollecitazioni agenti su ogni singolo nodo. Nel corso della fase di calcolo, l'ANSYS organizza i dati prodotti attraverso numerosi file di formati diversi (.esav, .full, .mntr, .pvts, .rst, .sda), che verranno utilizzati proprio nel post-processing. Senza sfruttare l'unità centrale di elaborazione del computer, fondamentale invece nella solution, il programma ritrova all'interno di questi file le risposte alle richieste dell'utente. Anche questa fase richiede diverso tempo, dato che i suddetti file hanno dimensioni elevate, dell'ordine delle centinaia di Megabite. Il salvataggio di questi tipi di file non è però obbligatorio, in quanto tutte le informazioni prodotte si ritrovano nel file .db, ossia nel file finale salvato nel formato standard di ANSYS, naturalmente in questo secondo caso il tempo necessario aumenta.

2.3 IL LINGUAGGIO APDL.

Il software ANSYS offre due modalità di interazione con l'utente: da un lato l'interfaccia grafica (GUI, Graphical User Interface), dall'altro la possibilità di programmarvi, usando l'apposito

linguaggio chiamato appunto APDL (ANSYS Parametric Design Language). Tale linguaggio permette di automatizzare alcune funzioni, come per esempio l'acquisizione delle immagini, e di costruire i modelli tramite l'introduzione di parametri.[2] L'interfaccia grafica, nata e perfezionatasi con le ultime versioni di ANSYS, permette un accesso intuitivo e tramite mouse ai vari comandi. Nella parte laterale sinistra, c'è il Main Menu, tramite cui si gestiscono i comandi dei vari livelli di analisi. Nella parte superiore c'è la barra dei menù, che consente di accedere a comandi validi in ogni livello (quelli che in APDL sono preceduti dallo /), ad esempio quelli di gestione dei file, delle immagini o di selezione. Esistono, nella parte laterale destra e sotto la barra dei menù, alcuni tasti funzione, che permettono di compiere con un rapido click delle operazioni come cambiare la vista che si ha del modello, ruotarlo, gestire lo zoom o aprire un altro file. In alto al centro è anche presente la barra dei comandi, nella quale si possono digitare delle istruzioni direttamente in APDL.

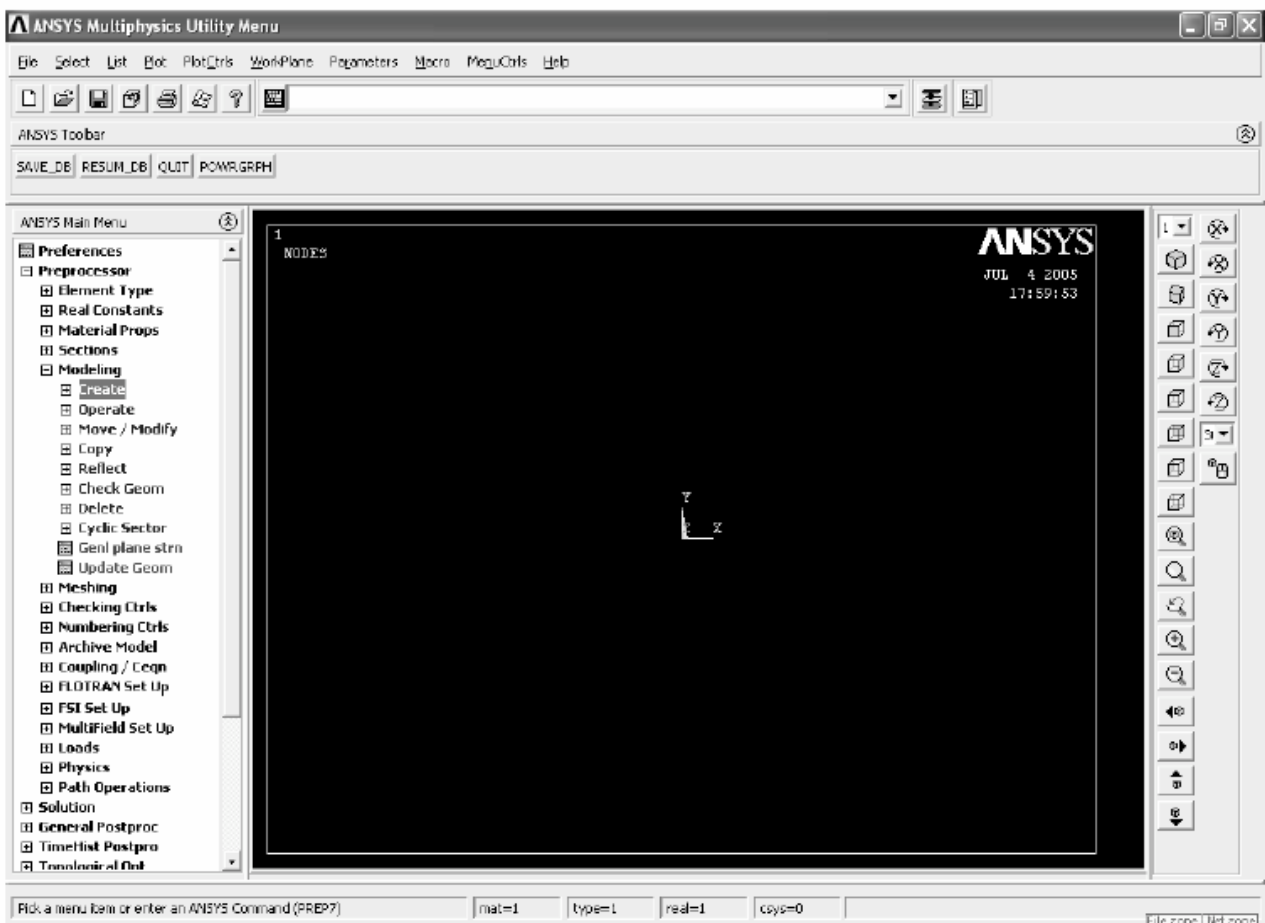


Figura 2.3-1. L'interfaccia grafica dell'ANSYS

Se si dispone di un programma scritto in APDL e lo si vuole far leggere all'ANSYS, bisogna usare il comando READ INPUT FROM (a partire dalla barra dei comandi alla voce FILE). Tale file per essere eseguito deve avere un solo requisito: l'estensione .TXT. L'APDL è anche il linguaggio in

cui si esprime il FILE.LOG dell'ANSYS, ossia il file che memorizza la traduzione di tutti i comandi che sono stati dati via interfaccia grafica. Tale file viene automaticamente creato, e aggiornato, nella directory di lavoro del programma. La spiegazione, in linguaggio comprensibile, delle stesse istruzioni viene invece scritta nell'Output Window, la quale però non è permanente, quando il buffer viene riempito, i commenti vengono via via eliminati. Esiste però la possibilità di copiare e incollare su file di testo ciò che vi è scritto, basta cliccare sulla sua icona nella barra del titolo e scegliere la funzione SEGNA.

```

ANSYS Multiphysics

***** ANSYS COMMAND LINE ARGUMENTS *****
INITIAL JOBNAME           = file

START-UP FILE MODE       = READ
STOP FILE MODE           = READ
GRAPHICS DEVICE REQUESTED = win32
GRAPHICAL ENTRY          = YES
LANGUAGE                  = en-us
INITIAL DIRECTORY = C:\Documents and Settings\utente.LUCIA\ANSYS

00338873      VERSION=INTEL NT      RELEASE= 8.0      UP20030930
CURRENT JOBNAME=file 17:53:01 JUL 04, 2005 CP=      0.310

/SHOW SET WITH DRIVER NAME= WIN32 , RASTER MODE, GRAPHIC PLANES = 8
RUN SETUP PROCEDURE FROM FILE= C:\Programmi\Ansys Inc\v80\ANSYS\apdl\start80.ans

/INPUT FILE= menust.tmp LINE=      0
/INPUT FILE= C:\Programmi\Ansys Inc\v80\ANSYS\apdl\start80.ans LINE=      0
ACTIVATING THE GRAPHICAL USER INTERFACE <GUI>. PLEASE WAIT...

CUTTING PLANE SET TO THE WORKING PLANE

PRODUCE NODAL PLOT IN DSYS= 0
TURN OFF WORKING PLANE DISPLAY

PRODUCE NODAL PLOT IN DSYS= 0

***** ANSYS - ENGINEERING ANALYSIS SYSTEM RELEASE 8.0 *****
ANSYS Multiphysics
00338873      VERSION=INTEL NT      18:00:55 JUL 04, 2005 CP=      7.471

```

Figura 2.3-2. Output Window all'apertura dell'ANSYS

L'interfaccia grafica e la programmazione in APDL sono sia complementari che intercambiabili. Sono complementari nel senso che esistono comandi che possono essere dati solo via GUI e altri che non sono contemplati nell'interfaccia grafica. Sono intercambiabili sia perché che nella GUI si possono digitare stringhe scritte in APDL, sia perché nel file di input si possono mettere le traduzioni, prese dal log, delle operazioni compiute via interfaccia grafica. Tali sostituzioni sono riconoscibili dal fatto che terminano con PX51, che è la traduzione del clic sul tasto OK. Tale

intercambiabilità risulta molto utile in due casi. In primis quando bisogna compiere delle operazioni ripetitive che nella GUI sono rapide, mentre nel programma richiederebbero istruzioni più complesse e con più alta probabilità di errori per disattenzione, classico caso è la creazione di molte aree. In secundis è utile per aggirare alcuni ostacoli. Ad esempio, in APDL si possono creare spline passanti per un massimo di 6 punti, nella GUI non ci sono vincoli. Se si ha bisogno di programmare le istruzioni per una spline da 7 punti basta farla attraverso l'interfaccia grafica, aprire il file.log e copiare le relative istruzioni nel file di input. La programmazione in APDL offre indubbi vantaggi: perfetta ripetibilità delle istruzioni; chiarezza del procedimento; minimo ingombro, a differenza del file .db; possibilità di parametrizzare le grandezze in gioco; possibilità di realizzare cicli, anche molto complessi; · possibilità di gestire, tramite un solo file, diversi altri file di istruzioni; citando la guida stessa dell'ANSYS "le applicazioni dell'APDL saranno limitate solo dalla tua immaginazione".[2] Il costo di questa versatilità è però alto, la sintassi con cui si esprime l'ANSYS è infatti rigida e complessa come quella di ogni altro linguaggio di programmazione. Programmare in APDL richiede quindi un non indifferente studio propedeutico, ignoto al lavoro via interfaccia grafica. La scelta di lavorare con la GUI o col file di testo va quindi ben valutata all'inizio del progetto.

2.4 I SISTEMI MECCANICI DISCRETI.

Alcune strutture impiegate in ingegneria possono esser viste, con ottima rispondenza alla realtà, come un insieme di elementi strutturali connessi, ognuno dei quali possiede una propria individualità statica di facile identificazione ed è connesso agli altri in un numero discreto di punti nodali.

Se sono conosciute le relazioni forza-spostamento per ciascun elemento, è possibile derivare le proprietà elastiche della struttura assemblata e studiarne in tal modo il comportamento statico, con l'uso di ben note tecniche dell'analisi strutturale.

Tramite il metodo agli elementi finiti si cerca di superare la difficoltà della rappresentazione del continuo assumendo che lo stesso sia diviso in un numero finito di elementi di dimensioni finite, interconnessi in un numero finito di punti nodali , sui quali si suppone debbano esser concentrate alcune forze fittizie che vengono a rappresentare le tensioni distribuite presenti lungo il continuo degli elementi. Se tale schematizzazione è lecita il problema si riduce ad una categoria di problemi strutturali di tipo convenzionale facilmente risolvibili con procedimento numerico.

2.5 L'ELEMENTO STRUTTURALE E LE SUE PROPRIETÀ.

La figura (2.5-1) rappresenta una struttura bidimensionale, composta da elementi strutturali interconnessi nei nodi numerati da 1 a 6. Si immagini che le zone di connessione, pur di estensione finita, siano molto piccole rispetto alle dimensioni degli elementi, per cui possano essere assimilate a punti. Ipotizzando delle giunzioni a cerniera, le interazioni tra elementi sono rappresentabili con forze applicate a tali punti di connessione.

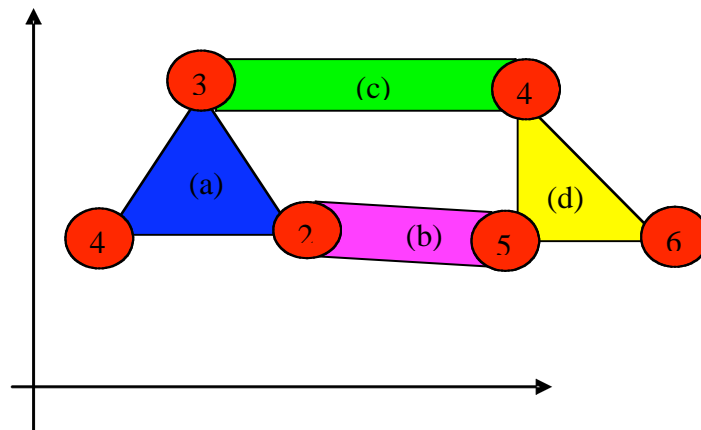


Figura 2.5-1. Esempio di struttura bidimensionale.

Si supponga altresì di conoscere le caratteristiche elastiche di ogni elemento. Tale conoscenza sia stata acquisita mediante calcolo o mediante rilievi sperimentali. In tal modo se viene analizzato un tipico elemento le forze che agiscono sui nodi sono univocamente correlate agli spostamenti di questi stessi nodi, al carico distribuito p che agisce sull'elemento ed all'eventuale deformazione iniziale. Le forze ed i corrispondenti spostamenti sono definiti dalle appropriate componenti (U,V) e (u,v) in comune sistema di coordinate. Elencando le forze agenti su tutti i nodi del nostro elemento in una matrice colonna o vettore, abbiamo:

$$\{F\}^a = \begin{Bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{Bmatrix} = [U_1 V_1 U_2 V_2 U_3 V_3]^T \quad [4.1]$$

e per il corrispondente spostamento nodale:

$$\{d\} = \begin{Bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \end{Bmatrix} = [u_1 v_1 u_2 v_2 u_3 v_3]^T \quad [4.2]$$

Assumendo un comportamento elastico dell'elemento, le relazioni caratteristiche saranno sempre della forma:

$$\{F\}^a = [K]^t \{d\}^a + \{F\}_p^a + \{F\}_{po}^a \quad [4.3]$$

nella quale $\{F\}_p^a$ rappresenta le forze nodali richieste per equilibrare ogni carico distribuito agente sull'elemento ed $\{F\}_{po}^a$ rappresenta le forze nodali richieste per equilibrare ogni deformazione iniziale. Il primo elemento rappresenta le forze indotte sull'elemento dallo spostamento dei suoi nodi. Similmente l'analisi o la prova sperimentale preliminare permetterà una definizione univoca, in termini di spostamenti nodali delle tensioni o delle reazioni interne in ogni punto dell'elemento. Definendo tali tensioni con il vettore $\{\sigma\}^a$, si ottiene:

$$\{\sigma\}^a = [S]^t \{d\}^a + \{\sigma\}_p^a + \{\sigma\}_{po}^a \quad [4.4]$$

nella quale gli ultimi due addendi sono semplicemente le tensioni dovute ai carichi distribuiti d'elemento e le tensioni iniziali quando non intervengono gli spostamenti nodali. La matrice $[K]^t$ è conosciuta come matrice di rigidezza d'elemento e la matrice $[S]^t$ è la matrice di tensione. Per una struttura tridimensionale rigidamente connessa, simile a quelle da noi utilizzate nelle simulazioni al calcolatore, il numero di componenti nodali dovrebbero esser sei, sia per il vettore forze che per quello spostamenti. In generale sarà dunque:

$$\{F\}^a = [F_1 \dots F_m]^T \quad \text{e} \quad \{d\}^a = [d_1 \dots d_n]^T$$

Gli elementi F_i e d_i sono vettori aventi dimensioni pari ai gradi di libertà del singolo nodo. Le matrici di rigidezza d'elemento saranno sempre quadrate e della seguente forma:

$$[K]^t = \begin{bmatrix} K_{11} & & K_{1m} \\ & K_{ij} & \\ K_{m1} & & K_{mm} \end{bmatrix} \quad [4.5]$$

in tale espressione $[K]_j^t$ è una matrice avente dimensione $l \times l$ dove l è il numero di gradi di libertà del nodo. Assemblaggio degli elementi ed analisi della struttura

Sempre con riferimento alla figura () per ottenere la soluzione dell'elemento statico relativo alla struttura in essa raffigurata, devono essere completamente soddisfatte le condizioni di :

- coMPatibilità;
- equilibrio.

Ogni insieme di spostamenti nodali $\{d\} = [d_1 \dots d_n]^T$, ora listato per l'intera struttura alla quale partecipano tutti gli elementi, soddisfa automaticamente la prima condizione.

L'equazione 4.3 già verifica la condizione di equilibrio globale del singolo elemento, oltre a fungere da definizione della matrice di rigidità. Non rimane che stabilire le condizioni di equilibrio sui nodi della struttura. Le equazioni che si ottengono imponendo tali condizioni di equilibrio, conterranno gli spostamenti come incognite e, una volta che queste siano state risolte, l'intero problema strutturale risulta determinato. Successivamente, le forze interne negli elementi, o le tensioni, possono essere facilmente determinate usando le caratteristiche stabilite a priori per ciascun elemento così come compaiono nell'equazione 4.4.

2.6 ELEMENTI FINITI NEL CONTINUO ELASTICO.

In numerosissime applicazioni dell'ingegneria meccanica, la determinazione della distribuzione di tensione e deformazione in un continuo elastico costituisce una delle fasi principali del progetto. Casi speciali di tali problemi possono andare dalle distribuzioni bidimensionali di tensioni o deformazioni piane, ai solidi assialsimmetrici, alle piastre inflesse, ai gusci, fino ai solidi pienamente tridimensionali come per esempio nel nostro caso.

I gradi di libertà di un sistema continuo sono infiniti: un'analisi esatta di un fenomeno meccanico ad esso inerente è dunque possibile solo se disponibile l'insieme delle funzioni integrali che soddisfano le equazioni differenziali di governo del fenomeno in esame.

Nel momento in cui non sia possibile operare l'integrazione di dette equazioni differenziali, come in effetti avviene il più delle volte, viene tentata, mediante una procedura numerica, una soluzione approssimata, assumendo che il comportamento del continuo possa essere approssimato da un numero finito di incognite. Il continuo viene infatti suddiviso in una serie di elementi, connessi l'uno all'altro in un numero finito di punti, conosciuti come punti nodali.

Tale operazione, nota con il nome di discretizzazione, comporta un'approssimazione del fenomeno fisico studiato. Infatti, nella realtà, infinito è il numero di connessioni di un generico elemento fittizio, estrapolato dal continuo, con gli elementi ad esso adiacente. Non è dunque immediato riuscire a vedere come sia possibile giustificare razionalmente il confronto e l'analisi dei dati provenienti da uno studio simile con quelli che si potrebbero avere da una sperimentazione su provini ed elementi strutturali reali. La difficoltà può essere superata, conseguendo un'accettabile approssimazione dei risultati, con le seguenti modalità. Il continuo viene suddiviso, come già accennato, mediante linee e superfici immaginarie in un numero discreto di elementi finiti, assumendo che siano connessi in un numero discreto di punti nodali lungo i contorni. Gli spostamenti di questi punti nodali saranno i parametri incogniti di base del problema. Un insieme di appropriate funzioni viene scelto per descrivere univocamente la distribuzione degli spostamenti entro ciascun elemento finito, in termini dei suoi spostamenti nodali.

Un uso appropriato delle funzioni di spostamento ora definite consente di esprimere la distribuzione delle deformazioni nell'elemento ancora in termini di spostamenti nodali. Queste deformazioni, unitamente ad ogni eventuale deformazione iniziale ed alle proprietà costitutive del materiale, definiranno lo stato di tensione dell'elemento ed in particolare dei suoi contorni. Viene determinato un insieme di forze concentrate ai nodi, che faccia equilibrio alle tensioni sul contorno e ad ogni carico distribuito nell'elemento e che possa figurare in una relazione quale la (4.3).

L'analisi fin qui descritta ci ha portato ad introdurre un'insieme di approssimazioni; in primo luogo non è facile assicurare che le funzioni di spostamento prescelte soddisfino i requisiti di continuità lungo il contorno di separazione degli elementi adiacenti: le condizioni di congruenza potrebbero essere violate. In secondo luogo, concentrando le forze equivalenti sui nodi, le condizioni di equilibrio del singolo elemento vengono soddisfatte solo globalmente.

La scelta, nei casi specifici, della forma dell'elemento e della forma analitica delle funzioni di spostamento lascia spazio all'inventiva e all'abilità dell'utente, nei limiti del sistema e tempi di calcolo nonché del particolare software utilizzato.

2.7 ELEMENTI FINITI IN IMPLANTOLOGIA

Introdotta per facilitare la risoluzione di numerosi e complessi problemi di meccanica strutturale, la F.E.M viene di prassi utilizzata al giorno d'oggi anche per l'analisi di sistemi odontoiatrici sottoposti alle più disparate sollecitazioni sia nel dominio della verifica strutturale che nel campo della progettazione vera e propria.

Le caratteristiche di tale metodo di studio hanno permesso un'accurata e meticolosa ricerca focalizzando l'attenzione sulla resistenza degli impianti veri e propri, sulle strutture della mascella e della mandibola che riguardano l'implantologia stessa. [104-106]. L'analisi agli elementi finiti viene utilizzata in vari campi dell'odontoiatria, quali per esempio implantologia ([09] branca che si occupa della sostituzione di elementi dentari con strutture opportunamente costruite in materiali biocoMPatibili.

Le tematiche di indagine vertono su due filoni principali di ricerca : il primo analizza in maniera appropriata il rapporto che intercorre tra strutture ossee e complesso implantare sovrastante, il secondo si occupa delle caratteristiche meccaniche, sotto l'azione delle varie sollecitazioni, dell'impianto vero e proprio. Tramite la F.E.A è possibile inoltre analizzare anche le sollecitazioni introdotte sull'osso e vedere quali tipi di impianti sono maggiormente adatti alle caratteristiche anatomiche e fisiologiche di una certa classe di pazienti.

Il Metodo FEM è l'applicazione di un sofisticato modello matematico che permette il calcolo e la rappresentazione dello stato tensionale e della distribuzione delle deformazioni indotte in una struttura deformabile, sottoposta a sollecitazioni interne e/o esterne ⁽¹⁰⁴⁻¹¹²⁾. Il principio su cui si basa questo metodo è la rappresentazione del campione secondo degli elementi strutturali che possono essere mono e bi-tridimensionali (lineari, di superficie e di volume) ⁽¹⁰⁸⁾. Il metodo degli elementi finiti può essere applicato a strutture deformabili ⁽¹¹⁰⁾, quali il tessuto osseo, cui sono applicate delle forze, o che subiscono delle variazioni termiche. La struttura del campione in esame è suddivisa graficamente, con un reticolo di elementi finiti (meshatura). Questi sono delle figure geometriche regolari (quadrilateri e/o triangoli) rappresentative del modello in analisi.

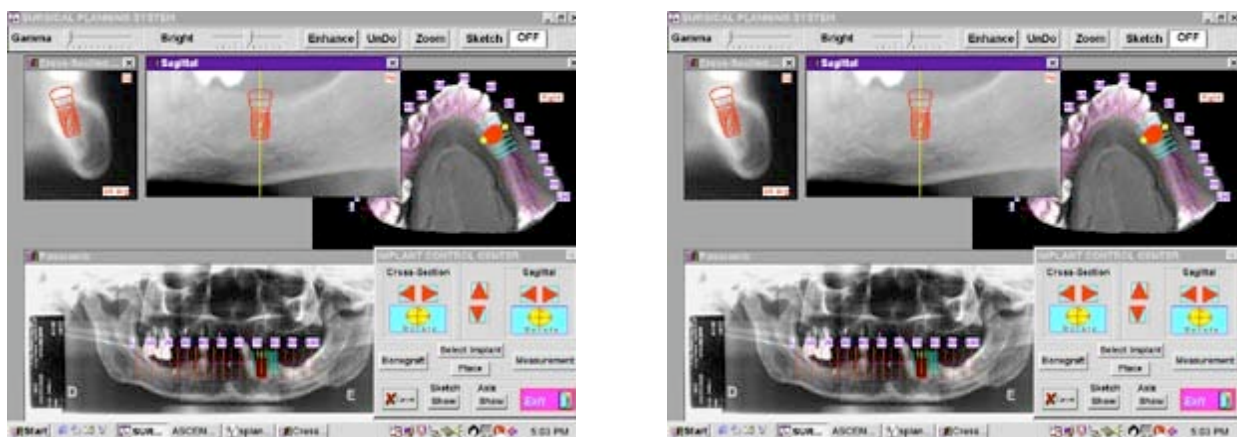


Figura 2.7-1. Esempio di uno studio di un modello dell'osso mascellare con impianto inserito tramite l'analisi ad elementi finiti (F.E.A.).

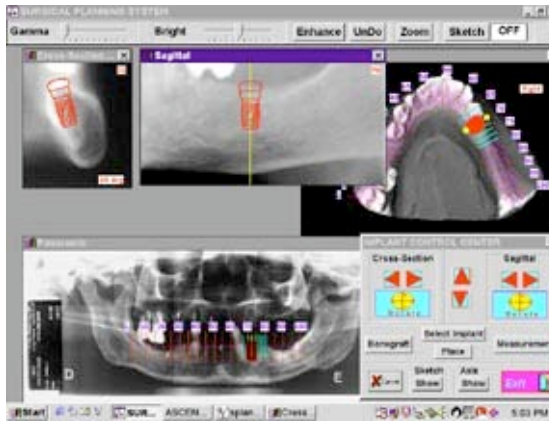


Figura 2.7-2. Esempio di uno studio di un modello di impianto tramite l'analisi ad elementi finiti.

Lo scopo di questa rappresentazione grafica è quello di ricavare una mappa delle informazioni prodotte dalle sollecitazioni e dalle reazioni ai vincoli. Le risposte elaborate dal sistema agli elementi finiti saranno tanto più vicine alla realtà, quanto maggiore è il numero degli elementi finiti che rappresentano il campione esaminato. Nelle zone di maggiore interesse la meshatura deve essere più fitta, ovvero costituita da un maggior numero di elementi finiti. Ogni corpo, libero di muoversi nello spazio, ha sei gradi di libertà dati dalla traslazione nelle direzioni x, y, z, e dalle rotazioni intorno a detti assi. I vertici degli elementi finiti sono definiti nodi.

Un elemento tridimensionale possiede almeno quattro nodi, non tutti giacenti sullo stesso piano, definendo quindi un solido. Sono disponibili in commercio software in grado di eseguire automaticamente la meshatura tridimensionale di modelli elaborati tramite sistemi CAD. Il campione ottenuto può essere gestito da tutti i principali software per il calcolo agli elementi finiti (come ad es. Ansys).

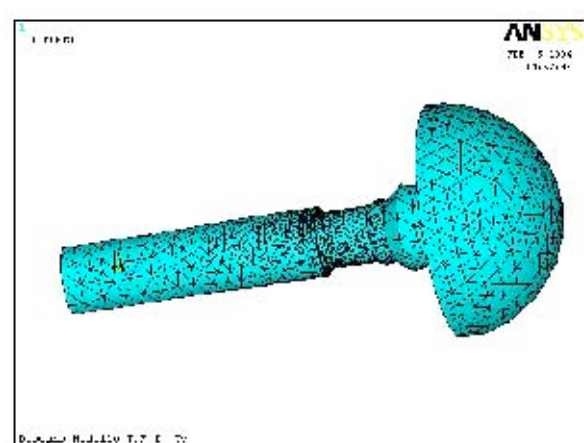
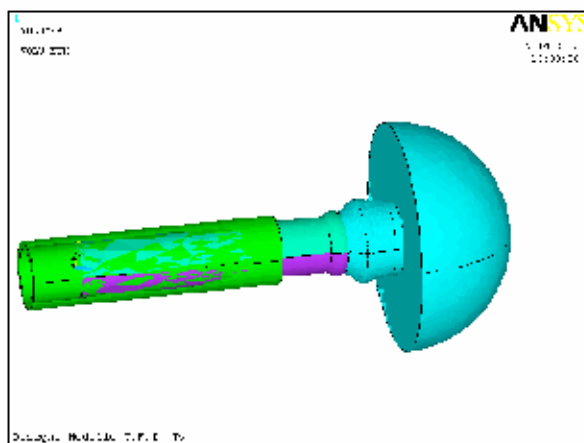


Figura 2.7-3. Complessivo dell'impianto analizzato immerso in resina, disegnato per l'analisi ad elementi finiti.

2.8 MATERIALI UTILIZZATI IN IMPLANTOLOGIA

2.8.1 I metalli

Il titanio è sicuramente il biomateriale più ampiamente impiegato in implantologia: estremamente leggero (1/4 del peso dell'oro), ha bassa conduttività termica, pari a 22 W/mK, (14 volte meno dell'oro) ed un modulo di elasticità (110.000 [N/cm²] ed un allungamento alla rottura pari al 12%) che, simile a quello del tessuto osseo, permette l'assorbimento dei carichi masticatori attraverso la struttura implantare senza lo sviluppo di tensioni all'interfaccia con il tessuto osseo stesso. Possiede ottime caratteristiche di durezza, robustezza e resistenza alla masticazione, condizioni fondamentali per il raggiungimento dell'osteointegrazione, alla base del successo della terapia implantare.

Il titanio è un materiale altamente biocompatibile, particolarmente apprezzato in odontoiatria; le proprietà meccaniche, fisiche e biologiche permettono un impiego universale di questo metallo per corone, ponti scheletrati e sistemi implantari. Inoltre il titanio non libera sostanze tossiche, è resistente ai processi chimici che avvengono naturalmente all'interno della bocca, è scarsamente allergizzante e non provoca alterazioni dal punto di vista estetico ed igienico a carico della gengiva. Tali caratteristiche sono legate principalmente alla formazione di una pellicola di ossidi di titanio (TiO, TiO₂, Ti₂O₃, Ti₃O₄), che si forma non appena il titanio viene a contatto con l'aria.



Fig.2.8.1-1 Impianto in titanio



Fig.2.8.1-2 Superficie titanio a maggiore ingrandimento

Secondo normative internazionali ASTM (American Society for Testing and Materials) e ISO (The International Organization for Standardization) il titanio viene classificato come indicato nella Tabella 2.8.1-1. All'aumentare del grado, aumenta la presenza di elementi impuri (O₂, Fe) che da un lato causano il miglioramento delle proprietà meccaniche (durezza, modulo di elasticità),

dall'altra comportano la diminuzione della capacità di osteointegrazione. A questi quattro gradi, ne va aggiunto un quinto che individua una lega a base di titanio con il 6% di alluminio (Al) e il 4% di vanadio (V) secondo la normativa ASTM F 136 e ISO 5832-3. Questa lega è molto diffusa ed apprezzata in ambito implantologico per le sue caratteristiche meccaniche: l'alluminio aumenta la durezza, riduce il peso specifico e migliora il modulo di elasticità; il vanadio migliora la durezza, riduce la conducibilità termica di circa il 50% ed aumenta la resistenza all'usura ed alla fatica.^{6,68}

Forma	Lega	Normativa
Grado I	Ti (0,15 Fe; 0,12 O ₂)	ASTM F 67 e ISO 5832-2
Grado II	Ti (0,20 Fe; 0,18 O ₂)	ASTM F 67 e ISO 5832-2
Grado III	Ti (0,25 Fe; 0,25 O ₂)	ASTM F 67 e ISO 5832-2
Grado IV	Ti (0,30 Fe; 0,35 O ₂)	ASTM F 67 e ISO 5832-2
Grado V	Ti (0,06 Al; 0,04 V)	ASTM F 136 e ISO 5832-3

Tabella 2.8.1-1. Classificazione del titanio

- Grado I: titanio commercialmente puro con basso contenuto di ossigeno. Questa qualità ha basso carico di rottura ed alta duttilità, viene utilizzato per il profondo stampaggio ed è adatto alla deformazione a freddo.
- Grado II: titanio commercialmente puro con un più alto contenuto di ossigeno ed una maggior resistenza rispetto al grado 1. E' il titanio commercialmente puro più largamente usato e offre il miglior compromesso di resistenza, saldabilità e formabilità.
- Grado III: titanio commercialmente puro con contenuto di ossigeno ancora maggiore del grado 1 e 2 (maggior resistenza e minor duttilità); inoltre è ben saldabile. Viene utilizzato per la costruzione di recipienti in pressione.
- Grado IV: titanio commercialmente puro con le caratteristiche di resistenza più elevate. Viene utilizzato per organi di trasmissione e nell'industria aeronautica.

Il grado di titanio maggiormente impiegato in campo medico è il secondo. Il titanio di grado II è il materiale che unisce alle idonee proprietà fisiche, delle eccellenti caratteristiche di biocompatibilità e resistenza alla corrosione.

Tali caratteristiche sono legate, come già anticipato, in primo luogo alla formazione sulla superficie dell'impianto di rutilio (TiO_2) e di altri ossidi (TiO , Ti_2O_3 , Ti_3O_4) che danno luogo ad una pellicola protettiva dalle caratteristiche fondamentali tra cui:

- risulta inerte
- carica negativamente la superficie dell'impianto
- impedisce la diffusione degli ioni metallici all'interno dei tessuti
- aumenta l'affinità per le differenti biomolecole che intervengono nel processo di osteointegrazione
- previene la corrosione
- è estremamente omogenea, tenace e aderente
- se asportata, si rigenera autonomamente in un tempo brevissimo
- possiede capacità batteriostatiche
- placca e tartaro possono essere rimosse con facilità dalla superficie.

Per incrementare la stabilità del film passivo e ridurre il tasso di dissoluzione, si ricorre a trattamenti di superfici perimplantari (polarizzazione anodica, lucidatura industriale con paste di Al_2O_3 con granulometria da 0,05 a 6 micron, passivazione con acido nitrico al 20 - 40%, trattamenti termici e di invecchiamento perimplantari, deposizione di nitruro di titanio o di plasma spray). In condizioni ideali si è notato che il titanio è liberato in piccole quantità nei tessuti circostanti di un impianto osseo integrato, senza danni di alcun tipo alle cellule adiacenti. Da quanto messo in evidenza da altri studi, alla concentrazione di 1×10^{-7} /ml le particelle di titanio di 1 - 3 micron non sono tossiche per gli osteoblasti, ma si assiste ad una riduzione dell'attività della loro fosfatasi alcalina. Non sembrano esserci effetti sulla maturazione e proliferazione di queste cellule, ma sembra che esista un effetto inibente la loro attività mineralizzante. Gli impianti realizzati in titanio, vengono sottoposti a procedimenti di decontaminazione a plasma freddo per rimuovere eventuali impurità superficiale (residui della lavorazione industriale) che determinerebbero il rischio di una non corretta osteointegrazione. Altro metallo usato in impianto-protesi è l'oro, che può essere impiegato per la fabbricazione delle viti di ritenzione passanti tra le varie componenti del sistema implantare (Es. impianto-pilastro, bridge cylinder-pilastro), per il vantaggio del basso coefficiente di attrito rispetto al titanio, che consente un migliore serraggio, a fronte di un maggiore costo.

2.8.2 Le Ceramiche

Con il termine ceramiche, ci si riferisce a tutti i corpi solidi ottenuti per sintesi a temperature superiori a 800° partendo da sostanze inorganiche non metalliche. Le più utilizzate sono quelle a base di ossido di alluminio che possono essere mono, o policristalline, e quelle di fosfato di calcio come l'idrossiapatite e il fosfato tricalcico. La ceramica, grazie alla sua eccellente estetica, è utilizzata essenzialmente per le corone protesiche degli impianti, oppure per la costruzione di pilastro in sola ceramica (CerAdapt Nobel Biocare) o rinforzati con titanio (CeraBase Friadent); lo svantaggio di questi manufatti è la minor elasticità, quindi una minor resistenza a forze con componente laterale e non solo assiale. Negli ultimi anni sono stati sviluppati nuovi tipi di ceramica che hanno permesso un netto miglioramento delle caratteristiche meccaniche; tra i nuovi materiali, recentemente ha avuto un notevole successo lo zirconio. Lo zirconio parzialmente stabilizzato con ossido di ittrio (ossido di zirconio sottoposto a stabilizzazione tetragonale), possiede non solo un'ottima estetica, ma anche elevati valori di resistenza alla flessione, compresi tra 900 e 1200 MPa, e un modulo di Young pari a 350 GPa, uniti ad un'elevata plasticità, che gli conferisce una maggiore resistenza alle sollecitazioni subite. Anche se questi valori sono inferiori a quelli del titanio puro, sono decisamente superiori a quelli dell'ossido di alluminio usato nelle altre ceramiche, con un incremento del 60-100%.^{17,18,19}. Lo zirconio grazie alle sue caratteristiche meccaniche unite alle ottime qualità estetiche, è oggi utilizzato per la realizzazione di pilastro su cui poi andrà posta una corona in sola ceramica, o come sostituto del titanio nel collare transmucoso dell'impianto; grazie alla superficie molto liscia la placca ed i batteri trovano un ambiente ostile, mentre è favorito un buon attacco epiteliale. Il suo colore, molto simile a quello del dente, consente una realizzazione più naturale del manufatto protesico anche in caso di recessioni gengivali, al contrario del titanio che, per il colore molto scuro, a volte può trasparire attraverso la gengiva, ed in caso di recessioni gengivali, soprattutto nei settori anteriori, causerà il fallimento estetico del restauro protesico.



Fig. 2.8.2-1. Esempio di collare transmucoso in zirconio.

3 IL BANCO PROVE SPERIMENTALI REALIZZATO

3.1 PROVE MECCANICHE

Sono passati ormai 20 anni da quando l'osteointegrazione è diventata prassi clinica negli Stati Uniti, e nel frattempo sono cambiate molte cose. L'efficacia e la prevedibilità degli impianti osteointegrati ormai sono date per scontate. Nei primi anni la ricerca è stata incentrata sul perfezionamento delle tecniche chirurgiche e di innesto. Successivamente, l'attenzione si è spostata su aspetti meccanici ed estetici che rimanevano ancora problematici ed irrisolti. Nel corso di questo ventennio l'implantologia ha ampliato i propri confini, passando dall'iniziale indicazione di edentulia totale alla protesica parziale, alla ricostruzione di dente singolo, ad applicazioni maxillo - facciali e a una miriade di altre indicazioni che trovano il proprio limite solo nella creatività e nell'abilità del clinico. La permanenza all'interno del cavo orale di un impianto dentale e della sua sovrastruttura protesica dipende da molti parametri, che non possono essere simulati totalmente in laboratorio. I test, che possono essere di tipo statico o dinamico (di resistenza a fatica), convalidano la capacità dell'impianto di resistere a carichi che simulano lo stress masticatorio, attraverso condizioni sperimentali in vitro, molto vicine alla realtà.

3.2 PROBLEMATICHE CONCERNENTI GLI IMPIANTI DENTALI

3.2.1 Complicazioni meccaniche

Tra le complicazioni meccaniche si possono includere ⁽⁸⁷⁾ :

1. l'allentamento della vite,
2. la frattura della vite,
3. le fratture della impianto,
4. la rottura di protesi di impianti,
5. la frattura di protesi che si oppongono,
6. problemi meccanici della ritenuta della sovra dentatura.

Sui problemi che riguardano la vite di ritenzione, possiamo stabilire dei punti fondamentali:

- sull'allentamento della vite del pilastro è stato rilevato, da un gran numero di studiosi, che la complicità può variare da un 2% ad un 45%, anche in dipendenza al tipo di protesi

analizzata, la percentuale maggiore è stata riscontrata con le singole corone, seguite da overdentures

- lo svitamento delle viti delle protesi varia dall' 1% al 38% nei 13 studi presi in considerazione; solamente uno studio della corona riporta lo svitamento delle viti delle protesi, coMParabile al maggior allentamento della vite dell'pilastro: lo svitamento della vite della protesi con sovrastruttura tende a essere più basso che l'allentamento della vite dell'pilastro ⁽⁸⁵⁾
- La frattura della vite dell'pilastro accade meno frequentemente che la frattura delle protesi con viti in oro.

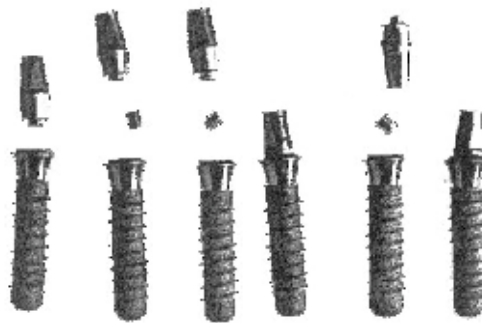


Figura 3.2.1-1. Frattura della vite dell' abutement

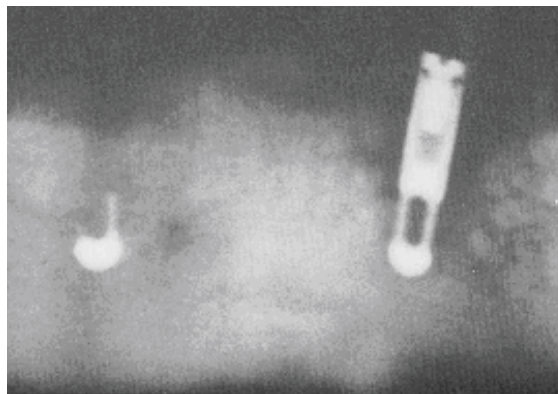


Figura 3.2.1-2. Impianto fratturato con riassorbimento osseo

L'allentamento della vite dell'pilastro e/o l'allentamento della vite protesica è la complicanza più comune riportata con singole corone, con una frequenza maggiore di allentamento della vite riscontrata nelle sole sostituzioni della corona nell'area premolare e molare rispetto alla regione anteriore. Una ragione per una così alta incidenza di allentamento della vite suggerita dai primi studi è che per le viti dell'pilastro, in titanio, non era disponibile l'apparecchiatura per impartire la necessaria coppia di precarico nel serraggio, problema risolvibile con l'impiego di una lega in oro per la vite dell'pilastro, che permette l'instaurarsi di un più alto precarico sulla vite quando è propriamente caricata; in effetti, è stato dimostrato che con l'introduzione di viti in lega d'oro, le

single corone dell'impianto sono state applicate con problemi minori per quanto riguarda l'allentamento della vite.

Con uno studio longitudinale nominale da 3 a 15 anni si è ricavato che la frattura di impianti, con 96 dei 6560 casi analizzati (pari ad una percentuale di circa l'1,5%), è una non comune ma significativa complicanza, alla luce del fatto che la rimozione di impianti fratturati lascia spesso un grave difetto osseo, con la necessità di una guarigione supplementare ed un maggior tempo del trattamento. Risulta che sono avvenute più fratture tra il terzo ed il quarto filetto dell'impianto, corrispondente all' ultimo filetto della vite dell'pilastro, le cui cause principali sono state ricondotte al disadattamento dalla struttura ed al sovraccarico occlusale. Secondo uno studio di Rangert, la maggior parte di impianti fratturati è avvenuta in singola struttura impianto-supporto con restaurazione parziale nella regione posteriore della mascella dove i carichi occlusali erano più alti ^{(8-12) (55)}. Le fratture riscontrate sono state attribuite:

- ad una sezione resistente inadeguata,
- a giunture povere della lega per saldature,
- ad eccessiva lunghezza della trave a mensola,
- a leghe con inadeguata resistenza,
- ad un disegno della struttura improprio,
- a pazienti con parafunzioni.

3.3 CONSIDERAZIONI BIOMECCANICHE

La biomeccanica di distribuzione delle forze nelle protesi impianto-supporto è qualitativamente diversa rispetto a quello dei denti naturali. La differenza essenziale consiste nel legamento parodontale che permette micro-movimenti diversamente dall' impianto osseointegrato, che non ne ha alcuno ⁽⁵⁹⁾.

3.3.1 Principi di distribuzione della forza nelle protesi impianto-supporto

Il carattere di distribuzione della forza tra membri di un sistema dipende dalla rigidità/elasticità relativa a ciascun elemento (Weinberg R). C'è una distinzione da fare in merito alla rigidità o alla flessibilità del dente naturale e delle protesi dente-supporto o multi-impianto-supporto, per le differenze strutturali tra le due entità e il mezzo che le sostiene: nel primo caso abbiamo il legamento parodontale che permette il massimo della flessibilità per i piccoli movimenti del dente sottoposto al carico masticatorio, nel secondo si ha l'osseointegrazione, che non permette alcun movimento all'impianto. Le protesi di entrambi i sistemi sono considerate rigide. Tuttavia, gli elementi verticali di ciascun sistema hanno caratteristiche opposte. L'interfaccia impianto-pilastro-protesi presenta una flessibilità tale da determinare una deformazione della vite di ritenzione. Questo aspetto produce un effetto profondo sulla distribuzione della forza; perciò è assolutamente indispensabile capire queste differenze fondamentali ^{(34-35) (37)}.

Un'analisi scientifica di distribuzione della forza è statisticamente indeterminata a causa della grande quantità di variabili del sistema. Per esempio, le ossa "corticale" e "midollare" hanno elasticità diverse. Le viti di ritenzione hanno molta più deflessione (flessibilità) che la struttura della protesi. L'unione relativa all'interfaccia tra la protesi e l'pilastro altererà la distribuzione della forza, mentre l'applicazione della "cantilever force" e l'ubicazione geometrica delle impiantos favoriscono altri modelli di distribuzione di forza.

3.3.2 Analisi di distribuzione della forza

L'Analisi ad elementi finiti del disegno della impianto ha chiarito la distribuzione della forza con varie configurazioni dell'impianto. Tuttavia, Brunski ha indicato la gravità del problema quando si va a considerare tutte le variabili coinvolte nella valutazione di un sistema dal vivo (sistema totale protesi-impianto-osso). L'analisi della quantificazione della distribuzione delle forze nei denti naturali e nei sistemi impianto-supporto può essere studiata clinicamente con modelli semplificati e/o assunzioni semplificate. L'approssimazione semplificata di distribuzione della forza è un primo passo essenziale nella diagnosi e nella progettazione del trattamento; quanto segue tiene conto di queste limitazioni di parametro.

Definizioni

- **Macro-Movimento di un dente** o componente della protesi più di 0,5 [mm] è facilmente osservabile.
- **Micro-Movimento di un dente**, protesi o pianta componente del sistema compreso tra 0,1 e 0,5 [mm] è non prontamente osservabile ma soggetto a misurazione.
- **Micron-Movimento.** Il termine serve per descrivere il livello angstrom (microscopico) ovvero un movimento sotto 100 [µm], questo non è osservabile e non può essere sottoposto a misurazione in vivo da mezzi ordinari.

Distribuzione della forza con un dente naturale

A causa di micro-movimenti permessi dal legamento parodontale, così come la forma della radice stessa, la forza verticale occlusale (O) produce una risultante delle forze (F) che ha il suo centro di rotazione (CR) localizzata nell'apicale terza area (Fig 3.3. 2-1).

L'area dell'iMPatto

L'area dell'iMPatto è la “cuspidè” (punta) di contatto di denti opposti (la freccia della Fig 3.3. 2-1). Poiché la forza risultante è sempre perpendicolare all'area dell'iMPatto, un contatto “cusp-to-fossa” produce una forza verticale, mentre un contatto “cusp-a-incline” produce forze laterali. Es., quando una forza verticale è applicata sulla “cusp–bucca-incline”, la forza risultante, perpendicolare a quella inclinazione cadrà a grande distanza (D) dal centro di rotazione del dente.

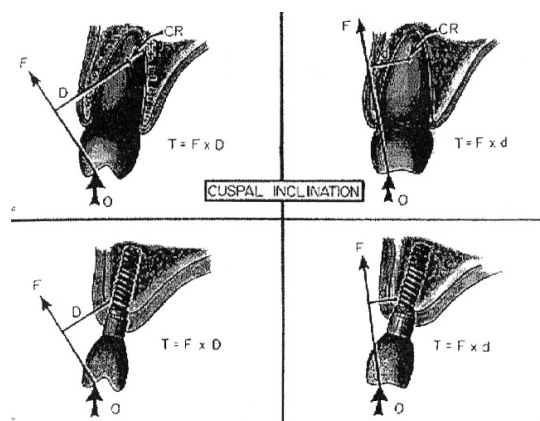


Figura 3.3.2-1. CoMParazione della torsione prodotta su denti naturali e protesi impianto – supporto relative al cambiamento di inclinazione della cuspidè dentale. O = Forza verticale occlusale; F = Forza risultante; CR = Centro di rotazione; D, d = Distanza; T = Torsione.

Torsione

La forza laterale è espressa come torsione, che sarà data da una forza moltiplicata per la distanza perpendicolare dal centro di rotazione (Fig 3.3. 2-1). Come mostrato in Fig 3.3. 2-1, la forza laterale può essere diminuita efficacemente, riducendo l'inclinazione della “cuspidè” dell'area

di iMPatto così la risultante della forza sarà più vicina al centro di rotazione del dente. Forze compressive e di tensione sono esercitate sul legamento parodontale, facendo in modo che il dente esibisca micro-movimenti sul centro di rotazione (Fig 3.3. 2-1). La lunghezza della radice migliora significativamente la distribuzione della forza sull'osso alveolare.

3.3.3 Distribuzione di forze con impianti osteointegrati

Il modulo di elasticità dell'osso permette spostamenti nel campo del micrometro (gli impianti in titanio sono caratterizzati da un modulo di Young maggiore di quello caratterizzante l'osso).

Torsione

Poiché gli impianti non hanno micro-movimento, la maggior parte della distribuzione della forza è concentrata sulla “cresta” dell'osso, la forza verticale su impianti cilindrici sarà concentrata sull'apice, mentre la filettatura dell'impianto produrrà forza apicale sull'osso. Le Forze laterali in ciascun disegno produrranno una distribuzione della forza sulla “cresta” dell'osso (una vite-tipo/impianto è usata in tutte le illustrazioni per semplicità).

Come mostrato in Fig 3.3.4-1., la forza verticale (O) su una “cuspal incline” (pendenza) produrrà una forza risultante (F) perpendicolare all'area dell'iMPatto. La distanza perpendicolare (D) dalla “cresta” dell'osso moltiplicata per la forza risultante (F) è il valore della torsione, che è concentrata sulla “cresta” piuttosto che distribuita lungo le superfici dell'impianto come è nei denti naturali (Fig 3.3.4-1). Questo concetto è coerente con le complicazioni avute in impianti, che quasi sempre sono iniziate sulla “cresta” dell'osso.

Riduzione della torsione

L'inclinazione della “cuspidè” può essere ridotta con l'appiattimento dell'area dell'iMPatto producendo così una forza risultante più verticale (Fig 3.3.4-1). La distanza (d) perpendicolare alla forza risultante si riduce, ed è ridotta efficacemente anche la torsione (forza laterale) sulla cresta dell'osso. Una vera relazione “cusp-to-fossa” sarebbe creata nel centro dell'occlusione, con nessun contatto nel “working or balancing-side” dove possibile.

Alterazione dell'area d'iMPatto anteriore

Uno dei principali problemi del singolo dente mascellare è l'allentamento della vite di ritenzione (è infatti essenziale un preciso adattamento dell'interfaccia). Come mostrato in Fig 3.3.4-1, gli occlusali hanno un iMPatto su area che di solito produce una forza risultante inclinata (F) a causa

della sovrapposizione verticale degli incisivi; di conseguenza avremo alti livelli di torsione che andranno a sollecitare la vite di ritenzione ($F \times D$). Un perfetto orientamento dell'impianto, così come una modifica terapeutica dell'iMPatto sull'area oclusale, riduce efficacemente la torsione.

La forza risultante può essere più verticale semplicemente alterando l'iMPatto sull'area oclusale in modo che i denti opposti abbiano un'interfaccia perfettamente combaciante (Fig 3.3.4-1). Così facendo la forza risultante sarà più in linea con l'orientamento dell'impianto ed il suo osso che lo sostiene, riducendo efficacemente la torsione sulla vite di ritenzione e sull'osso alveolare. In generale, l'ubicazione dell'area d'iMPatto (l'inclinazione) deve essere presa in seria considerazione nella fase ricostruttiva con protesi impianto-supporto.

Il micron-movimento di un impianto osseointegrato (meno che 100 [μm]) tende a concentrare la distribuzione della forza nell' area di applicazione.

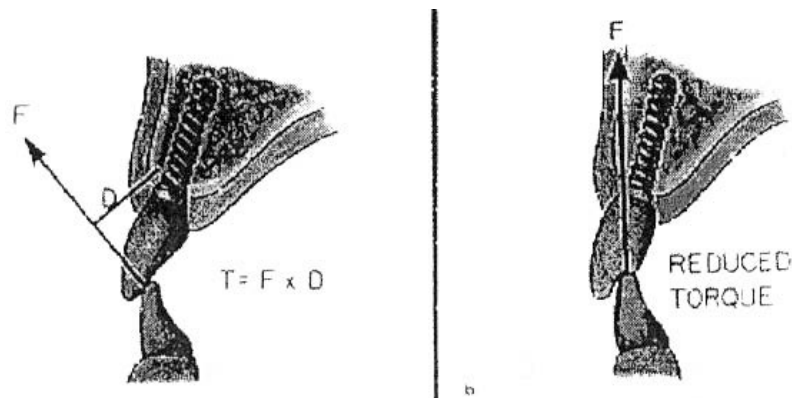


Figura 3.3.4-1. La variazione dell'area d'iMPatto anteriore può ridurre la torsione.

F = Forza risultante; D = Distanza; T = Torsione

Localizzazione dell'area di iMPatto

L'ubicazione dell'area d'iMPatto "bucca-linguale" (O, Fig 3.3.4-2.) è sotto il controllo dell'inclinazione. Nelle aree mascellari posteriori, l'impianto è messo spesso leggermente inclinato secondo la conformazione dell'osso.

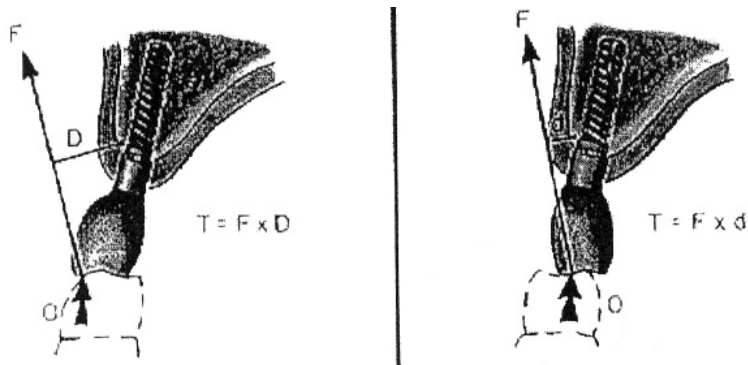


Figura 3.3.4-2 . L'ubicazione dell'area dell'iMPatto più in linea con l'impianto può ridurre la torsione. O = Forza verticale occlusale; F = Forza risultante; D = Distanza; T = Torsione

Quando è usata una normale occlusione "bucca-linguale", anche con inclinazione diminuita della "cuspidè", come detto prima, la forza risultante (F) cade a una certa distanza (D) dalla "cresta" dell'osso. Tale effetto produce una torsione non desiderata.

Quando i denti sono fissati in relazione del crossbite, la forza occlusale esercitata sulla stessa inclinazione della "cuspidè" produce una risultante delle forze che cade molto più vicino alla "cresta" dell'osso (d), riducendo così la torsione (Fig 3.3.4-2).

Livello verticale della Cresta Rimanente.

La distanza verticale dalla fine dell'occlusale dell'impianto all'area di iMPatto occlusale (O, Fig 3.3.4-3) è significativa perché rappresenta un braccio di leva col fulcro sulla cresta alveolare. Gli impianti mascellari posteriori sono di solito inclinati verso il palato secondo l'anatomia dell'osso; la forza occlusale applicata ad una relativamente piatta inclinazione della "cuspidè" produce una risultante delle forze che è inclinata in relazione all'orientamento della impianto. La distanza della forza risultante dalla cresta alveolare aumenta (x, y, z Fig 3.3.4-3). Ciò aumenta la torsione laterale sulla "cresta" dell'osso.

Sulla maggior parte degli impianti, la risultante delle forze per il contatto dell'occlusale raramente cade lungo l'asse dell'impianto stesso (come in Fig 3.3.4-3). Come l'inclinazione dell'impianto aumenta, anche la risultante delle forze diviene più inclinata così come nella torsione (X, Y, Z Fig 3.3.4-3).

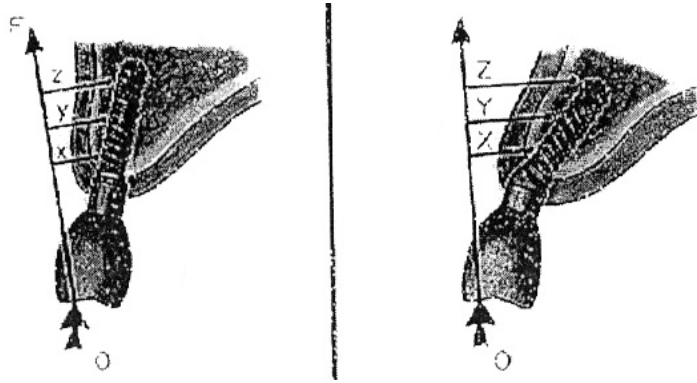


Figura 3.3.4-3. Il livello verticale dell' impianto può influenzare il momento torcente (dx). Quando l'impianto ha un'inclinazione severa (sx), l'aumento del livello verticale dell'osso può incrementare il momento torcente. O = Area d'iMPatto occlusale; F = Forza risultante; x, y, z = Distanza crescente tra la forza risultante e la cresta dell'osso; X, Y, Z = la torsione aumenta verso l'interno dell'osso.

Per riassumere, il micro-movimento del legamento parodontale permette la distribuzione di forza lungo le superfici della radice del dente naturale attorno al centro di rotazione nel terzo apicale. Un impianto osseointegrato non ha alcun equivalente al micro-movimento e le forze sono concentrate sulla cresta dell'osso. La torsione sull'impianto può essere ridotta creando una vera relazione "cusp-to-fossa" occlusale e/o una minore inclinazione dell'area di iMPatto occlusale. La modifica della relazione occlusale determina un contatto più in linea con l'impianto.

La distribuzione delle forze tra i membri di un sistema dipende da una complessa relazione tra la rigidità relativa delle parti strutturali con il loro supporto (legamento parodontale o osseointegrazione).

Su protesi impianto-supporto, l'applicazione della forza è distribuita sull'impianto osseointegrato. La distribuzione delle forze dipende dal grado di deformazione (flessibilità) dell'osso investito, dal pilastro, dalla vite di ritenzione e dalla protesi. Paradossalmente, a causa della flessibilità relativa del legamento parodontale, la forza di distribuzione è dipendente dalla rigidità strutturale dei denti e delle protesi ⁽³⁸⁾. Al contrario, poiché le interfacce osseointegrate non consentono alcun movimento, la distribuzione della forza dipende dalla deformazione del complesso impianto-pilastro-vite di ritenzione.

3.4 PROVE DI LABORATORIO PER IMPIANTI OSSEOINTEGRATI

Esiste in commercio una vasta gamma di modelli di impianti che fanno capo a due grandi famiglie: il sistema sommerso e il sistema non-sommerso. Il sistema sommerso, raccomandato sin dai primi studi di Brånemark ⁽⁴⁻⁶⁾, prevede una tecnica di inserimento dell'impianto che si svolge in due tempi chirurgici, da qui la definizione di impianto sommerso o a 2-fasi. In un primo approccio chirurgico, il clinico ancora la impianto all'osso ricoprendola con i tessuti molli. Dopo un periodo iniziale di guarigione, un'altra componente implantare, tramite una seconda seduta chirurgica, viene collegata all'impianto sommerso.

Il sistema non-sommerso o a 1-fase, descritto per primo da Schroeder, prevede un'unica procedura chirurgica in cui l'impianto inserito si estende al di sopra dell'osso con i tessuti molli che avvolgono la parte transmucosa dell'impianto. In questo sistema si utilizzano principalmente impianti di tipo ITI. Comunque, attualmente, vengono allestiti impianti con sistematica Brånemark e ITI con entrambi i metodi. Ad oggi, gli impianti in cui il materiale metallico è a diretto contatto con l'osso (impianti osseointegrati), risultano preferibili rispetto a quelli con connettivo fibroso interposto tra osso ed impianto (impianti osteofibrointegrati). E' proprio attraverso il processo di osteointegrazione che viene assicurata la ritenzione della porzione ancorata dell'impianto.

Gli insuccessi in implantologia vengono attribuiti a fattori come il trauma chirurgico, il sovraccarico occlusale, le complicanze neurologiche, l'attacco dei tessuti perimplantari da parte dei batteri, la morfogenesi imperfetta dell'interfaccia tissutale, l'incompleta adesione cellulare, la tossicità che il materiale dell'impianto esercita nel letto implantare ⁽⁷⁴⁻⁷⁶⁾. Esistono materiali che nel cavo orale vanno incontro a processi di corrosione più di altri e sono quindi tossici per i tessuti: il cobalto, il rame, il nichel e il vanadio. I materiali che hanno resistenza maggiore alla corrosione e maggiormente biocoMPatibili sono: il platino, il tantalio, lo zirconio e il titanio. Un gruppo di materiali che viene a trovarsi tra i due sopra menzionati è formato da: ferro, molibdeno, oro, argento e acciai. Questi sono biocoMPatibili, ma vengono incapsulati da tessuto fibroso da parte dell'organismo durante il processo di guarigione.

3.4.1 Test importanti

Molte sono le prove meccaniche che sono attinenti e possono essere compiute su impianti dentali osseointegrati per verificare le loro caratteristiche tecniche. Ogni tipo di prova che è necessario fare per un determinato impianto deve sempre riferirsi all'esperienza clinica di quella tipologia,

certamente supportata da studi clinici, da documentazioni relative a complicazioni, da indagini approfondite, ecc. Per impianti con vite–sagomato, fatti di titanio commercialmente puro senza rivestimenti di qualsiasi genere, non esiste alcuna prova che si riferisce ad una corrosione dell'impianto e di conseguenza al fallimento dello stesso ⁽⁷⁸⁾. Per verificare l'affidabilità sia rispetto all'osseointegrazione che alla struttura stessa sono stati studiati (sperimentalmente) un buon numero di sistemi di impianti e le diverse caratteristiche delle fratture, focalizzando innanzitutto l'attenzione sulle cause e sulle meccaniche della frattura.

La conclusione a cui si è giunti è che le fratture si sono verificate a causa del sovraccarico meccanico, senza trovare alcun difetto nel materiale, né di corrosione né di frattura riconducibile a fatica. E' altresì importante considerare il tipo di vite usata per assicurare il pilastro o la sovrastruttura protesica all'impianto⁽⁸⁰⁾, dato che può instaurarsi un fenomeno di corrosione differenziale per contatto tra materiali diversi, mai verificatasi comunque con vite–pilastro in titanio o vitepilastro in lega d'oro.

3.4.2 Collaudo meccanico

Sugli impianti di nuova generazione, vanno sempre effettuati sia il test di carico statico che a fatica per determinare con il primo il carico massimo sostenibile dal manufatto, con il secondo l'ubicazione dell'eventuale frattura a fatica. Il posizionamento dell'impianto in configurazione sperimentale è certamente importante per ottenere risultati validi e confrontabili con le applicazioni in vivo, in cui comunque le fratture richiamano quelle osservate nei test.

3.4.3 Test a fatica per carichi flettenti

Per una nuova combinazione di impianto–pilastro i test a fatica realizzati, caricando l'impianto con un momento flettente, potrebbero essere sviluppati solamente sull'impianto e successivamente sul sistema completamente assemblato per permettere una correlazione tra i valori così individuati.

Secondo le linee–guida correnti dell' F.D.A. (Food and Drug Administration) per poter determinare un livello di carico accettabile si richiedono almeno 5 milioni di cicli, valore alquanto elevato che, per il lungo tempo necessario⁽³⁾, può essere ridotto a 2 milioni di cicli di carico, valore che offre già abbastanza informazioni e garanzie sul corso delle prove.

3.4.4 Forza dell'impianto

Il limite di fatica viene determinato applicando una sollecitazione ciclica all'impianto, montato in modo tale che il carico massimo cada in corrispondenza della sezione più debole.

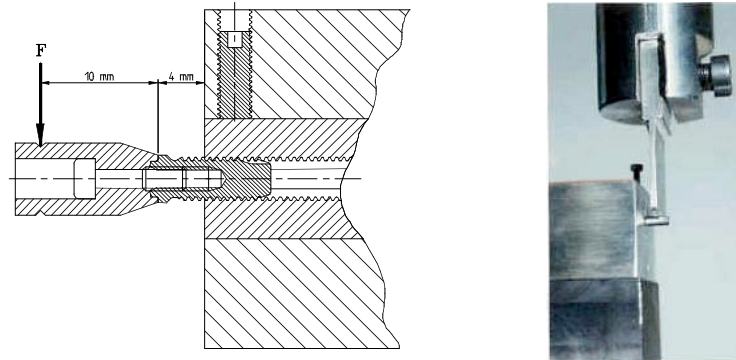


Figura 3.4.4-1. Caricamento dell'impianto a 90°

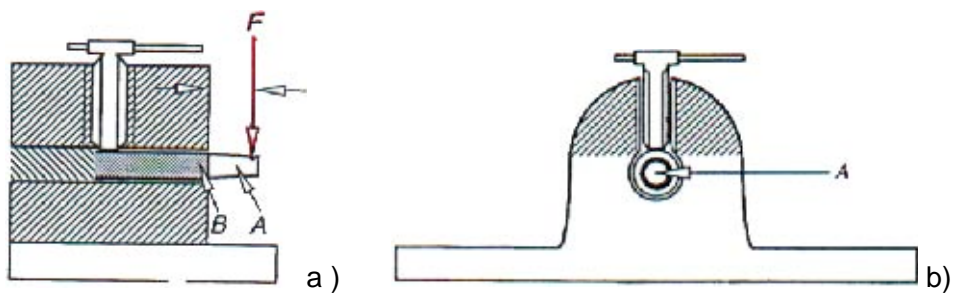


Figura 3.4.4-2. Banco di prova. Vista di lato, vista di fronte. I dati ricavati da tali prove sono presenti nel grafico seguente ⁽³⁴⁾ ⁽⁶⁷⁾.

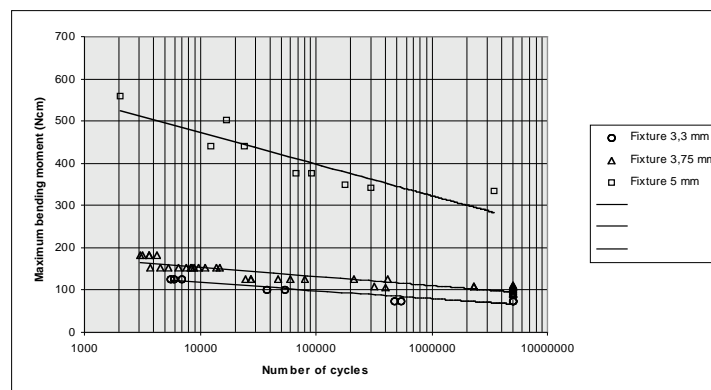


Tabella 3.4.4-1. Curva di fatica dell'impianto.

3.4.5 Forza per l'attacco completo

La forza per l'attacco completo deve essere ben misurata. L'attacco completo, incluso impianto, pilastro e cilindro d'oro, è caricato con una forza fuori asse come mostrato in figura 3.4.5-1. e 3.4.5-2.

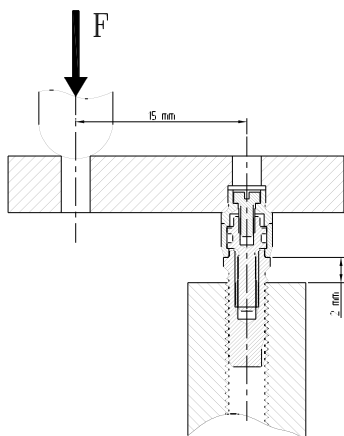


Figura 3.4.5-1. Carico momento flettente

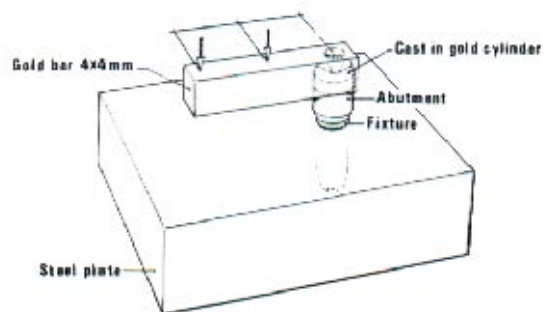


Figura 3.4.5-2. Banco prova momento flettente

Questo tipo di carico, con lo stesso momento flettente, si verifica in ogni parte dell'attacco. La frattura viene stabilita da livelli di carico con 1–2 milioni di cicli. Nelle seguenti figure si vedono bene l'andamento dei carichi nell'impianto.

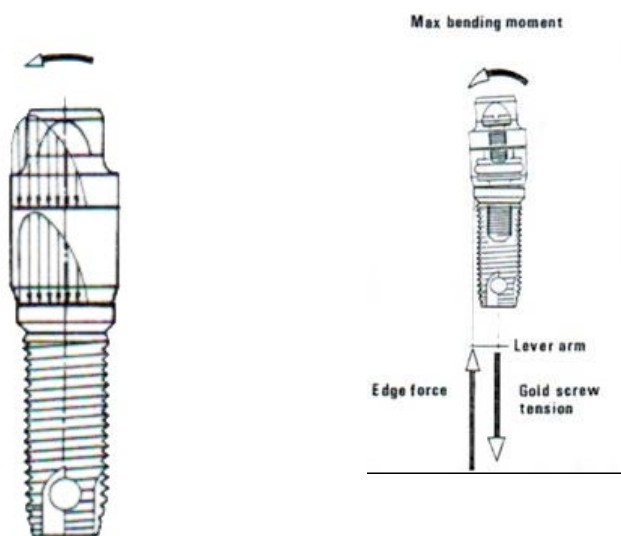


Figura 3.4.5-3. Distribuzione dei carichi sull'impianto

Per minimizzare le conseguenze, quando avvengono fratture del componente, occorre che questa avvenga su un componente cambiabile. Dagli studi riportati si può vedere che l'impianto è il componente più forte per tutte le tre piattaforme. Per l'attacco dell'impianto NP l'impianto è solamente circa il 15% più forte dell'attacco dell'impianto CeraOne, per l'attacco dell'RP il valore corrispondente è circa il 20% e il valore della piattaforma WP è del 200%. Comunque, si deve tener presente che l'impianto è caricato nella sezione più critica e si ha un momento flettente solamente quando si verifica il riassorbimento dell'osso. Questi valori implicano che la frattura dell'impianto non si verifichi mai, anche se non dobbiamo dimenticare che le modalità di carico dell'impianto in situ sono più complesse e le prove simulate non possono mai totalmente riprodurre l'uso clinico a lungo termine della protesi. I risultati di tali prove sono riportati nel diagramma seguente^{(105) (4)}.

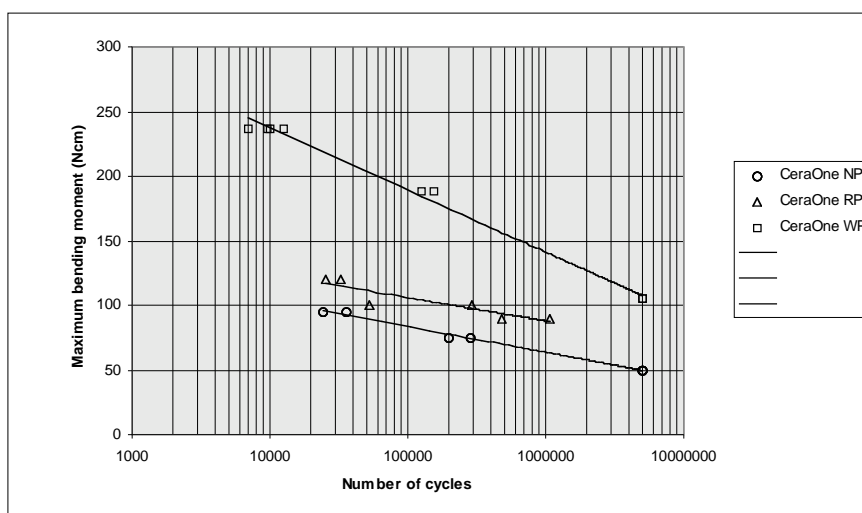


Tabella 3.4.5-1. Curva di fatica dell' impianto CeraOne

3.4.6 Forza richiesta

La forza richiesta per un impianto dentale dipende da un gran numero di fattori che non si conoscono totalmente. Tali fattori sono per esempio la "bite forces" (forza stringente), il tipo di ricostruzione e la relativa geometria della protesi nel cavo orale, il posizionamento e la struttura del pilastro, la posizione ed il numero degli impianti utilizzati. L'impianto clinicamente più documentato è quello di diametro pari a 3,75 [mm], la cui resistenza è adeguata pur se, in qualche caso, si verificano delle fratture. I valori propri di resistenza potrebbero essere considerati come valori di riferimento per un impianto volto ad applicazioni generali, mentre impianti con una minore resistenza meccanica sono accettabili se ne viene limitato l'uso solo ai casi dove i carichi sono

inferiori. Diverse tipologie di test sperimentali sono stati sviluppati da altre case, come ad esempio la ITI e la Astra Tech; in questi test cambia il tipo di simulazione: l'impianto completamente assemblato viene posizionato in una struttura dove ciascuna parte costituente l'impianto completo del suo pilastro, è montata in una barra rigida (Fig. 3.4.6-1).

La filettatura dell'impianto viene avvitata in una metà di una barra, mentre il pilastro viene fissato nell'altro braccio della barra in modo sicuro con un morsetto ad anello; le due parti della barra vengono sistemate su appoggi che permettono a ciascuna sezione di essere sottoposta a momento flettente misurato da una cella di carico montata su una vite guida della macchina per il test.

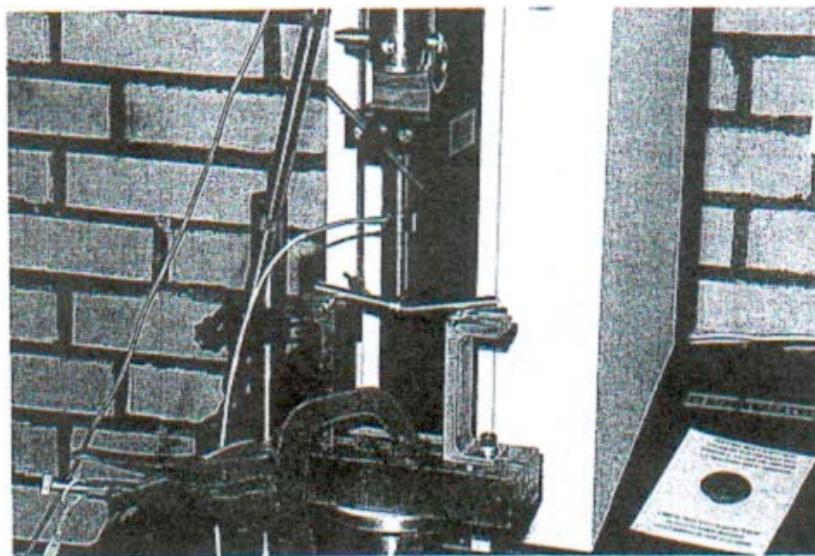


Figura 3.4.6-1. Banco prova impianti Astra Tech

Il punto di applicazione della forza sul morsetto ad anello è scelto, arbitrariamente, ad una distanza pari a 4 [mm] dall'orlo interno della parte cilindrica dell'pilastro.

Il momento M è calcolato con l'equazione seguente:

$$M = (F \times L) / 4$$

Dove:

F è la forza misurata dalla cella di carico in Newton [N]

L è la lunghezza delle due parti combinate della barra, che hanno una lunghezza totale di 100 [mm].

Il momento ha un massimo quando il punto di forza è diretto sull'interfaccia e decresce in maniera lineare quando il punto di forza si distanzia dalla giuntura. Un amplificatore è usato per aumentare il segnale di output dalla cella di carico che ha un range di 0 - 100 [N] e un trasformatore differenziale variabile lineare (LVDT) viene usato per misurare il movimento dei componenti con un'accuratezza di 0,05 [mm], misurato come movimento dell'apparecchiatura di fissaggio per la cella di carico.

Un altro tipo di prova di laboratorio studiata è relativa allo svitamento della vite di ritenzione. Lo scopo di questo studio è quello di valutare la giunzione della vite di ritenzione di un impianto dentale, i suoi micro-movimenti e la fatica dinamica come funzione della variazione del precarico applicato sulla vite dell'pilastro quando questo simula le situazioni cliniche di carico.

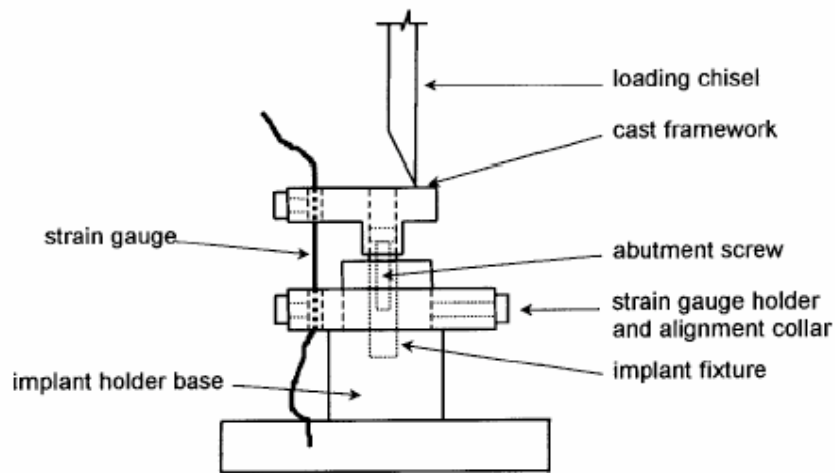


Figura 3.4.6-2. Schema della prova

Il supporto che sostiene l'impianto è costituito da una base volta ad accogliere l'impianto e da un colletto metallico posizionato intorno al pilastro (Fig. 3.4.6-2). Una macchina di collaudo meccanico applica un carico ciclico di compressione che varia tra i 20 ed i 130 [N] con una frequenza di 6 [Hz] sul punto di contatto con la corona dell'impianto; lo sforzo è misurato dall'estensimetro che registra i micro-movimenti dell'interfaccia della vite di ritenzione dopo 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000, e 100.000 cicli ⁽³⁴⁾ ⁽³⁷⁾ ⁽³⁹⁾ ⁽⁸¹⁾.

4 Realizzazione del banco di prova

La permanenza all'interno del cavo orale di un impianto dentale e quella della sua sovrastruttura protesica dipendono da molti parametri che non possono venire simulati totalmente in laboratorio. Il test statico, attraverso le sperimentazioni in vitro molto vicine alla realtà, valida lo studio fatto tramite l'analisi ad elementi finiti relativo alla capacità dell'impianto di resistere a carichi che simulano lo stress masticatorio.

Lo scopo di questo lavoro, associato all'ideazione ed alla realizzazione di un banco prove, è di valutare l'andamento degli stress e degli spostamenti relativi ad un insieme di punti significativi di un impianto dentale già esistente. Tale impianto verrà poi modificato a livello strutturale con possibili suggerimenti che, a partire dai dati sperimentali, tramite l'ausilio dei potenti metodi di elaborazione F.E.A. possano generare miglioramenti a livello di resistenza.

Il test proposto è concepito su un disegno di normativa europea, sottoposto all'attenzione dei membri del CEN ed accettato dalla commissione CEN/TC 55 Dentistry che, comunque, fa riferimento alla normativa internazionale ISO/DIS 14801 del 2001-11-21 sottoposta alla commissione ISO/TC 106/SC 8 (3).

4.1 LA NORMA: ISO / DIS 14801

Il test preso in considerazione, descrive una procedura di collaudo per la determinazione della resistenza a fatica e delle proprietà di durata di singoli impianti dentali endossei, combinati con la loro sovrastruttura protesica. Il lavoro complessivo come previsto dalla norma è equivalente al ciclo di impiego, in situazioni in vivo, pari ad un periodo equivalente alla intera vita della protesi. I requisiti minimi sono stati specificati dall'esperienza di numerosi dati clinici raccolti per tipi di impianti.

Il test prevede l'applicazione di carichi dinamici con andamento di tipo sinusoidale e frequenza che va da un minimo (>) di 2 Hertz [H] ad un massimo (<) di 15 Hertz [H]. Seguendo il protocollo ufficiale, il test deve portare o al fallimento dell'impianto o ad un minimo di 5.000.000 di cicli di lavoro. I valori di carico inizialmente applicati vanno da un minimo di 10 Newton [N] ad un massimo

di 200 Newton [N] a compressione. Requisito fondamentale è mantenere il rapporto tra il valore minimo e massimo della sinusoide, equivalente al 10%.

Alcuni ricercatori hanno misurato le massime forze verticali di chiusura in soggetti adulti, portatori di protesi sostenute da impianti, trovando valori compresi tra i 42 e 412 Newton [N], con una media di 143 Newton [N]. Il carico è applicato per mezzo di una strumentazione specifica per effettuare prove di laboratorio con carichi statici e carichi dinamici tempovarianti. Il protocollo ufficiale del test prevede la costruzione di un supporto, per l'alloggiamento dell'impianto, in modo che l'asse dell'impianto sia inclinato di 30° rispetto all'asse verticale (come indicato in figura 4.1-1.) e la realizzazione di una semisfera per una perfetta distribuzione del carico sull'impianto ^{(99) (54) (45)}.

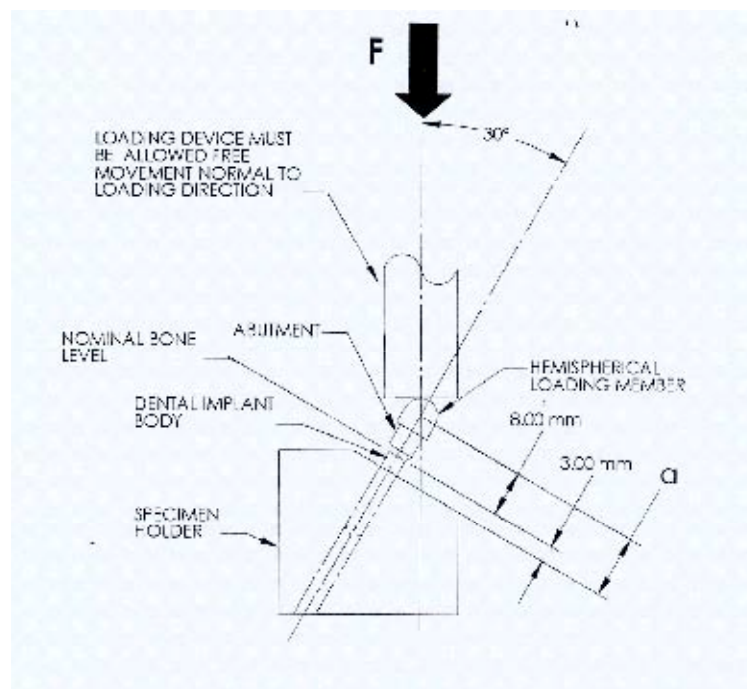
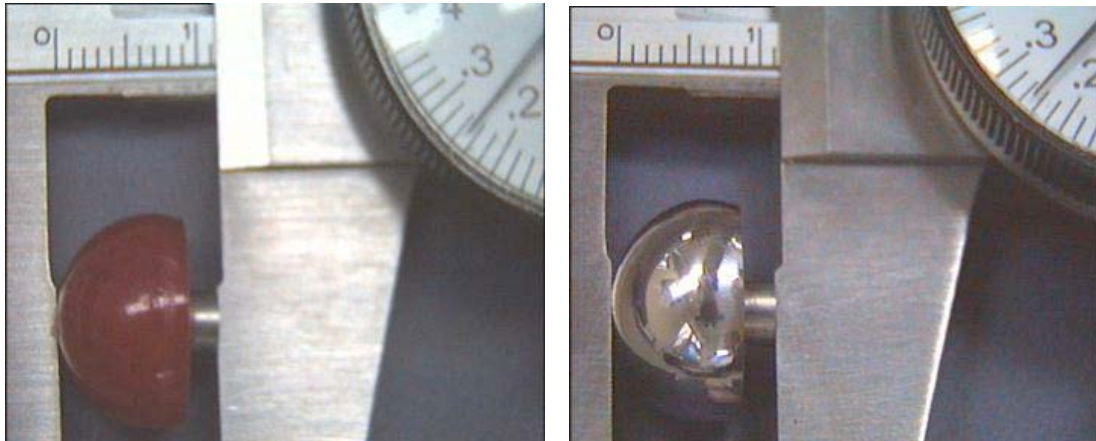


Figura 4.1-1. Schema del piano di lavoro tratto dalla normativa.

4.1.1 Prove meccaniche di deformazione

La prima fase di preparazione al test è stata l'allestimento del banco prova ed il posizionamento del campione nel materiale di supporto. La semisfera è stata realizzata presso un laboratorio odontotecnico specializzato, creando un esemplare in resina autopolimerizzante calcinabile (un tipo di resina che ha la caratteristica di non lasciare residui quando viene portata ad alta temperatura e fatta sciogliere) ed è stato preso come modello, per la superficie esterna, una sfera di un cuscinetto di diametro 13,5 [mm] e, per struttura interna, il pilastro che ci è stato fornito con l'impianto (figura 4.4.1-1).



a. Semisfera in resina

b. Semisfera definitiva in acciaio

Figura 4.4.1-1. Altezza totale della semisfera in resina più il pilastro.

L'elaborazione del tipo di procedura da applicare è stata più difficile che quello della sua realizzazione. Inizialmente si è creata una forma di semisfera colando, intorno alla sfera del cuscinetto, del silicone. A questo punto si è versata della resina calcinabile all'interno del silicone, realizzando così il nostro modello di base. Successivamente, grazie all'ausilio di un tornio micro-meccanico (del tipo usato per lavori di orologeria) si è praticato un foro filettato al centro della sfera e creato un piano di lavoro sul nostro modello (piano inferiore della semisfera). Grazie a questo accorgimento siamo riusciti a posizionare il pilastro al centro della sfera e, successivamente all'allargamento del foro posto al centro, abbiamo fatto gocciolare altra resina dopo aver inserito all'interno del foro il pilastro in modo da adattarlo perfettamente alla semisfera. In totale l'altezza della struttura, che simula il comportamento dinamico di una sovrastruttura dentale, è di 11,25 [mm], distanza necessaria per ottemperare alle richieste fatte dalla bozza di normativa ovvero far cadere il carico al centro della sfera ed esattamente ad una distanza totale di 8 [mm] rispetto al livello osseo nominale. Tramite questo primo modello di semisfera in resina si è riusciti a realizzare una forma in negativo, in materiale refrattario (con espansione necessaria per compensare il ritiro del metallo colato all'interno della forma), della semisfera. Il tipo di acciaio usato è costituito da cobalto, per il 64,5%, – cromo, per il 21,5%, – molibdeno, per il 6%, – tungsteno, per il 6,3%, che presenta un limite di snervamento al 0,2% di 560 [MPa] ed un modulo di elasticità $E = 220$ [Gpa] (figura 4.4.1-2). Solo mediante questo procedimento detto "a cera persa" si è potuto ottenere il pezzo finale che, dopo una pulitura e lucidatura "a specchio", è stato posizionato sul pilastro. Il supporto per l'alloggiamento dell'impianto è stato realizzato su misura presso l'officina meccanica della azienda Meloni s.p.a. con lavorazioni al tornio a controllo numerico secondo la bozza di normativa ISO/DIS 14801.



Figura 4.4.1-2. a. Supporto impianto 30°



b. Impianto inserito nel supporto

Il supporto è interamente in acciaio inossidabile perché offre una maggior rigidezza del sistema; è stato creato, inoltre, un piano inclinato di 30° e, al suo interno, un foro di diametro di 12 [mm] con una distanza lungo l'asse maggiore di 6,35 [mm] dal centro (figura 4.4.1-3). Lo scopo del foro è quello di poter infilare, al suo interno, una specie di "cartuccia" costituita da un tubo in acciaio (C 40) riempito di resina. Sul supporto così costruito, si è provveduto ad eseguire lo smusso necessario a permettere l'installazione del laser a triangolazione bifocale. Trattandosi di una sperimentazione in vitro, l'impianto è inserito in un blocchetto ottenuto con una resina speciale X60 con caratteristiche, in accordo con la normativa ISO/DIS 14801 del 2001.

L' X60 è un composto autopolimerizzante, presenta una parte in polvere ed una liquida definite "componenti A" e "componenti B". Quando il liquido e la polvere sono miscelati tra loro, si attiva il processo di polimerizzazione del composto. Lo svolgimento del processo di polimerizzazione è progressivo e la miscela, inizialmente fluida, accresce la propria viscosità, fino a raggiungere lo stato solido. Terminata la polimerizzazione l' X60 presenta un modulo di elasticità di circa 13000 [MPa] (il valore minimo richiesto dalla normativa ISO/DIS 14801 è di 3000 [MPa]). Realizzata la cartuccia in acciaio viene fatto colare, al suo interno, l' X60 non ancora solidificato. Immediatamente, tramite un trapano a colonna, viene immersa la impianto in modo che questa resti al di fuori della resina per una altezza pari a 3 [mm] misurata dal livello osseo teorico per simulare un ritiro dell'osso dovuto all'inserimento della protesi dentale. Precedentemente era stato fissato sul mandrino del trapano una punta a vite su cui si è avvitato l'impianto in modo da poter controllare la sua immersione.



Figura 4.4.1-2. Immersione dell'impianto nella resina.

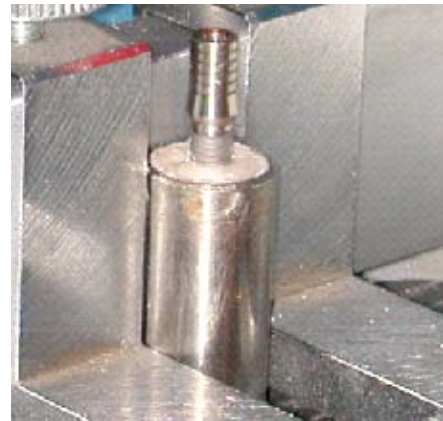


Figura 4.4.1-3. Impianto inserito nel supporto.

Le diverse case produttrici si sono cimentate in un gran numero di test e verifiche atte a convalidare o meno filosofie costruttive al fine di poter affermare con motivata validità le migliori o peggiori performance dei vari impianti commercializzati. L'insieme dei collaudi effettuati può, senza dubbio, esser classificato in base alle due categorie principali di test : a fatica e a deformazione statica. Ogni tipo di prova effettuata deve sempre riferirsi all'esperienza clinica di quel tipo di impianto e deve esser supportata da un insieme di dati attinenti le problematiche cliniche riscontrate. Per quello che concerne i test da noi effettuati la prima fase di preparazione è stata l'allestimento del banco prova ed il posizionamento del campione nel materiale di supporto. Il protocollo prevede la costruzione di un supporto, per l'alloggiamento della impianto ,in modo che l'asse dell'impianto sia inclinato di 30° rispetto all'asse verticale (fig. 4.1-1) e la realizzazione di una semisfera per una perfetta distribuzione del carico sull'impianto. L'ideazione e l'allestimento del banco di prova sono partiti focalizzando l'attenzione in maniera decisa su quella che erano le finalità dello stesso a breve e a lungo termine. Individuati gli obiettivi da raggiungere si è cercato, sfruttando, quando possibile, il materiale già presente in laboratorio, di allestire un sistema che potesse avere come punti di forza i seguenti aspetti:

- La versatilità
- La coMPattezza
- La facilità di controllo
- La possibilità di rendere la misura ripetibile e di facile fruizione.

L'esigenza di rendere il sistema estremamente versatile è nata nel momento in cui si è deciso di allestire un banco che potesse esser utilizzato allo stesso tempo per: test con carichi statici di differente intensità (10,15 20,...., kgf), test con carichi dinamici, test a fatica.

Per ciò che concerne la coMPattezza e la facilità di controllo essi sono stati affrontati con l'intento di poter avere una struttura dotata di un'intrinseca maneggevolezza e fruibile, al limite, da un utente non estremamente esperto una volta apprese le tecniche base riguardanti il caricamento dei provini e l'alloggiamento dei dispositivi di misura all'interno del sistema.

In ultimo, ma non per questo meno importante, si è studiato un banco che potesse permettere una ripetibilità delle misure così da poter rendere il tutto conforme alle comuni aspettative riguardanti i sistemi di misura utilizzati in ambito di ricerca e nel dominio industriale.

Le decisioni riguardanti la scelta della strumentazione da utilizzare sono state prese tenendo a mente:

- il proposito di generare forze facilmente controllabili con spostamenti nell'atto generativo molto bassi (la deformazione massima dei provini è dell'ordine del centinaio di micrometri);
- misurare la forza generata in condizioni di applicazione di carichi statici e dinamici;
- misurare gli spostamenti della struttura con estrema precisione;
- ridurre al minimo le deformazioni degli strumenti nel processo di misura a causa delle esigue deformazioni degli impianti dentali.

Al fine di poter allestire un banco con le specifiche prefissate si sono individuati quattro elementi fondamentali:

- l'attuatore o generatore di forza ;
- la cella di carico
- il laser a triangolazione;
- il dispositivo di coordinazione, ovvero la scheda di acquisizione.

4.2 ANALISI DEGLI STRUMENTI UTILIZZATI

4.2.1 L'attuatore di spostamento: criteri di scelta

L'attuatore è il dispositivo utilizzato per imprimere la forza, possiamo distinguere le seguenti classi comunemente commercializzate ed utilizzate nei più disparati campi della meccanica:

- attuatori idraulici;
- attuatori pneumatici;
- attuatori elettromagnetici;
- attuatori piezoelettrici.

Per quanto ci riguarda la scelta è caduta sull'attuatore di tipo piezoelettrico, essendo caratterizzato dai seguenti elementi:

- elevata compattezza;
- facilità di implementazione ed utilizzazione in sistemi di misura complessi;
- facilità di controllo ed interfacciamento software-hardware;
- possibilità di generare una vasta gamma di carichi statici e tempo-varianti;
- una corsa nell'ordine del centinaio di micrometri da parte del punzone.

L'attuatore piezoelettrico da noi utilizzato è del tipo più comune, ovvero uno stack-actuator, denominato "PZT actuator" per il materiale ceramico con cui è costruito: il plumbum zirconate titanate (PZT), costruito impilando una serie di dischi di materiale ceramico separati da sottili elettrodi metallici e racchiudendo lo stack così ottenuto con una cassa metallica di protezione. Lo spostamento totale reso possibile è dato dalla somma degli spostamenti di ogni singolo disco. Il cui spessore determina il massimo voltaggio ammissibile. Due sono i tipi di attuatori : quelli a basso voltaggio (LVPZT) e quelli ad alto voltaggio (HVPZT). L'attuatore usato è un HVPZT, che necessita di una tensione di circa 1000 V, contro i circa 100 V dei LVPZT, per la totale estensione di 180 μm . Lo spostamento dell'attuatore è regolato dall'equazione:

$$\Delta L = d_{33} n U$$

dove : d_{33} è il coefficiente di deformazione lungo la direzione di sollecitazione [m/V], n è il numero dei dischi, U è il voltaggio applicato [V]

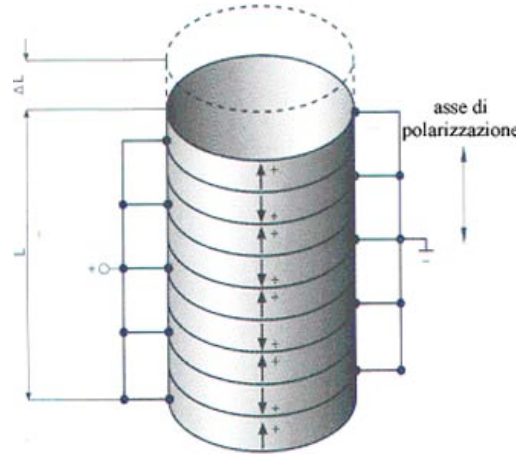
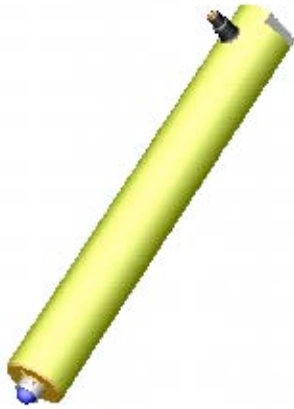


Figura 4.2.1-1. L'attuatore piezoelettrico

Configurazione elettrica dell'attuatore

4.2.1.1 Materiali ceramici PZT: Effetto piezoelettrico

Poiché l'effetto piezoelettrico generato dai materiali naturali come il quarzo, la tormalina, ecc. è molto piccolo sono stati sviluppati materiali ceramici ferroelettrici policristallini come il titanato di bario o il titanato zirconato di piombo (PZT). Questi ceramici ferroelettrici diventano piezoelettrici quando sono polarizzati. I ceramici PZT sono disponibili in molte variazioni e sono tuttora i materiali più usati per le applicazioni di attuatori. Durante la polarizzazione, un intenso campo elettrico (>2000 V/mm) viene applicato al materiale ceramico piezoelettrico, il quale s'espande lungo l'asse del campo elettrico e si contrae perpendicolarmente a tale asse e i "domains" (domini), gruppi di celle unitarie con la stessa orientazione di polarizzazione e deformazione, si allineano. Quando il campo è rimosso, i dipoli elettrici stanno allineati irregolarmente ma non completamente. Quando, in seguito, è applicato un voltaggio ai materiali piezoelettrici polarizzati, gli ioni nelle celle unitarie sono spostati e i "domains" cambiano il loro grado di allineamento. Il risultato è un corrispondente cambiamento delle dimensioni (espansione o contrazione) del materiale PZT.

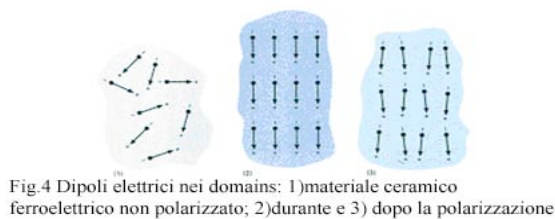


Figura 4.2.2-1. Attuatore Piezoelettrico

4.2.1.2 Caratteristiche statiche e dinamiche

Lo spostamento di un attuatore piezoelettrico è basato sullo spostamento ionico e sull'orientazione delle celle unitarie, la risoluzione dipende, quindi dal campo elettrico applicato ed è teoricamente infinita. Piccole variazioni nel voltaggio vengono convertite in infinitesimi spostamenti. Poiché lo spostamento è proporzionale al voltaggio applicato, la risoluzione ottima non può essere raggiunta con sorgenti rumorose e voltaggi instabili. Il rumore dell'amplificatore influisce direttamente sulla stabilità della posizione dell'attuatore per cui bisogna conoscere il valore: se il rumore incide in una banda di frequenza lontano dalla frequenza di risonanza del sistema meccanico, l'influenza sulla risoluzione e sulla stabilità meccanica può essere trascurata, se coincide con la frequenza di risonanza ciò avrà un'influenza più significativa sulla stabilità del sistema. I materiali ceramici possono sopportare pressioni dell'ordine di poche centinaia di MPa prima di rompersi, ma non si deve raggiungere tale valore nelle applicazioni pratiche per il pericolo di una depolarizzazione, anche a pressioni del 20% - 30% del limite meccanico; per il nostro strumento, la capacità di carico sopportabile in compressione è di 10000 N, mentre a trazione il limite è del 5% -10% più basso. Le forze di taglio devono essere isolate dall'attuatore con dispositivi esterni per l'incapacità di resistere a forze di taglio superiori ad 1 N/mm². La massima forza che un attuatore può generare dipende dalla sua rigidezza e dallo spostamento massimo. Vale la relazione:

$$F_{\max} = K_T \cdot \Delta L_0$$

dove : ΔL_0 è il massimo spostamento nominale senza forza esterna [m], K_T è la rigidezza dell'attuatore[N/m].

Se la rigidezza del supporto o del provino è minore di quella dell'attuatore la F_{\max} non può essere generata. Vediamo ora più in dettaglio quelle che sono le caratteristiche dinamiche dell'attuatore.

Ogni volta che cambia il voltaggio l'elemento piezoelettrico cambia dimensioni. A causa dell'inerzia della massa (sia dell'attuatore che di ogni altra massa aggiuntiva), un rapido cambiamento genererà una forza attiva sul PZT. Il valore della massima forza che può essere generata dinamicamente è uguale a quello della massima forza in condizioni statiche. Le forze di trazione devono essere compensate da un precarico meccanico dentro o fuori dell'attuatore che permettano di prevenire il danneggiamento del materiale ceramico. Il precarico dovrebbe essere circa il 20% del carico limite in compressione e può essere dato con molle aventi una rigidezza di 1/10 della rigidezza del piezoelettrico. In operazioni sinusoidali con frequenze f e ampiezza $\Delta L/2$, i picchi sono espressi da:

$$F_{\text{din}} = \pm 4\pi^2 m_{\text{eff}} (\Delta L/2) f^2$$

Dove:

F_{din} è la forza dinamica [N];

m_{eff} è la massa effettiva [kg];

Δl è lo spostamento picco-picco [m];

f la frequenza.

Quando si sceglie una frequenza a cui operare vanno sempre tenute in considerazione le forze massime ammissibili. Per quello che riguarda la frequenza di risonanza, essendo ricavabile come per un semplice sistema massa-molla, è funzione della rigidezza e della massa effettiva. La frequenza di risonanza che si ricava dai dati tecnici della casa costruttrice è riferita al caso in cui esso sia scarico con una base rigidamente attaccata ad un banco. In un sistema massa molla ideale la frequenza di risonanza è data da:

$$f_0 = (1/2\pi) \sqrt{K_T / m_{\text{eff}}}$$

La massa effettiva m_{eff} è circa 1/3 della massa dell'attuatore. A causa però di un comportamento elastico non ideale il risultato teorico della formula non combacia esattamente col comportamento reale nel caso in cui vengano generati segnali ad elevata ampiezza.

4.2.1.3 Norme per il montaggio dell'attuatore.

Per ottenere le massime performance e una maggiore durata dell'attuatore bisogna rispettare le seguenti norme di utilizzo:

- deve essere caricato solo assialmente, le forze inclinate e di taglio devono essere eliminate con l'utilizzo di sfere o estremità flessibili;
- senza molla interna di precarico l'attuatore è sensibile a forze di trazione, si richiede l'uso di una molla esterna per applicazioni che richiedono elevate forze di trazione (funzionamento dinamico, grossi carichi ecc.).
- la massima torsione ammissibile alla base superiore può essere vista nella tabella dei dati tecnici e non deve essere superata, è appropriato quindi l'uso di un misuratore di torsione applicato alla base superiore.

Con l'installazione tra due piatti è raccomandato l'uso di una sfera per eliminare le forze inclinate e quelle di taglio.

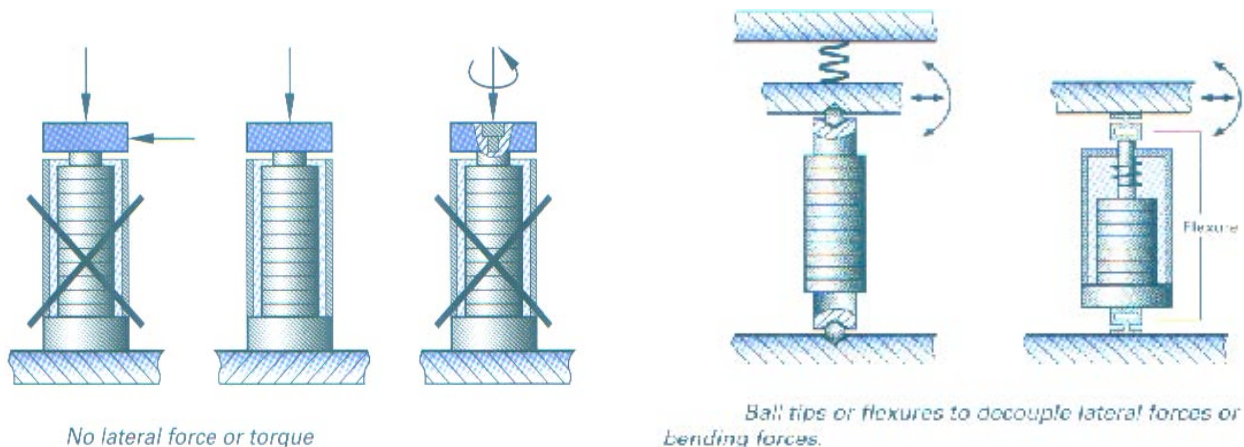


Figura 4.2.4-1. Schema di installazione per l'attuatore piezoelettrico.

4.2.2 La cella di carico

Per poter misurare la forza applicata sull'impianto ci si è serviti di un trasduttore di forza. Tra i trasduttori di forza utilizzati comunemente nel campo misuristico le classi principali risultano essere quelle :

- dei trasduttori di forza resistivi;
- dei trasduttori di forza piezoelettrici.

- I primi sono caratterizzati dalle seguenti proprietà:
- bassi costi e facilità realizzativa;
- utilizzabili sia in campo statico che in campo dinamico;
- facilità di controllo e di utilizzo;
- elevata deformabilità;
- ingombri elevati.

Gli elementi della seconda classe sono distinguibili per: Costi più elevati; Ottimi per misure dinamiche. Per utilizzi in campo statico devono prevedere un sistema di disaccoppiamento; Facilità di controllo e di utilizzazione; Dimensioni ridotte ed elevata rigidità;

Il fatto che questi ultimi sensori a parità di condizioni risultino estremamente rigidi e di gran lunga più compatte rispetto alla classe precedente, associato al fatto che collegati ad un sistema di disaccoppiamento consentano una facile indagine sia nel dominio dei carichi statici che nel dominio dei carichi dinamici, ci ha portati ad optare per una cella di tipo piezoelettrico: modello 201B03 accoppiata ad un condizionatore di segnale modello 442B06 entrambi della PCB Piezotronics.

Il sensore utilizzato nella prova (ICP Quartz Force Rings – Modello 201B03) lavora con un condizionatore di segnale (Modular Style Signal Conditioner – Modello 442B06). Questo serve a fornire un'alta impedenza all'uscita della cella di carico, impedendo così una rapida degradazione del segnale, e una bassa impedenza all'uscita del condizionatore stesso così da poter utilizzare il segnale per l'analisi e la registrazione del fenomeno osservato. L'impiego del condizionatore ha come scopo anche la minimizzazione della corruzione del segnale dovuta all'influenza del rumore esterno. In secondo luogo il condizionatore include: amplificazione, normalizzazione, filtraggio, livellamento e altre funzioni richieste dalle specifiche applicazioni. Il nostro sistema di misura è rappresentabile nella seguente maniera:

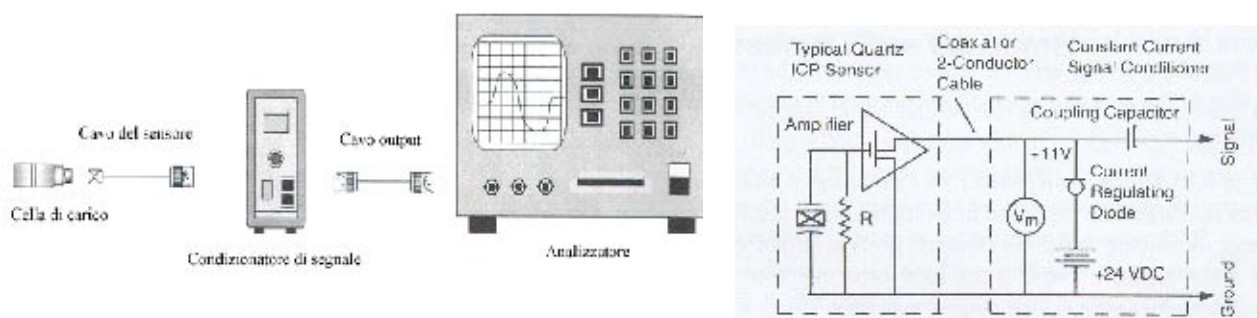


Figura 4.2.5-1. Catena di misura per la valutazione delle forze in gioco

Dovendo eseguire un insieme di misure in campo quasi statico e dovendo analizzare segnali a bassa frequenza si è reso necessario l'utilizzo di un accoppiamento DC del sistema per prevenire una rapida attenuazione del segnale proveniente dalla cella. Il condizionatore di segnale AC/DC è stato inserito nel sistema con questa esplicita finalità. La regola empirica per queste misure è quella che la perdita di segnale in uscita e il tempo trascorso dopo il primo 10% della DTC hanno approssimativamente una relazione uno a uno. Se il sensore ha una DTC di 500 secondi, dopo i primi 50 secondi, il 10% del segnale originale sarà decaduto. Per un'accuratezza dell'1% i dati dovrebbero essere presi nel primo 1% della DTC. Se fosse accettabile un'accuratezza dell'8% le misure potrebbero essere prese fino all'8% della DTC e così via. La figura seguente mostra tutto ciò.

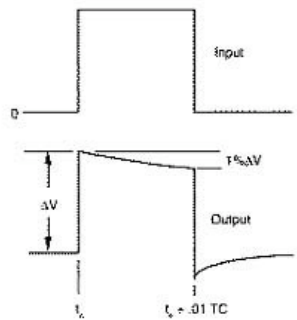


Figura 4.2.5-2. Relazione tra segnale in ingresso e caduta del valore.

Lasciato invariato, il segnale decadrà naturalmente verso zero. Questo prenderà approssimativamente 5 DTC. Si può notare che dopo che è stato rimosso il segnale in ingresso, l'uscita scende sotto la linea di riferimento. Questo valore negativo è lo stesso valore che è decaduto dal segnale originale (mostrato come 1% in figura).

4.2.3 Installazione cella di carico

La caratteristica unica di questo tipo di sensori è quella di avere un foro centrale attraverso il quale è stato possibile collegarsi con gli altri elementi del banco, questo sensore è costruito con lisci piatti di quarzo paralleli sigillati ermeticamente e circondati da acciaio inossidabile. La sua struttura e i materiali utilizzati per la costruzione permettono l'utilizzo in applicazioni con cicli ripetitivi e con carichi sia statici che dinamici. In figura abbiamo rappresentato il montaggio da noi eseguito.

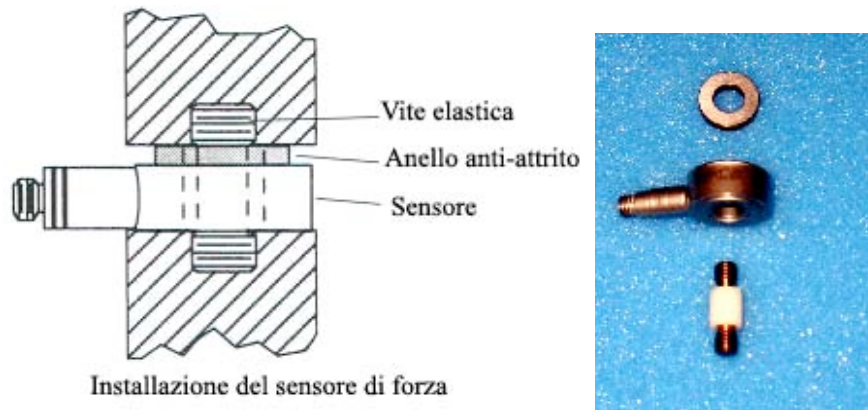


Figura 4.2.6-1. schema di installazione della cella di carico piezoelettrica

Si riportano alcune caratteristiche salienti del condizionatore di segnale utilizzato (di cui si è già trattato), ponendo l'attenzione sul fatto che dei tre guadagni disponibili, si è utilizzato quello medio, il X10.



Model Number	442B06
Style	ICP™ Sensor AC/DC coupling
Channels	1 channel
Sensor excitation (1)	24 volt, 1 to 20 mA
Gain (each channel)	x1, x10, x100
Charge sensitivity	N/A
Low frequency response	DC
High frequency response (5%)	100 kHz
Broadband noise (at unity gain)	12.5 µV rms
Power required	100 to 240 VAC 50 to 60 Hz
Input/output connectors	BNC/BNC
Size (height x width x depth)	6.2 x 4.25 x 10.2 in (15.7 x 10.8 x 26 cm)
Weight	5.0 lb (2.3 kg)

Figura 4.2.6-2. Condizionatore di segnale per la cella di carico: caratteristiche tecniche.

4.2.4 Il sensore ottico di spostamento

L'elemento di indagine con cui abbiamo potuto verificare le deformazioni è stato il sensore laser a triangolazione, strumento di misura composto dalle seguenti parti:

- testa del sensore

- unità elettronica di controllo, tramite la quale è possibile verificare se lo spot del laser si trova ad una distanza adeguata per una corretta misura,
- cavo di collegamento tra la testa e il controller,
- gruppo di alimentazione,
- cavo di connessione alla terminaliera del PC di gestione e controllo.

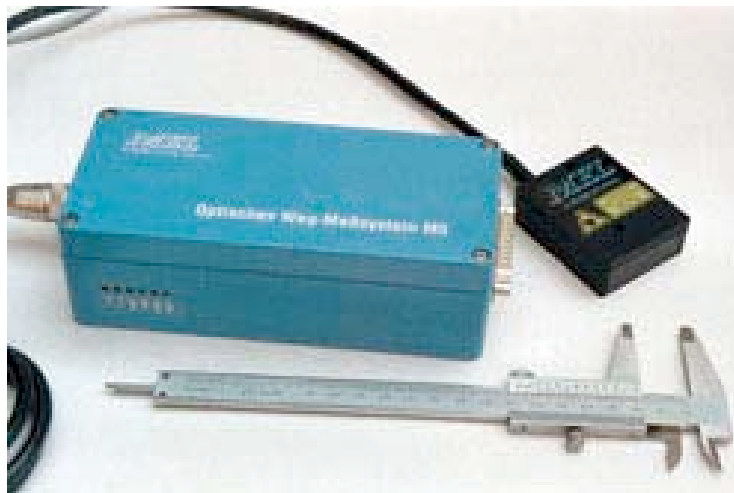


Figura 4.2.7-1. Sensore di misura laser a triangolazione.

Lo strumento consente di ottenere misure dimensionali attraverso un fascio di luce Laser emesso dalla testa: l'immagine del punto luminoso diffuso dalla superficie si forma su di un fotodiodo, in posizione diversa in funzione della distanza della superficie stessa. Tale differente posizione viene tradotta dal fotodiodo stesso in un segnale elettrico, che viene inviato attraverso il cavo di collegamento al controller che lo trasforma in una tensione (secondo un opportuno fattore di scala), utilizzata in fase di elaborazione del segnale tramite la scheda di acquisizione.

Testa del sensore, controller e cavo di collegamento costituiscono uno strumento di misura già utilizzabile semplicemente disponendo di un supporto per la testa del sensore e di un dispositivo atto a rilevare la differenza di potenziale in uscita. Il controller non è predisposto per un sistema di raccolta dati automatico, ma è dotato di un'uscita analogica del segnale elettrico proveniente dalla testa del sensore: si tratta di un segnale di cui si conosce il rapporto [mm/Volt] e quindi immediatamente sfruttabile grazie alle caratteristiche di calibrazione del sensore o implementate in una catena di misura come la nostra.

4.2.5 Principio di funzionamento del sensore ottico

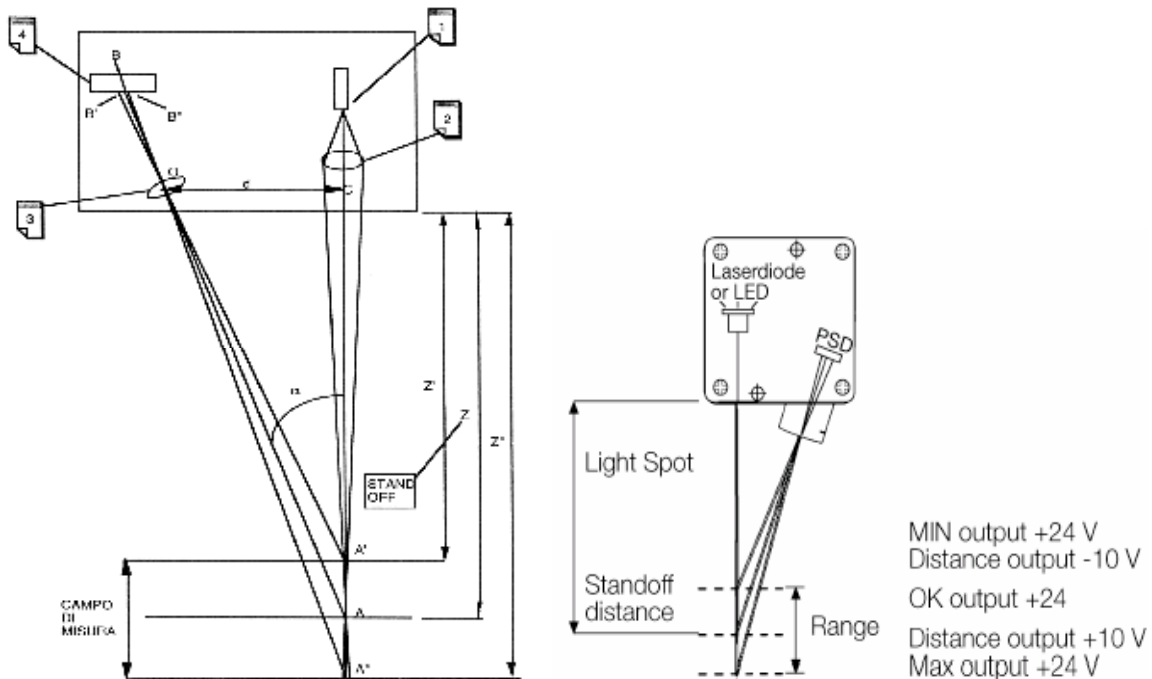


Figura 4.2.8-1. Schema di funzionamento del sensore laser a triangolazione

Con riferimento alla figura riportata si ha: la sorgente (1) emette un fascio di luce che attraversa la lente (2), la quale lo mette a fuoco nel punto A alla distanza Z. Il punto A appartiene ad una superficie che per ora consideriamo perpendicolare al fascio di luce emesso dalla sorgente: da tale punto la luce viene diffusa in tutte le direzioni dello spazio ed una parte di essa viene raccolta dalla lente (3) che la mette a fuoco nell'elemento sensibile (4) nel punto B, formando su di esso l'immagine del punto A.

Quando il fascio di luce, emesso dalla sorgente, raggiunge una superficie posta ad una distanza diversa dalla precedente, ad esempio quella che contiene il punto A' o quella che contiene il punto A'', la sua immagine si forma sull'elemento sensibile in un punto diverso dal precedente, ad esempio in B' (corrispondente ad A') o B''(corrispondente ad A'').

L'elemento sensibile, denominato PSD (Position Sensing Detector), converte queste posizioni in segnali elettrici ed attraverso le leggi dell'ottica geometrica e del PSD stesso si ottengono le misure di distanza. Così al punto A corrisponde il punto B sul PSD che ne è l'immagine e la cui intensità luminosa produce un segnale elettrico che, opportunamente trattato, fornisce il valore della distanza Z (analogamente ai punti A' ed A'' sono associati i punti B' e B'' ai quali corrispondono rispettivamente le distanze Z' e Z''). Con semplici considerazioni trigonometriche è possibile legare le distanze Z, Z', Z'' ai parametri geometrici del sensore.

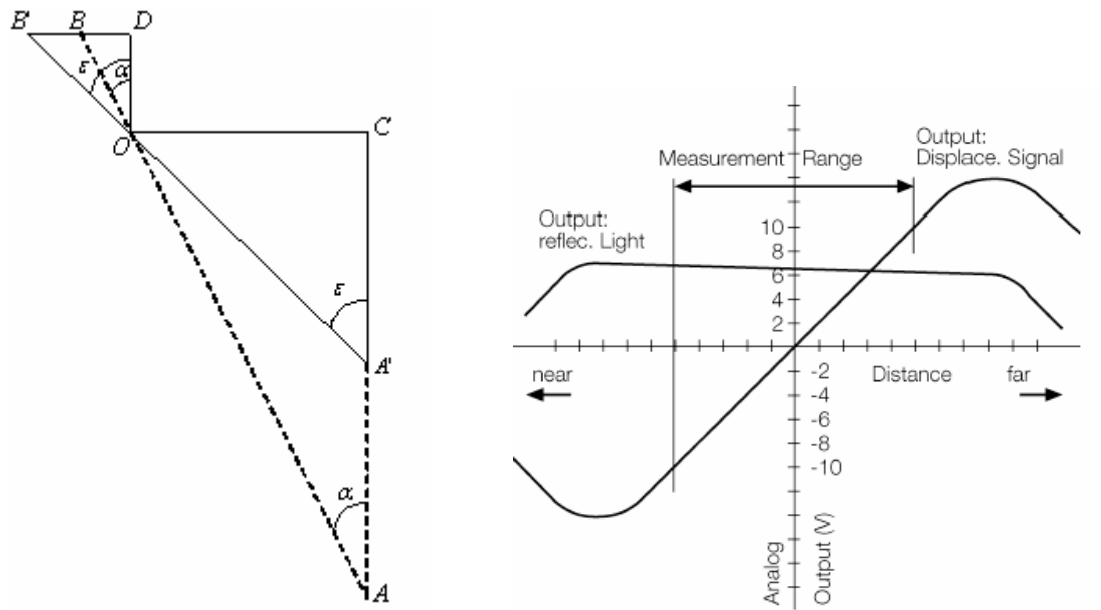


Figura 4.2.8-2. Sensore laser a triangolazione e range di misura

Osservando la figura , si ha per la distanza $Z' = A'C$

I due triangoli $A'CO$ e ODB' sono simili per cui vale la relazione :

$$\frac{A'C}{DO} = \frac{OC}{B'D} \quad (1)$$

E ponendo $BO = b$ ed $OC = d$ si ha $DO = b \cos \alpha$. Essendo $B'D = B'B + BD = BB' + b \sin \alpha$ otteniamo sostituendo alla (1):

$$Z' = A'C = \frac{d \cdot b \cdot \cos \alpha}{BB' + b \cdot \sin \alpha}$$

La relazione appena scritta riguarda i componenti ottici del sensore a triangolazione ma, come abbiamo detto, un elemento essenziale per il suo funzionamento è il PSD. Si tratta in pratica di un fotodiode ad effetto laterale, cioè di un componente elettro-ottico simile ad un normale fotodiode, e quindi in grado di convertire l'intensità luminosa in una corrente elettrica.

Il fascio di luce incidente (la radiazione elettromagnetica) raggiunge la superficie del PSD generando le due fotocorrenti I_1 ed I_2 che vengono raccolte da due elettrodi e portate all'unità elettronica di condizionamento per la conversione in una misura di distanza.

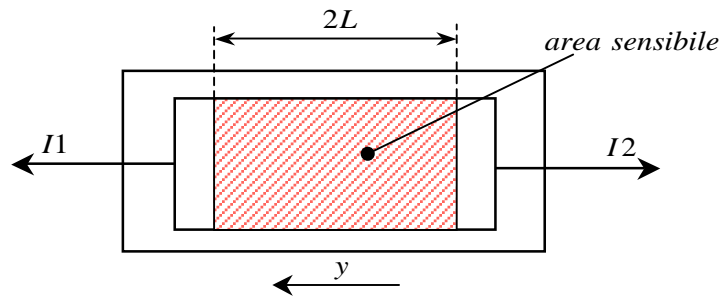


Figura 4.2.8-3. Particolare della struttura del sensore.

Importante, ai fini del funzionamento desiderato del PSD, è il fatto che le due fotocorrenti I_1 ed I_2 dipendono dalle distanze dai due elettrodi del punto sulla sua superficie in cui arriva il fascio luminoso (luogo dove si liberano gli elettroni), secondo la relazione

$$\frac{y_i}{L} = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$$

Le due correnti I_1 e I_2 sono inversamente proporzionali alla distanza dei rispettivi elettrodi dal centro della distribuzione dell'intensità luminosa incidente sul PSD. Al variare della posizione di tale punto variano proporzionalmente le intensità delle due correnti e, quindi, la tensione in uscita, ovvero il segnale dal quale estrarre l'informazione dimensionale effettuata con il principio della triangolazione.

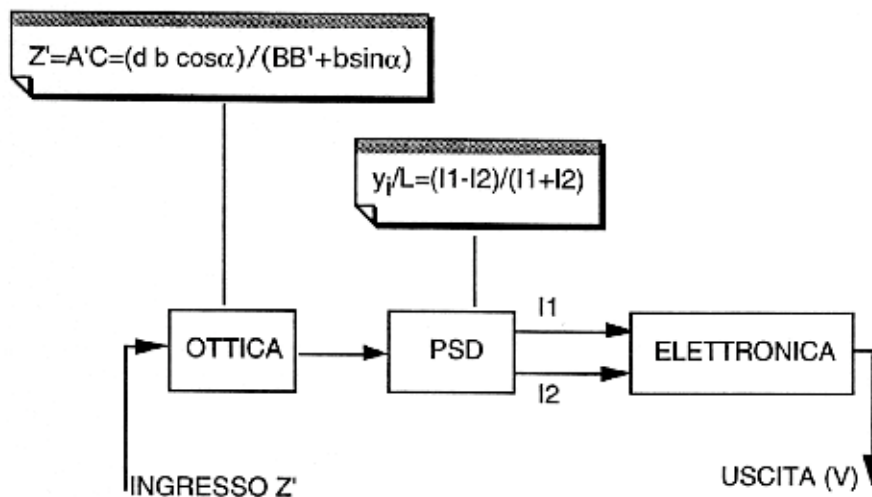


Figura 4.2.8-3. Schema di funzionamento del sensore laser a triangolazione

La risoluzione e l'accuratezza dipendono dalle dimensioni del punto luminoso formatosi sul PSD, e per questo motivo si usa una sorgente laser con la quale si possono ottenere fasci luminosi di diametro molto piccolo. Inoltre la sensibilità del PSD dipende dalla lunghezza d'onda della radiazione elettromagnetica: nel nostro caso la sorgente laser adottata ha una lunghezza d'onda pari $670 \mu\text{m}$ (corrispondenti nel campo del visibile al colore rosso). La sensibilità del PSD è data dal rapporto tra l'intensità della fotocorrente generata e l'energia associata alla radiazione

elettromagnetica che arriva sul PSD stesso (A/W): affinché sia minima la quantità di radiazione persa per riflessione sulla superficie del PSD, lo si riveste di materiale antiriflesso. La sensibilità statica del sensore non dipende dalla intensità della luce riflessa ma dalla posizione del punto luminoso che si forma sul PSD, ed è poco influenzata dalle caratteristiche ottiche della superficie oggetto di misura che non rappresentano così, con le loro variazioni, ingressi interferenti e modificatori. Si ha invece influenza delle caratteristiche ottiche delle superfici sulla risoluzione e sulla risposta dinamica, poiché in questi casi c'è dipendenza dalla intensità della luce riflessa. La luce ambiente influenza il funzionamento del PSD rappresentando un ingresso indesiderato: si elimina il problema modulando la sorgente laser e adottando un filtro passa-banda i (successivamente l'elettronica demodula il segnale elettrico). Notiamo che la temperatura rappresenta un ingresso modificatore per il sensore. Il PSD è un semiconduttore e, quindi, non segue la legge di Ohm: la sua resistività varia con la temperatura ed il manuale d'uso del sensore riporta i valori della deviazione termica in funzione della temperatura.

4.2.6 Caratteristiche tecniche del sensore ottico

La ditta costruttrice è la "MEL MIKROELEKTRONIK GMBH", il modello utilizzato è identificato con la sigla "M52L/4. Si ponga particolare attenzione al campo di misura dello strumento e al fatto che lo stesso sia dotato di due ottiche di ricezione così da poter supplire al parziale o totale oscuramento di una di esse.

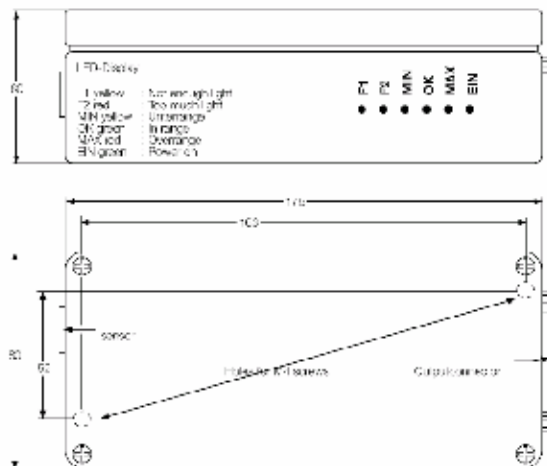
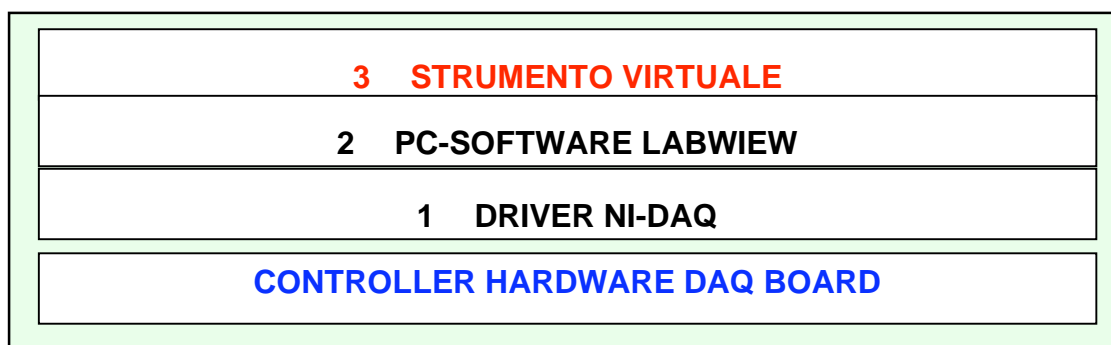
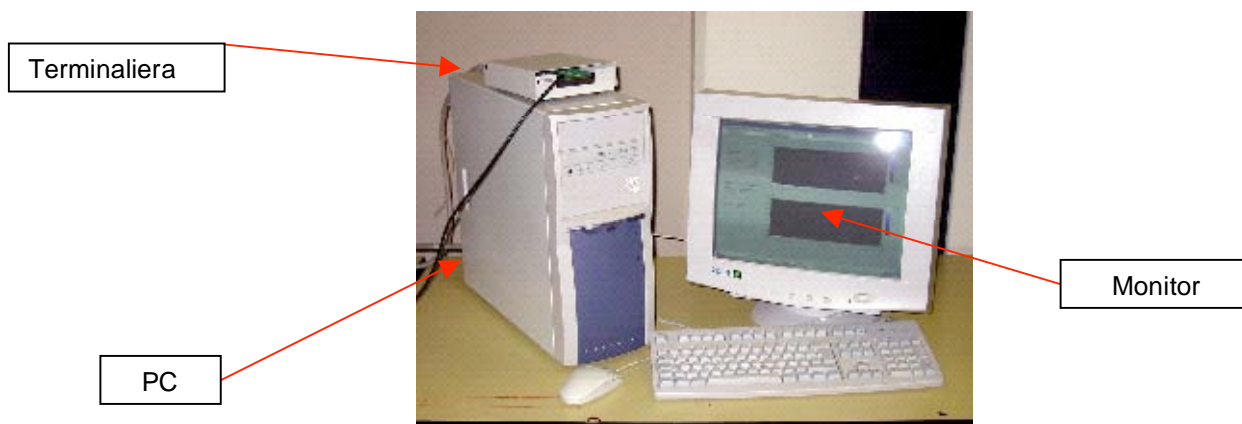


Figura 4.2.9-1. Elettronica di controllo e gestione dello strumento laser.

4.2.7 Sistema di generazione e acquisizione dei segnali

Le misure di deformazione degli impianti analizzati sono state eseguite grazie all'ausilio del banco precedentemente illustrato e alla strumentazione descritta . Il laser, necessario per acquisire informazioni sugli spostamenti, l'attuatore, impiegato per generare una forza e la cella di carico utilizzata per controllare l'entità della forza generata, sono stati coordinati grazie all'ausilio di una scheda di acquisizione della "National Instrument" coadiuvata ad una terminaliera dotata di due canali in entrata a cui erano collegati il laser, tramite le uscite del controller, e la cella di carico, per mezzo del condizionatore ad essa associato ed un canale in uscita , abilitato alla generazione di una tensione compresa tra 0 e 10 Volt, allacciato all'amplificatore dell'attuatore. In pratica il banco da noi realizzato si è avvalso dei moderni sistemi di acquisizione e generazione dei segnali. Introducendo il cosiddetto strumento virtuale (vedi schema) è stato possibile coordinare l'intera strumentazione utilizzata tramite PC, in questo modo si sono potute controllare tutte le operazioni tramite il monitor grazie all'ausilio di un software che permettesse di ricreare tutti i comandi : di accensione ,impostazione ,spegnimento e salvataggio dati.



Lo strumento virtuale può essere pensato suddiviso nei seguenti elementi funzionali:

- SCHEDA DAQ : sistema di acquisizione multicanale e sistema di generazione bicanale;
- BOX CONNESSIONE : elemento che interfaccia i trasduttori e la scheda DAQ;
- PC: permette la gestione dello strumento virtuale;
- SOFTWARE : progettato e realizzato in ambiente LABVIEW.

La scheda che abbiamo utilizzato è una PCI-6071 appartenente alla famiglia PCI-E del tipo Plug&Play; è una scheda dotata di convertitore A/D a 12 Bit e di convertitore D/A a 12 Bit. Essa ha notevoli funzioni che riguardano principalmente le procedure per la generazione e l'acquisizione di segnali analogici essendo collegata direttamente al box di connessione da cui riceve i segnali provenienti dai trasduttori. Questa scheda è completamente coMPatibile con i bus locali PCI e ciò permette al sistema del PC di effettuare automaticamente tutte le configurazioni richieste senza che ci sia alcuna interazione da parte dell'utente.

Gli ingressi (Analog Input) sono facilmente configurabili tramite il software di applicazione (NIDAQ) destinato a gestire la scheda per le nostre applicazioni si è scelto l'assetto differenziale.

Per quanto riguarda l'uscita (Analog Output), questa scheda assicura due uscite in tensione a 12 bit; il riferimento può essere interno o esterno (EXTREF), di tipo bipolare o unipolare ; per quello che ci compete è stato utilizzato un unico canale in uscita che ci ha permesso di generare tensioni da 0 a 4 Volt.

La scheda di acquisizione è interfacciata con i trasduttori per mezzo di un box di connessione. La terminaliera presenta al suo interno delle morsettiere in cui si realizzano fisicamente i collegamenti, il numero di questi dipende dal tipo di scheda, ad esempio la PCI-6071 ne presenta 100.

Particolare attenzione vogliamo porre sul collegamento ad un ground comune della terminaliera degli strumenti in ingresso per tagliare in maniera significativa gli ingressi interferenti dovuti a possibili riferimenti a terra diversi tra gli stessi.

La caratterizzazione completa della scheda è riportata sinteticamente di seguito:

ANALOG INPUT

Numero di canali.....64 singoli o 32 differenziali

Risoluzione.....12 Bit

Frequenza max di campionamento.....1,25 MHz

Tensione massima..... ± 10 V

ANALOG OUTPUT

Numero di canali.....2

Risoluzione.....12 bit

Frequenza max di camp.....1Mhz (1 can.) 600 KHz (2 ch.)

Range ± 10 V

(NI-Daq è il software che permette di interfacciare l'ambiente di programmazione in uso, ad esempio LabVIEW con l'hardware di acquisizione dati e di condizionamento dei segnali . questo software garantisce la Measurement Intelligence, ovvero la completa integrazione tra l'hardware e il software di misura che consente di semplificare la configurazione e migliorare la qualità dei risultati.) Per ottimizzare il modello virtuale deve esser introdotto un ulteriore elemento: il linguaggio di programmazione. Il linguaggio da noi utilizzato è il LabVIEW, si tratta di un ambiente grafico di sviluppo rivoluzionario con funzionalità incorporata di acquisizione dati, controllo degli strumenti, analisi di misura e dati di presentazione. Il software sviluppato è stato concepito al fine di assolvere le seguenti importanti funzioni:

- Generazione di un opportuno segnale da inviare all'unità di controllo dell'attuatore al fine di poter simulare carichi statici e dinamici;
- Acquisizione dei segnali provenienti dalla cella di carico e dal laser;
- Salvataggio dei dati acquisiti in appositi file (.txt) al fine di avere una successiva elaborazione con altri supporti informatici.

4.3 ASSEMBLAGGIO DEL BANCO DI PROVA

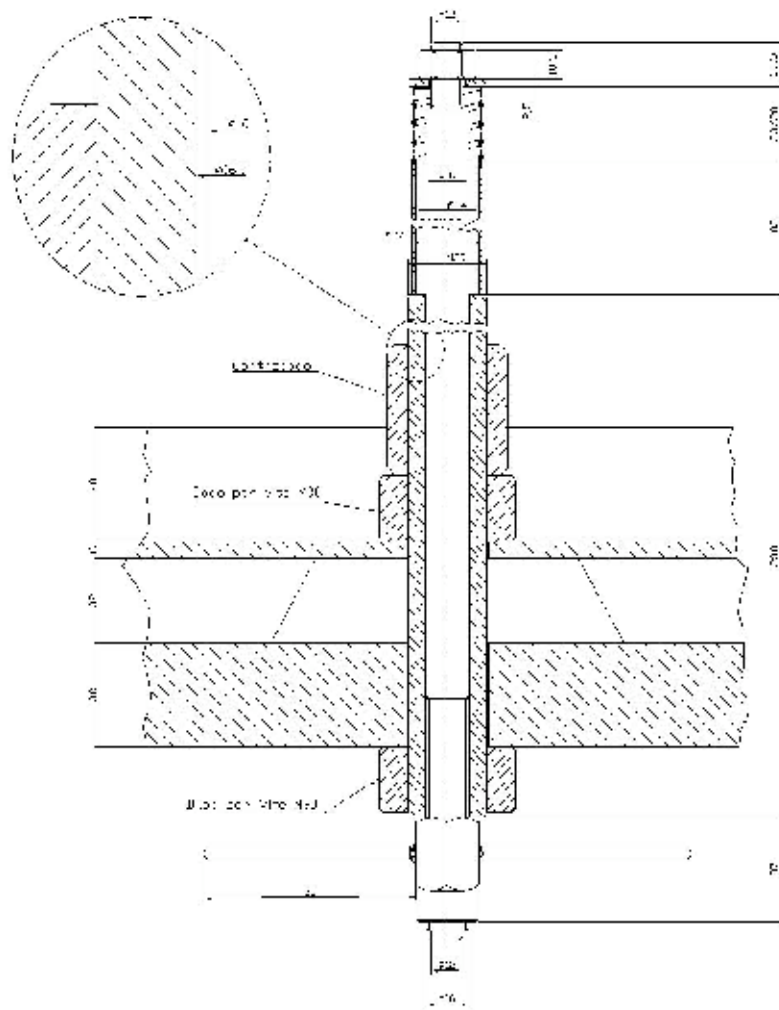
Il banco utilizzato è stato allestito utilizzando un'intelaiatura, composta da un'ampia base metallica e da un ponte saldato alla base stessa.



Figura 4.3-1. Visione complessiva del banco di prova

Sulla parte superiore dell'intelaiatura sono stati utilizzati i due fori già presenti, dotati di tolleranze estremamente strette riguardo l'ortogonalità rispetto alla base, per poter alloggiare e guidare un albero filettato che ci ha permesso di muovere assialmente il sistema sottostante composto da cella e attuatore. Sulla parte superiore dell'albero è stato montato, appoggiato al sistema a vite sottostante, un cilindro cavo della lunghezza di 102 mm e diametro medio di 25 mm costruito in materiale Fe 380 , sopra di questo è stata alloggiata una molla elicoidale del diametro di 25 mm della lunghezza di 28 mm circa (scarica), all'estremità superiore della molla è stata montata una coppia dado-rosetta per vite M12 avvitata all'estremità dell'albero filettato. Il complesso di questi elementi ci ha permesso di rendere minimi i problemi riguardanti gli attriti, i giochi e le inerzie nel momento in cui l'attuatore si fosse trovato ad operare. Un problema è stato quello di rispettare a pieno le esigenze dell'attuatore da noi scelto. Lo stesso in effetti, come già illustrato, non è in grado di sopportare forze laterali superiori a 1 N/m. Per supplire al fatto le filosofie di assemblaggio da adottare per non incappare in problemi di carichi laterali erano le seguenti:

- Montare l'attuatore in modo tale che, utilizzando un sistema labile quale il pendolo al primo carico laterale l'attuatore si potesse svincolare automaticamente non risentendo così di possibili momenti flettenti;
- Costruire un terzo arco dotato di apposita guida, coassiale all'albero sovrastante all'interno della quale alloggiare un punzone spinto dall'attuatore montato nella parte sovrastante della struttura.



ESSENAIUMPL		ESSECE		SCALA	
TITO II		TIT. FRANGE		Cilindri senza indicazione di tolleranza	
SISTEMA DI MOVIMENTO					
TATA	ESSECE	ESSECE	TIT. FRANGE		

La seconda soluzione sarebbe stata la più complessa da realizzare e avrebbe senza ombra di dubbio richiesto una progettazione ed una realizzazione ex novo dell'intera struttura. D'altro canto avrebbe costituito un insieme meno labile e più affidabile durante i test. Abbiamo quindi scelto di realizzare la prima soluzione, pratica e facile, anche utilizzando le macchine presenti in officina.

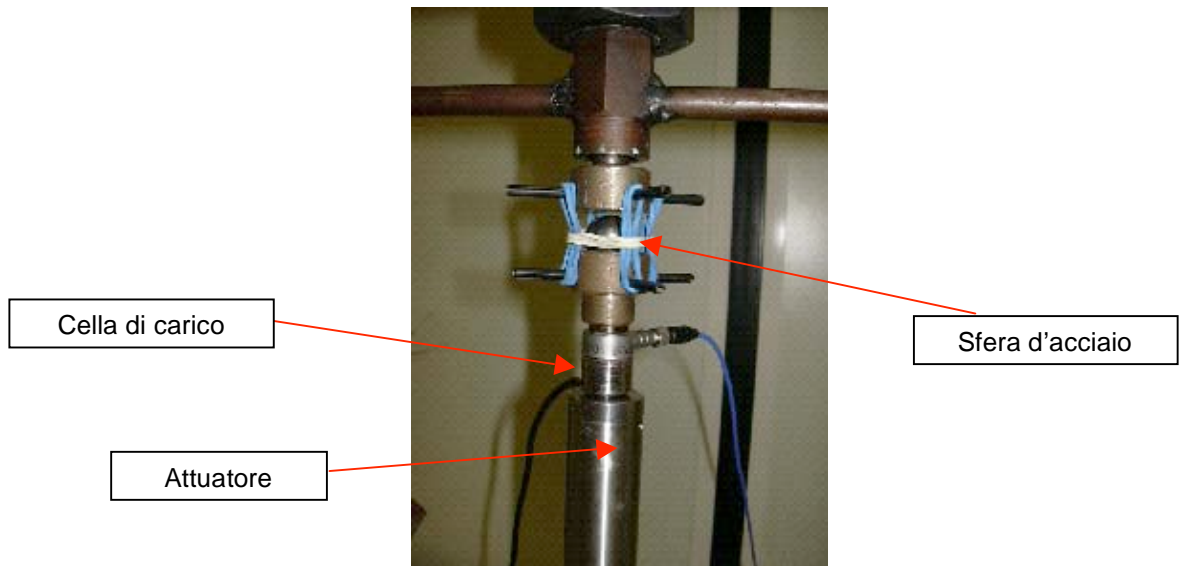
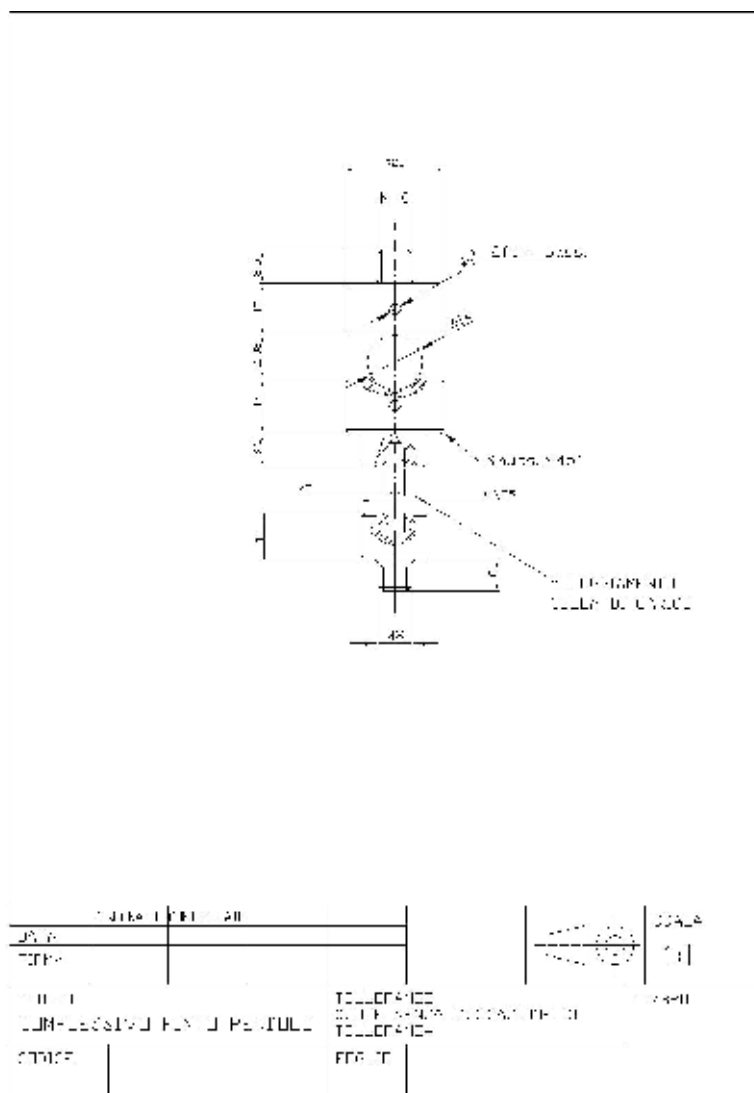
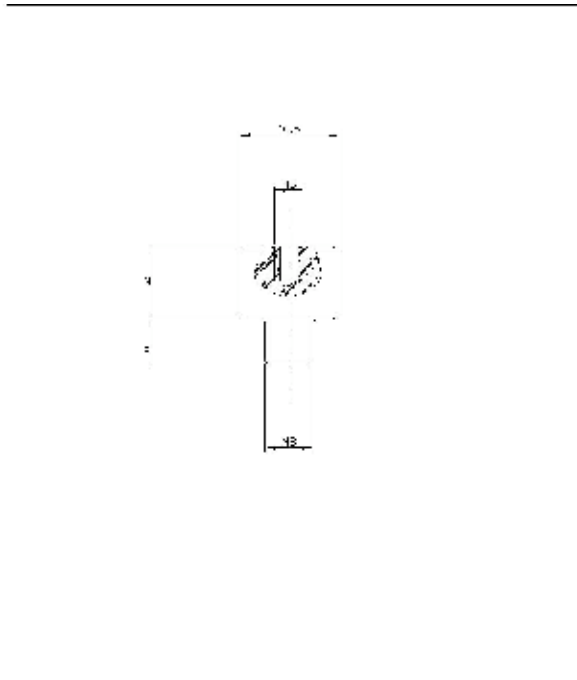
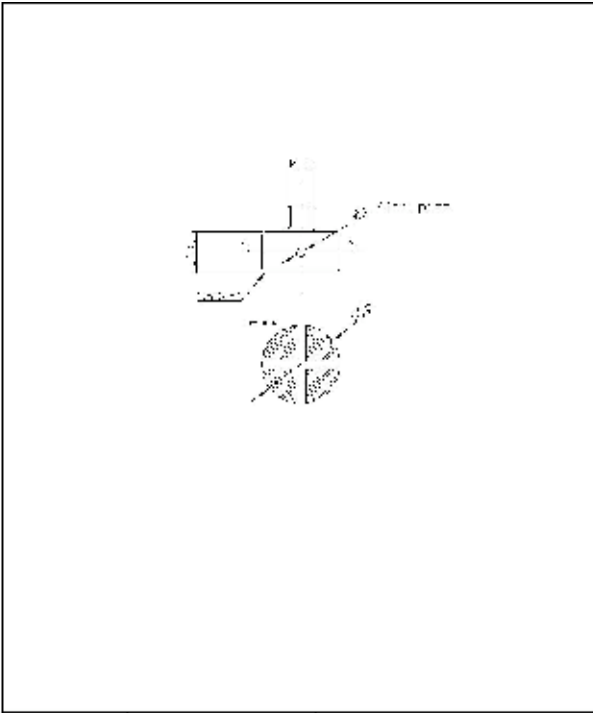


Figura 4.3-2. Particolare del sistema a pendolo usato per non caricare l'attuatore con sforzi di taglio.

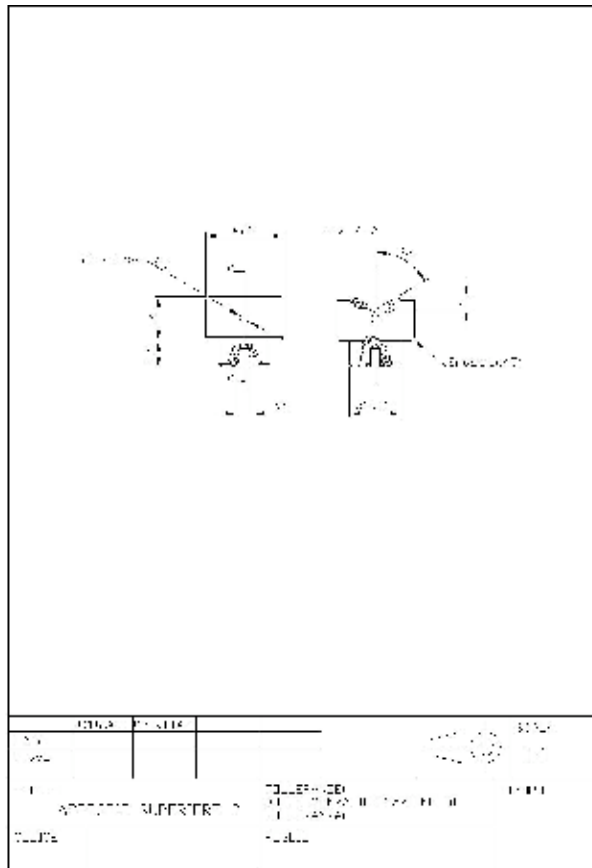




№ 4	11.10.01.01.01.01	ГОСТ	1000
ТИП:		ГОСТ	1000
1.11	ГОСТ	ГОСТ	1000
ГОСТ		ГОСТ	1000



№ 4	11.10.01.01.01.01	ГОСТ	1000
ТИП:		ГОСТ	1000
1.11	ГОСТ	ГОСТ	1000
ГОСТ		ГОСТ	1000



4.3.1 Dispositivi complementari e di supporto

L'assemblaggio della strumentazione di misura e dei provini all'interno del banco di misura ha necessitato di un insieme di collegamenti e di dispositivi di supporto che permettessero una corretta alimentazione della strumentazione utilizzata ed un posizionamento opportuno dei provini. L'insieme degli elementi suddetti è formato dai seguenti elementi:

- Dispositivi per il posizionamento dei provini
- Dispositivi per il posizionamento del laser
- Condizionatore del segnale della cella ed alimentazione dello stesso
- Alimentazione dell'attuatore.

Vediamo in dettaglio le caratteristiche dei tre elementi sopraelencati.

4.3.1.1 Dispositivi per il posizionamento dei provini

È stato realizzato un supporto (A) interamente in acciaio inossidabile perché offre una maggiore rigidità del sistema; è stato creato, inoltre, un piano inclinato di 30° e al suo interno un foro di diametro di 12 mm con una distanza lungo l'asse maggiore di 6,35 mm dal centro. Lo scopo del foro è quello di poter infilare, al suo interno, una “cartuccia” costituita da un tubo in acciaio (C40) riempito di resina.



Figura 4.3.1.1-1. Base d'appoggio (A) e cartuccia per immersione impianti

L'impianto è inserito in un blocchetto ottenuto con una resina speciale X60 con caratteristiche tecniche in accordo con la normativa ISO/DIS 14801 del 2001. L'X60 è un composto autopolimerizzante, presenta una parte in polvere ed una liquida definite “componenti A” e “componenti B”. Quando il liquido e la polvere sono miscelati tra loro, si attiva il processo di polimerizzazione del composto. Lo svolgimento del processo di polimerizzazione è progressivo e la miscela inizialmente fluida, accresce la propria viscosità, fino a raggiungere lo stato solido. Terminata la polimerizzazione l'X60 presenta un modulo di elasticità di circa 13000 MPa (il valore minimo richiesto dalla normativa ISO/DIS 14801 è di 3000 MPa). Per rendere possibile il preciso posizionamento del campione da testare sugli assi x ed y del piano di appoggio, si è inoltre provveduto a realizzare un ulteriore supporto in acciaio con un sistema di bloccaggio su 3 assi a 120° capace di posizionare il supporto principale (A) sul piano di lavoro. In questo modo, ci si è resi indipendenti dalla tipologia di impianto testato, le cui dimensioni influenzano il punto di applicazione della forza di prova, variando l'altezza totale della sfera e dunque la sua posizione rispetto l'attuatore piezoelettrico.



Fig. 4.3.1.1-2 supporto di posizionamento piano.

La norma presa da modello, prevede inoltre l'uso di una semisfera per l'applicazione del carico. La semisfera è stata realizzata presso il laboratorio odontotecnico specializzato, creando dapprima un esemplare in resina autopolimerizzante calcinabile (un tipo di resina che ha la caratteristica di non lasciare residui quando viene portata ad alta temperatura e fatta sciogliere) ed è stato preso come modello , per la superficie esterna, una sfera di un cuscinetto di diametro 13,5 mm e, per struttura interna, l'pilastro che ci è stato fornito con la impianto.

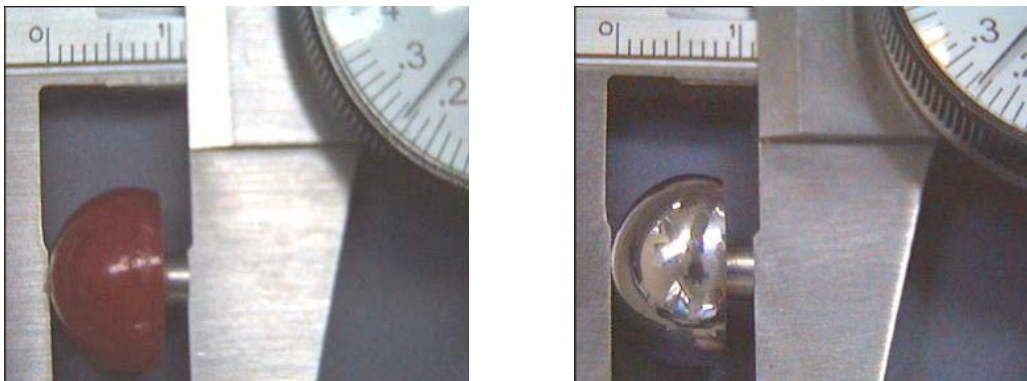


Figura 4.3.1.1-3. a- Semisfera in resina b- semisfera definitiva in acciaio: Altezza totale della semisfera in resina più l'pilastro

Inizialmente si è creata una forma di semisfera colando, intorno alla sfera del cuscinetto del silicone. A questo punto si è versata della resina calcinabile all'interno del silicone, realizzando così il nostro modello di base. Successivamente con l'ausilio di un tornio micromeccanico (del tipo usato per lavori di orologeria) si è praticato un foro filettato al centro della sfera e creato un piano di lavoro sul nostro modello (piano inferiore della semisfera). Grazie a questo accorgimento siamo

riusciti a posizionare l'pilastro al centro della sfera e, successivamente all'allargamento del foro posto al centro, abbiamo fatto gocciolare altra resina dopo aver inserito all'interno del foro l'pilastro in modo da adattarlo perfettamente alla semisfera. In totale l'altezza della struttura, che simula il comportamento dinamico di una sovrastruttura dentale, è di 11,25 mm, distanza necessaria per ottemperare alle richieste fatte dalla bozza di normativa ovvero far cadere il carico al centro della sfera ed esattamente ad una distanza totale di 8 mm rispetto al livello osseo nominale. Tramite questo primo modello di semisfera in resina si è riusciti a realizzare una forma in negativo, in materiale refrattario (con espansione necessaria per compensare la retrazione del metallo colato all'interno della forma), della semisfera nella quale è stato fatto colare dell'acciaio, fuso con una fiamma ossio-propanica. Il tipo di acciaio usato è costituito da cobalto, per il 64,5%, cromo, per il 21,5%, molibdeno, per il 6%, tungsteno, per il 6,3%; presenta un limite di snervamento di 560 MPa ed un modulo di elasticità $E = 220 \text{ GPa}$.

4.3.1.2 Dispositivo per il puntamento del sensore ottico

Tale dispositivo è stato creato appositamente per permettere un corretto posizionamento della testa laser rispetto al provino esaminato e per facilitare la movimentazione della testa stessa nel processo di misurazione dei diversi punti da noi analizzati. La torretta costruita è stata realizzata utilizzando un profilato tubolare di acciaio C 40 a sezione rettangolare a cui è stata saldata con un'angolazione di 60° rispetto all'orizzontale una barra a sezione quadrata 12x12 dello stesso materiale. Il sistema è stato poi munito di una piastrina con due fori di 4 mm, saldata ad una guida, munita di vite di fissaggio, che ne permettesse il movimento lungo l'asta inclinata.

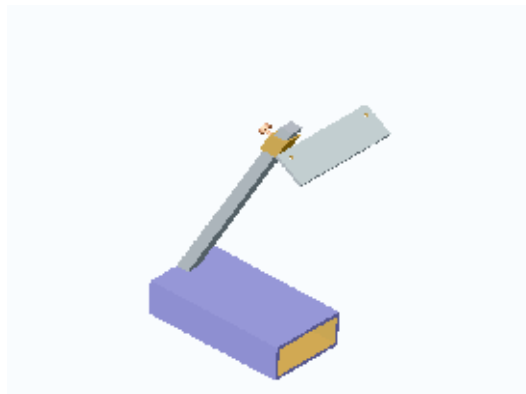


Figura 4.3.1.2-1. Dispositivo per posizionamento laser

4.3.1.3 Condizionamento ed alimentazione della cella di carico

Nel caso da noi trattato, dovendo in prima istanza eseguire un insieme di misure in campo quasi statico e dovendo analizzare segnali a bassa frequenza si è reso necessario l'utilizzo di un accoppiamento DC del sistema per prevenire una rapida attenuazione del segnale proveniente dalla cella. Il condizionatore di segnale AC/DC è stato inserito nel sistema con questa esplicita finalità. L'alimentazione dello stesso è avvenuta tramite un'unità stabilizzata inserita in serie al condizionatore ed alloggiata in un unico "case" per rendere l'insieme coMPatto e maneggevole nonché per preservarlo da possibili danneggiamenti.

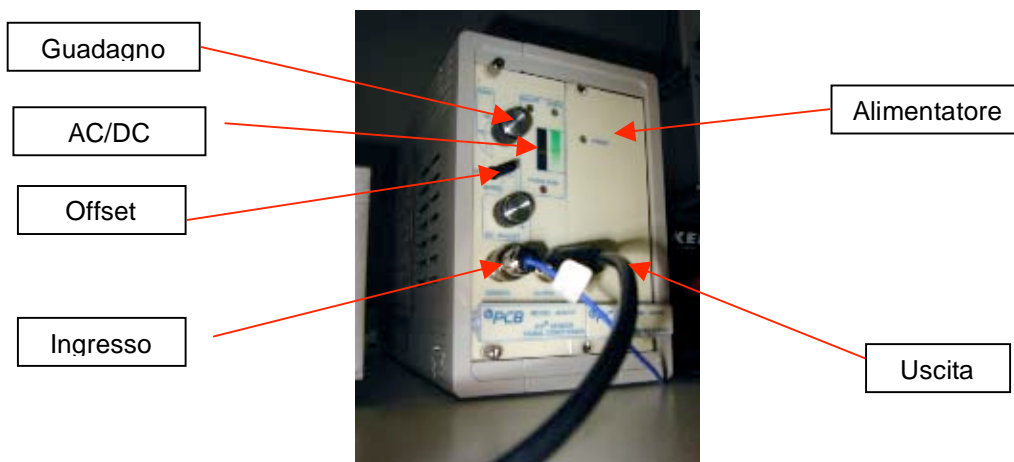


Figura 4.3.1.3-1. Condizionatore del segnale

4.3.1.4 Alimentazione dell'attuatore di spostamento

L'alimentazione dell'attuatore è avvenuta tramite un dispositivo di amplificazione che permette di fornire da 0 a 1000 V. Il modello di amplificatore montato è stato l'E-507 HVPZT, esso è dotato di un comando a manopola dell'offset, di un canale in ingresso che permette un controllo analogico del voltaggio in uscita, e di un'uscita collegata all'attuatore tramite un apposito cavo capace di sopportare elevati voltaggi. Il sistema di amplificazione è stato alimentato grazie all'ausilio di un alimentatore stabilizzato collegato alla linea elettrica del laboratorio. Per evitare possibili rotture

dovute ad una sovralimentazione il circuito alimentatore-amplificatore è stato munito di un fusibile da 1 A al fine di disaccoppiare il circuito nel momento in cui si fossero superate correnti di 1 A.

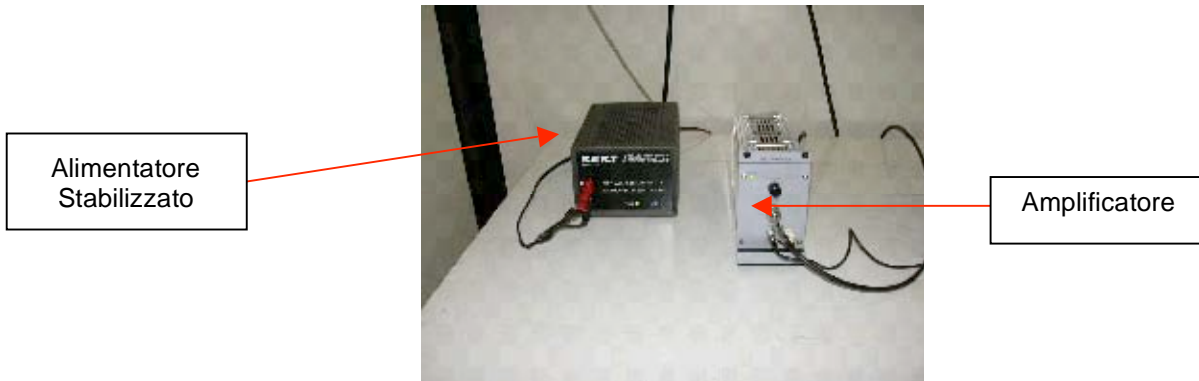


Figura 4.3.1.4-1.

5 Risultati

5.1 Modello FEM dello “short-neck”

Una volta appurato che la F.E.A è un mezzo di analisi numerica largamente utilizzato anche in questo dominio d'indagine si è cercato di riproporre i modelli creati, rispettando i vincoli geometrici e fisici degli stessi.



Figura 5.1-1. Impianto analizzato modellato in 3D.

Inizialmente si è tentato di importare la geometria dell'impianto analizzato in maniera completa, senza semplificazioni, utilizzando la modellazione effettuata con un software appropriato in 3 dimensioni e tentando di importare il modello così ottenuto nell'ambiente di analisi numerica. A causa della complessa geometria, l'operazione ha presentato notevoli difficoltà per l'errata interpretazione delle geometrie importate, che ci hanno portato ad operare in pieno con il generatore proprio del programma di analisi ad elementi finiti. Tale soluzione ha imposto di operare delle semplificazioni notevoli a livello di geometrie esterne, comunque ininfluenti sullo scopo dell'indagine, focalizzata nella zona di connessione tra pilastro ed impianto.

Si è deciso di mantenere inalterate le geometrie della connessione per semplificare la struttura esterna dell'impianto (considerato un cilindro di raggio pari al raggio medio dell'impianto reale) e del pilastro, modellato senza gli intagli esterni. Anche per la vite di connessione si è usata la stessa procedura eliminando i filetti e la sede esagonale per la chiave di serraggio; a livello di

analisi numerica, si sono imposte le opportune condizioni di vincolo che garantissero il rispetto delle reali condizioni di funzionamento.



Figura 5.1-2. Elementi che sono stati trascurati nell'elaborazione del modello.

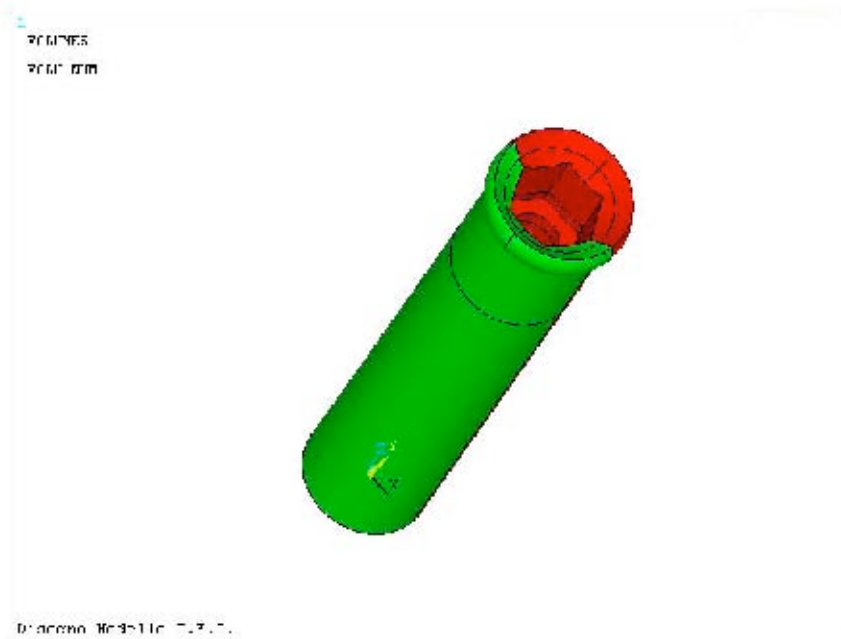


Immagine modello numerico impianto

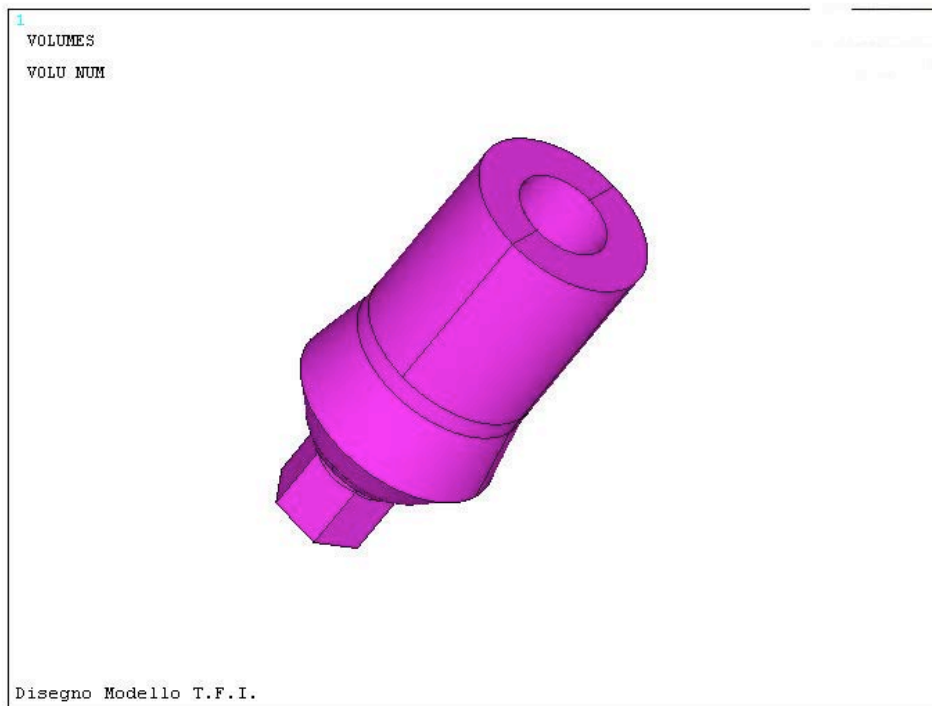


Immagine del pilastro

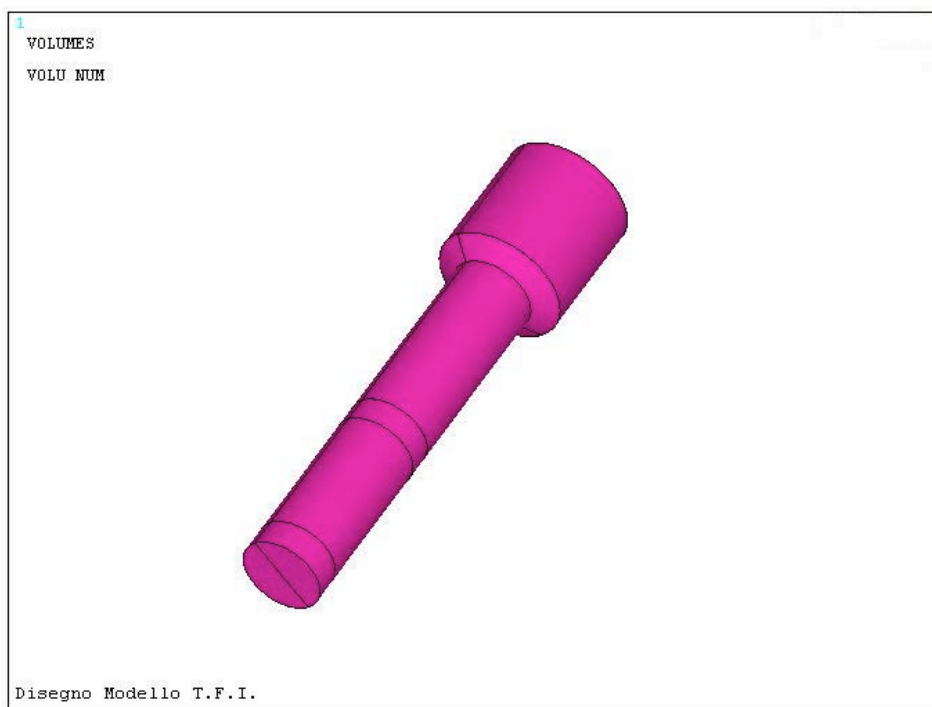


Immagine della vite

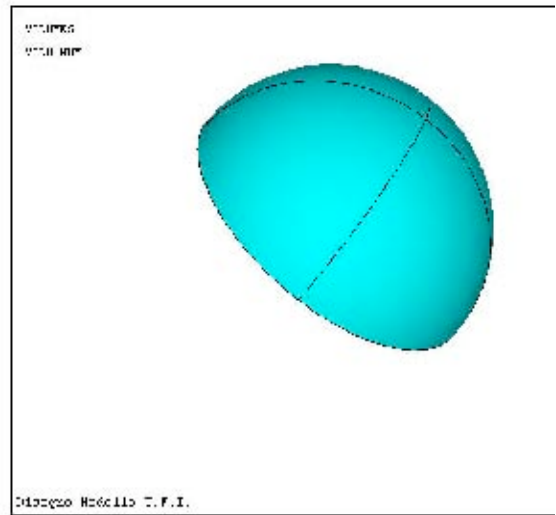
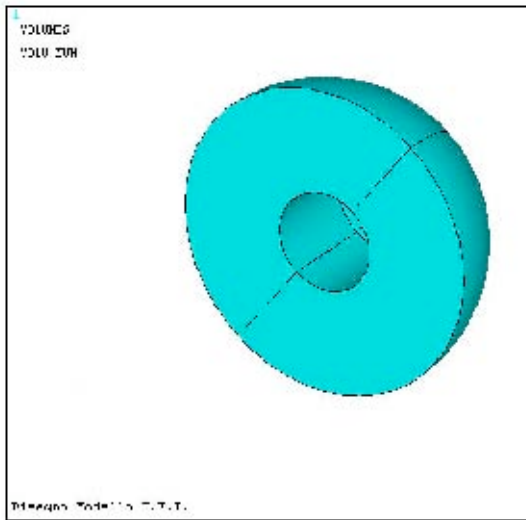
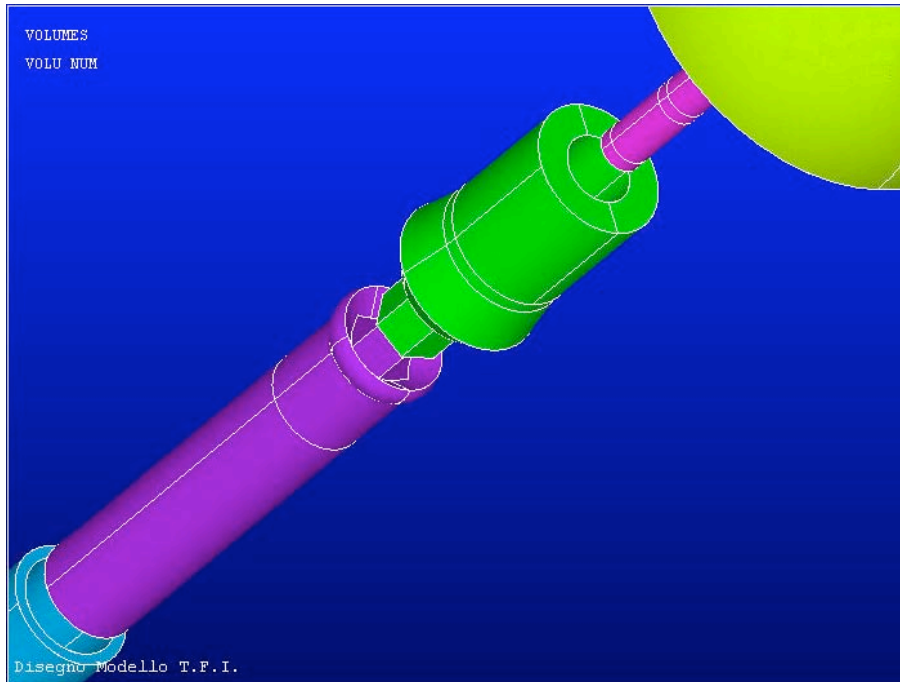
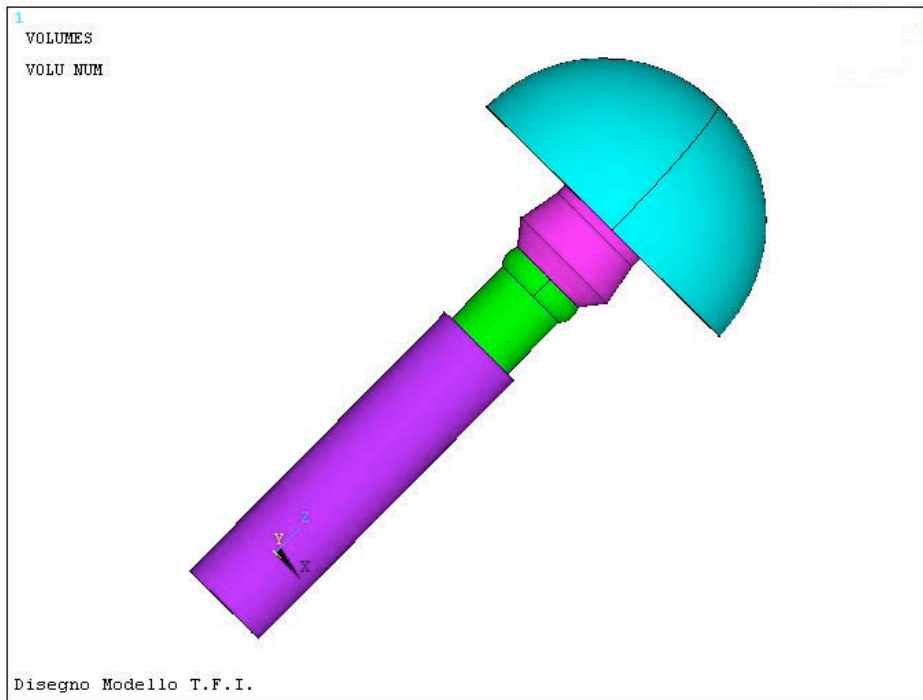


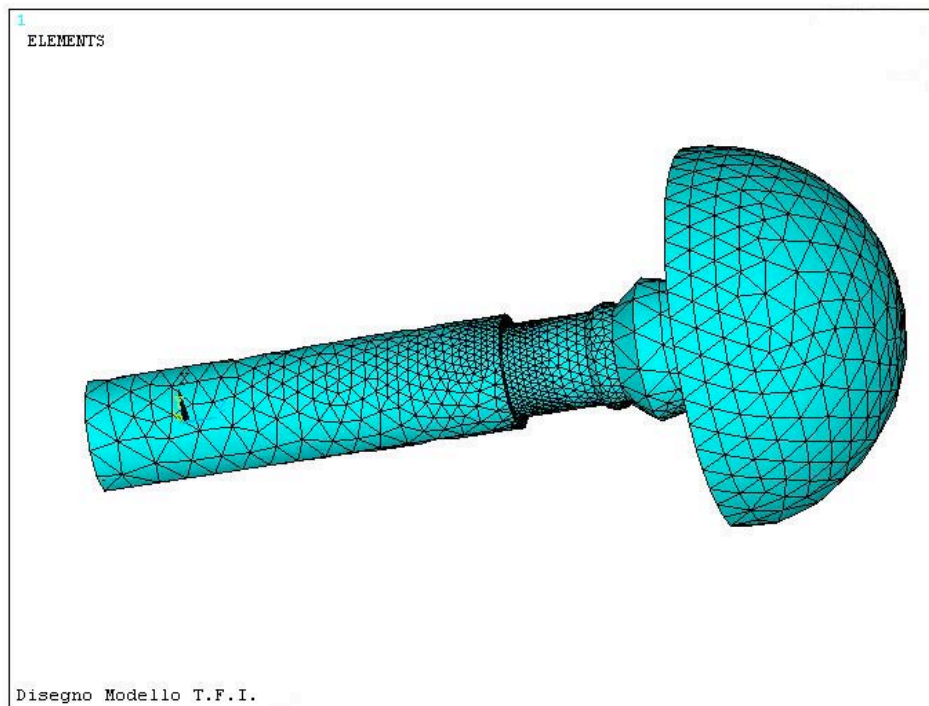
Immagine della sfera



Esploso dell'impianto completo



Impianto completo assemblato



Impianto completo meshato

Per i materiali utilizzati, ci siamo basati sulle indicazioni della ditta ed abbiamo individuato le proprietà meccaniche del titanio, secondo quanto già discusso nei capitoli precedenti.

Il terzo passo dell'elaborazione è stato quello di cercare di ricreare una situazione morfologica e di sollecitazione il più veritiera possibile. Nella prima fase dell'analisi, si è deciso di operare una scelta di vincolo che mantenesse relativamente bassa la mole di lavoro numerico e nello stesso tempo permettesse di ottenere risultati validi.

Nella realtà, la condizione all'interfaccia è di "contatto", con fenomeni di deformazione locale e di strisciamento che innescano fenomeni dissipativi di attrito; dal momento che nella simulazione numerica tale condizione risulta essere molto gravosa, si è preferito operare una semplificazione di tale condizione.

Si è diviso il corpo dell'impianto in due parti: una superiore ed una inferiore rispetto alla direzione del carico; in tal modo è stato possibile incollare la sezione inferiore al pilastro e lasciare svincolata la parte superiore. Così facendo, si sono eliminati gli effetti dell'attrito di strisciamento senza però modificare in maniera eccessiva le modalità di scambio delle reazioni vincolari all'interfaccia lasciando la libertà di scostamento della porzione superiore del pilastro dalla rispettiva sezione dell'impianto.

Una seconda semplificazione, analoga alla precedente riguarda il vincolo costituito dal filetto della vite sulla madrevite; abbiamo realizzato appositamente la vite in tre porzioni differenti per incollare la porzione filettata della stessa alla rispettiva filettatura sulla fixture.

Le operazioni di incollaggio sopra descritte e quelle riguardanti altre porzioni dell'elaborato quali i binomi vite-pilastro, calotta-pilastro sono state eseguite con il comando VGLUE di ANSYS.

L'ottimizzazione del modello numerico, ha riguardato anche la qualità della mesh, tenendo in debita considerazione la percentuale di elementi distorti, soprattutto nelle zone a maggiore criticità, proprie della zona di applicazione del carico della calotta o dove si ha una difettosa risoluzione del continuo per un eccessivo numero di elementi distorti, di alcune aree relative ad alcune particolari geometrie di contatto a causa dell'insorgenza di picchi tensionali per l'elevata distorsione degli elementi base della mesh.

Dei diversi tipi di elementi con cui discretizzare la struttura analizzata, si è scelto di utilizzare l'elemento SOLID 92, particolarmente adatto per modellare mesh come quelle prodotte da diversi sistemi CAD/CAM ed eseguire un'analisi di tipo statico. L'elemento è definito attraverso 10 nodi (I, J, K, L, M, N, O, P, Q, R) avente ciascuno 6 gradi di libertà, rappresentati dalle traslazioni lungo le direzioni x, y, z e dalle rotazioni attorno ai medesimi assi. La geometria, il posizionamento dei nodi ed il sistema di coordinate per questo elemento sono rappresentate in figura (5.1-3).

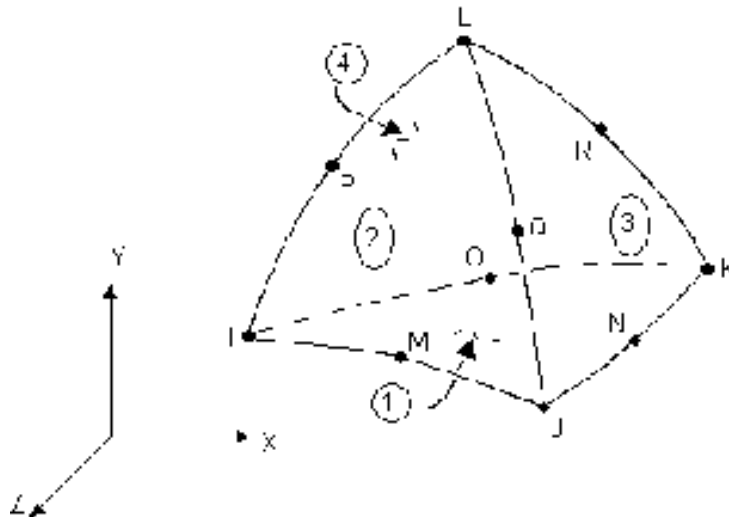


Figura 5.1-3. Elemento Solid 92.

Oltre ai nodi, gli altri dati in ingresso che caratterizzano l'elemento SOLID 92 sono le proprietà ortotropiche del materiale: densità, modulo di Young e coefficiente di Poisson. Le direzioni ortotropiche del materiale così come quelle delle tensioni sono parallele alle direzioni delle coordinate dell'elemento. Il numero di nodi dell'elemento SOLID 92 è risultato appropriato dovendo studiare il comportamento statico e le deflessioni subite dagli impianti. Moduli costituiti da più nodi come il SOLID 95 o affini, avrebbero portato a risultati simili ma molto più gravosi per quello che concerne il tempo di elaborazione. Sulla base delle equazioni fondamentali che reggono il fenomeno allo studio, mediante un'opportuna approssimazione delle variabili in gioco, viene calcolata una soluzione che, pur non essendo esatta (il grado di approssimazione può essere all'esigenza regolato anche da noi), fornisce indicazioni utili per l'analisi di problemi la cui soluzione per via analitica, con i metodi classici, risulterebbe alquanto onerosa quando anche fosse possibile.

Come abbiamo già detto il metodo degli elementi finiti può essere applicato sia per lo studio di strutture, sia per lo studio di problematiche connesse alla termodinamica, alla fluidodinamica, all'elettromagnetismo e all'acustica. Per quanto riguarda la meccanica delle strutture, possono essere affrontati problemi lineari elastici ma anche problemi di elasticità non lineare, di plasticità e di viscoplasticità, problemi statici, stazionari dinamici e anche di dinamica impulsiva.

Nel nostro caso sono stati applicati vincoli totali, sia di spostamento che di rotazione per tutti e tre gli assi alla base della resina che ingloba l'impianto ed è stata applicata una forza di 196 N, inclinata di 30° rispetto all'asse z, secondo quanto specificato dalla norma presa in considerazione. I risultati dell'elaborazione sono mostrati in forma grafica tramite mappe colorate i cui differenti colori stanno ad indicare i diversi spostamenti subiti dalla struttura analizzata; accanto all'immagine è disponibile una legenda che, assegnando a ciascun colore un range di valori numerici, ci permette di interpretare ad un primo sguardo i risultati ottenuti senza fruire direttamente dei tabulati

relativi ai singoli nodi della struttura. L'analisi condotta sull'impianto originale ed i risultati ottenuti, hanno focalizzato la nostra attenzione sui problemi di carattere strutturale che riguardano in maniera sostanziale l'accoppiamento pilastro-impianto e vite-pilastro.

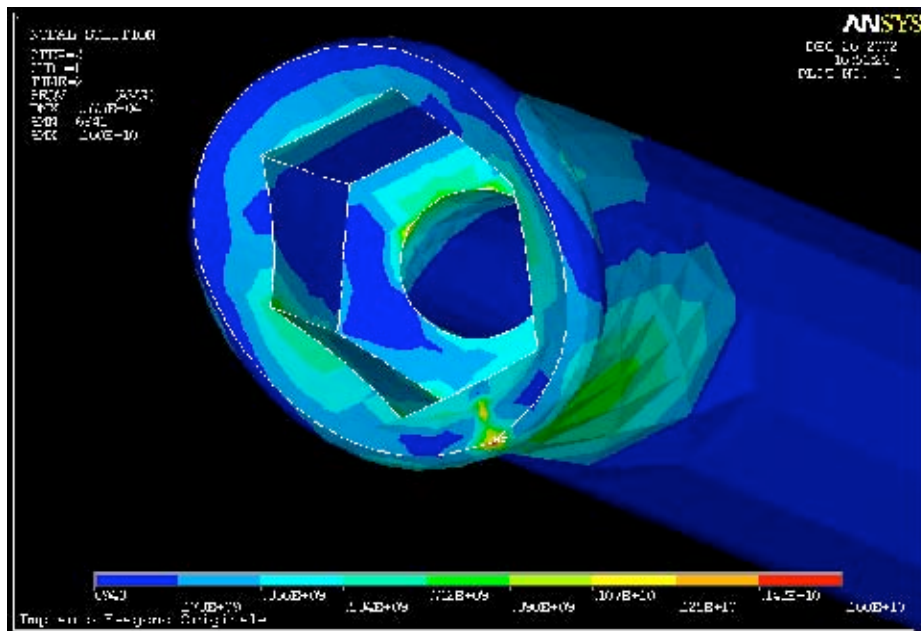


Figura 5.1-4. Sovraccarichi tensionali nella zona di contatto e nei punti angolosi.

I dati provenienti dalla simulazione ANSYS, dell'impianto originale con connessione esagonale, dimostrano che le cause di rottura delle protesi sono dovute molto probabilmente ai picchi tensionali che si instaurano agli angoli dell'accoppiamento tra esagono maschio ed esagono femmina (figura 5.1-4).

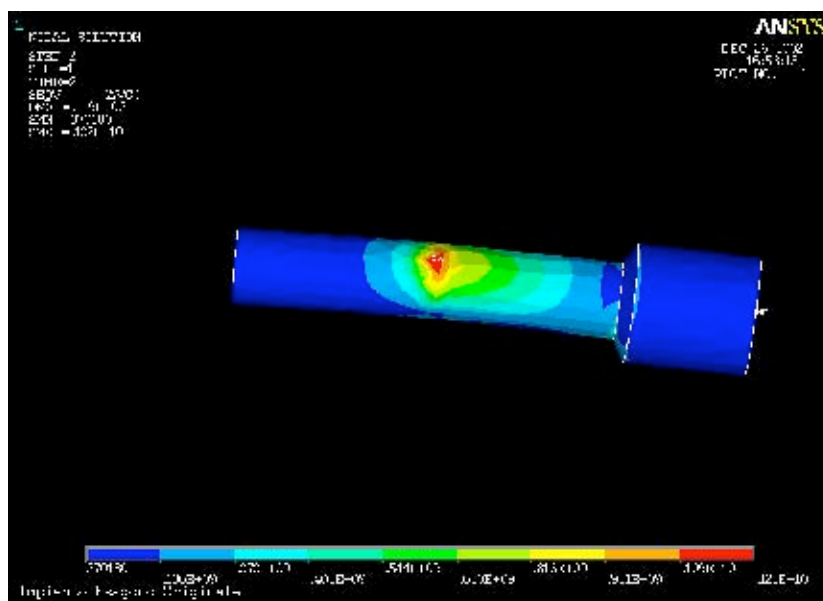


Figura 5.2-5. Particolare delle tensioni sviluppate sulla vite di collegamento.

Altre tensioni che possono causare un “overload” o, quand’anche non avvenisse una rottura istantanea, possono provocare un cedimento a fatica, si sviluppano nella zona di flessione della vite di serraggio , figura 5.1-5 . Lo sviluppo è proceduto per tappe successive: dal confronto dei dati provenienti dalle diverse casistiche da noi presentate, abbiamo concluso che una diversificazione della geometria di accoppiamento può portare a dei miglioramenti a livello di distribuzione delle sollecitazioni nelle zone più caricate e ad una variazione delle deformazioni stesse. Per ogni modello abbiamo considerato i valori calcolati delle grandezze sotto specificate, ricavate nei punti più significativi del modello:

- S1: tensione principale massima e minima;
- USUM: spostamento;
- valore della tensione di VON MISES con la relativa tensione massima e minima.

L’impianto di partenza presentava dati relativi all’elaborazione alquanto significativi:

- la S1 variava da un valore massimo di $0.154 \cdot 10^9$ Pa ad un valore minimo di $0.697 \cdot 10^9$ Pa;
- la USUM massima era di $0.274 \cdot 10^{-3}$ m;
- il valore massimo della tensione di VMISES era di $0.111 \cdot 10^9$ Pa e quello minimo era di 1.542 Pa.

I risultati provano l’esistenza di picchi tensionali molto elevati che sottopongono il materiale a stress notevoli ed ad una microplasticizzazione iniziale, poiché ci troviamo al di sopra del limite elasto-plastico del titanio. In una seconda fase l’impianto si trova a lavorare, soggetto all’azione di carichi ciclici, in condizioni favorevoli all’avanzamento progressivo delle cricche innescate ed alla successiva rottura per fatica.

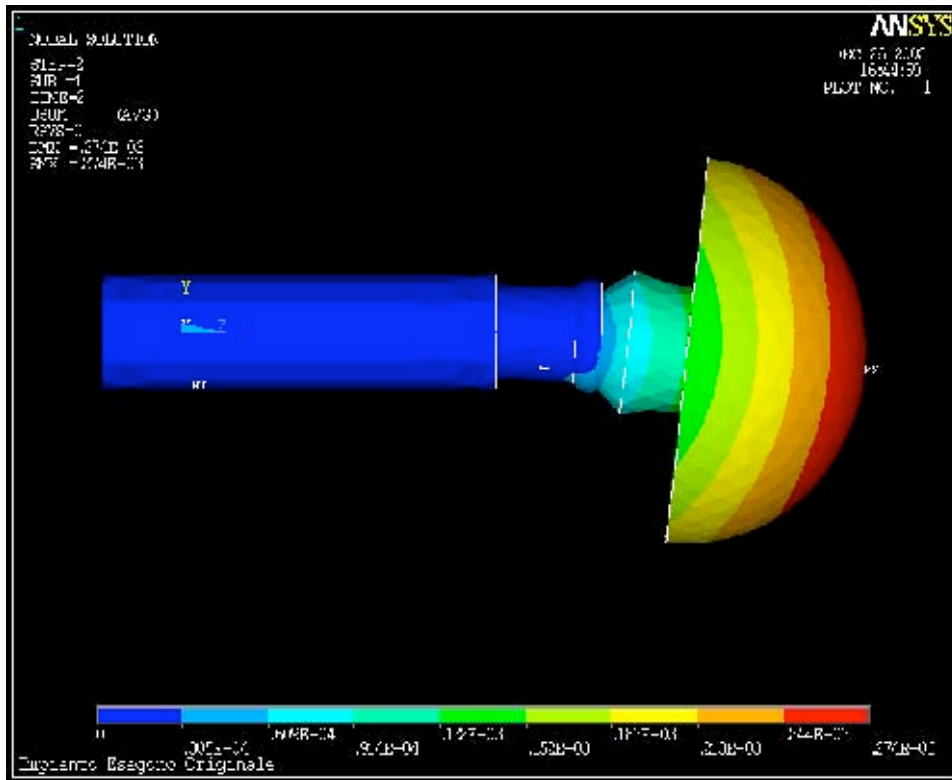


Figura 5.1-6 deformazione dell'impianto originale.

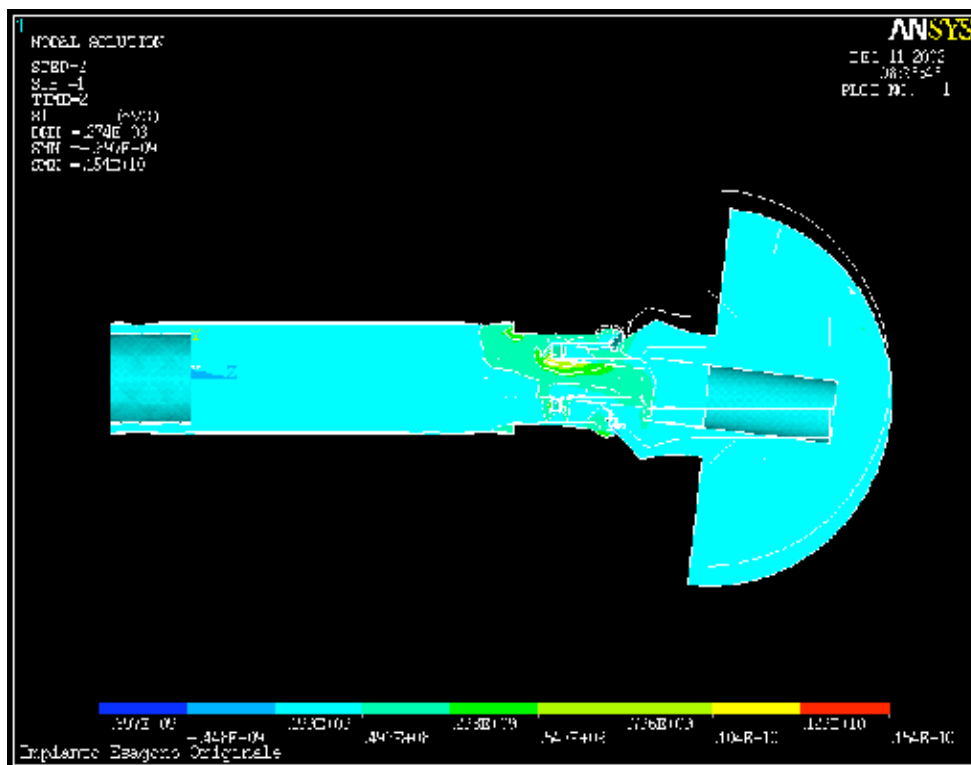


Figura 5.1-7 tensione S1 dell'impianto originale.

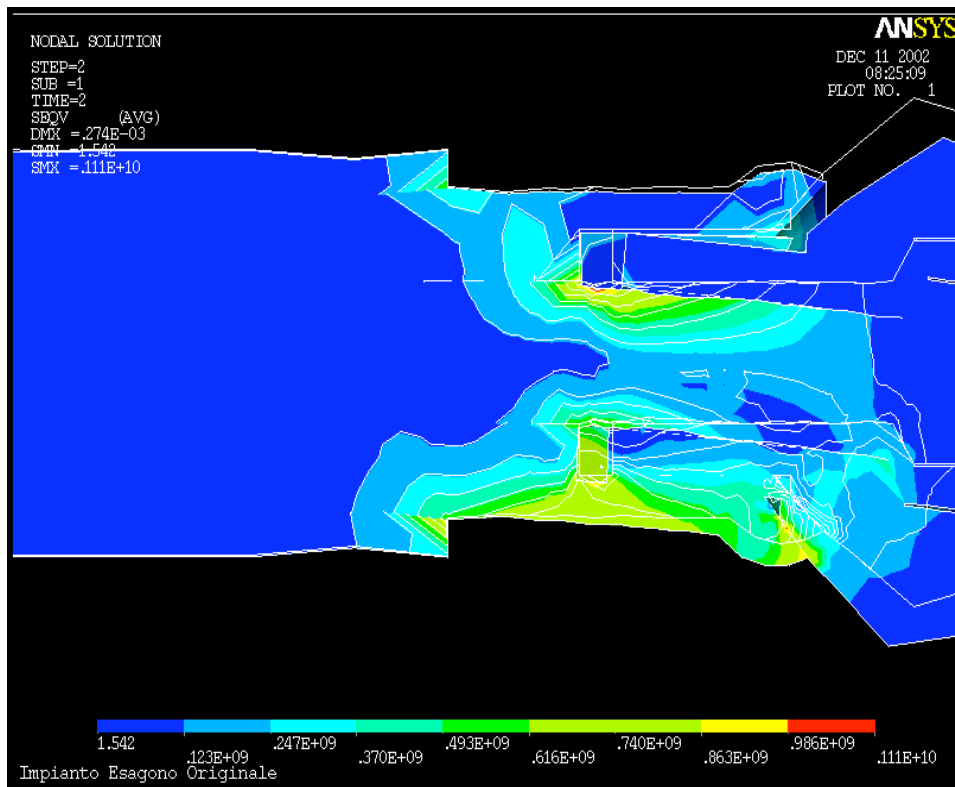


Figura 5.1-8. tensioni di Von Mises nelle zone più sollecitate.

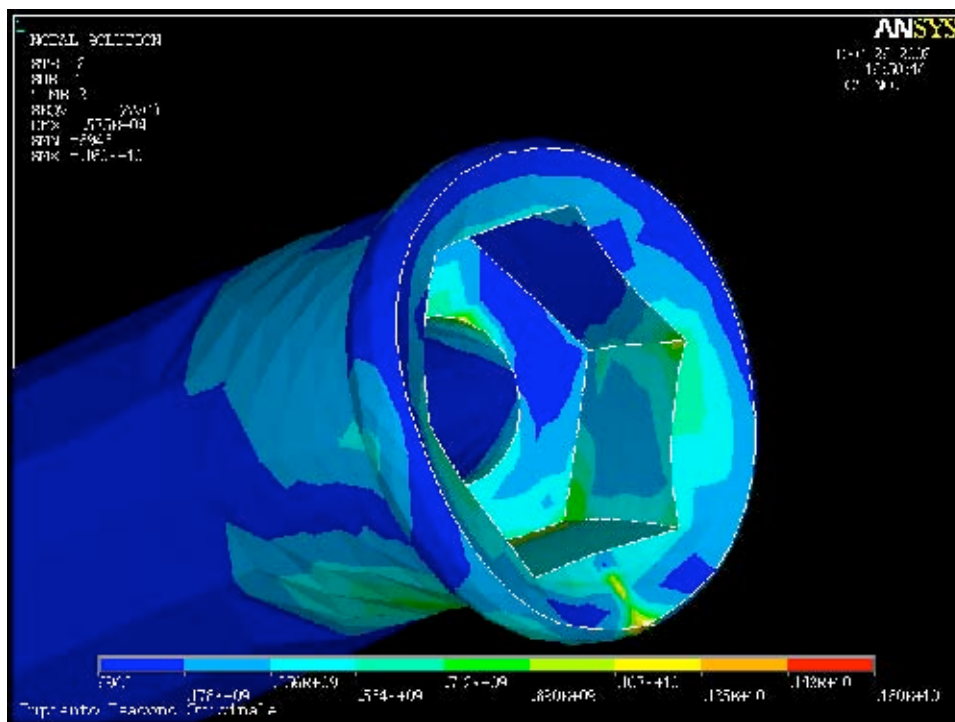


Figura 5.1-9. tensioni di Von Mises nelle zone più sollecitate dell'esagono antirotazionale

Focalizzata l'attenzione sulle cause delle problematiche strutturali i passi successivi ci hanno condotto ad intraprendere due possibili strade, entrambe logiche e plausibili, per la risoluzione del problema. Da un lato si è ritenuto possibile che una diminuzione delle dimensioni dell'esagono di collegamento o la smussatura dei suoi angoli avrebbe potuto permettere una più corretta trasmissione di forze tra la porzione superiore della fixture e la porzione inferiore dell'abutement, dall'altro lato si è valutata l'idea di modificare l'accoppiamento e considerare geometrie elementari quali il triangolo, l'ottagono o il quadrato.

5.2 Prove sperimentali per la validazione del modello "Short-neck"

La costruzione del modello agli elementi finiti è proceduta per successivi passi migliorativi che hanno permesso di raggiungere un'adeguata congruenza tra l'elemento reale e l'impianto fittizio. Dovendo elaborare un sistema che permettesse di approssimare in maniera completa la protesi ed avendo deciso di lavorare in un dominio elastico lineare del materiale la verifica della corrispondenza tra l'una e l'altra realtà si è incentrata nel confronto dello stato deformativo dell'impianto reale e del sistema modellato; i punti presi in esame sono stati esattamente gli stessi che in precedenza erano stati oggetto dell'indagine sperimentale.

La congruenza delle deformazioni in campo numerico rispetto al reale ha permesso di raggiungere una soluzione capace di fornire una buona corrispondenza tra le due realtà, che ha altresì permesso di analizzare le tensioni che si instaurano sull'impianto modellato, discriminando i punti di possibile rottura a causa degli stati di sollecitazione elevati.

	X [m]	Y[m]	Z[m]
1D	0	1.63e-3	12e-3
2D	0	1.63e-3	14e-3
3D	0	2.165e-3	17.77e-3
4D	0	6.75e-3	18.27e-3

Tabella 5.2-1. Coordinate dei punti di misura.

I dati provenienti dalle simulazioni sono riportati nel seguente tabulato; come è facilmente visibile i dati teorici sono perfettamente confrontabili con quelli ricavati dai test di laboratorio.

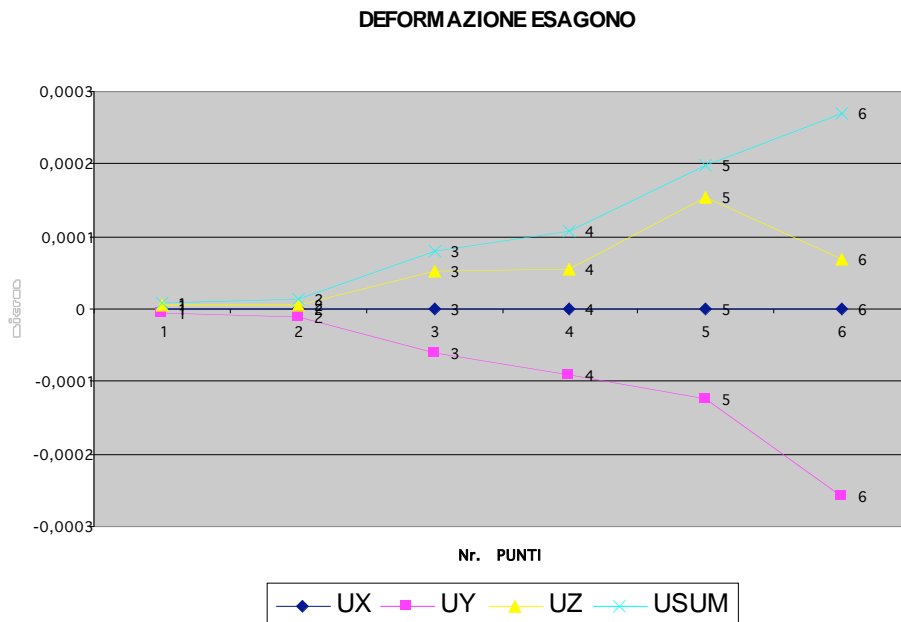
	NODO	UX [m]	UY [m]	UZ [m]	USUM [m]
PUNTO 1D	43369	4,2131E-08	-6,4735E-06	4,5932E-06	7,95E-06
PUNTO 2D	43062	1,1452E-08	0,000011396	5,7002E-06	0,000013482
PUNTO 3D	2475	8,0186E-08	0,000059792	5,11E-05	0,000078672
PUNTO 4D	2558	9,4037E-08	0,000092086	5,59E-05	0,0001127

PUNTO 5D	27199	1,7394E-07	-0,00012296	0,00015423	0,00020124
PUNTO 6D	27206	-3,3322E-07	-0,00025949	0,000068468	0,00026837

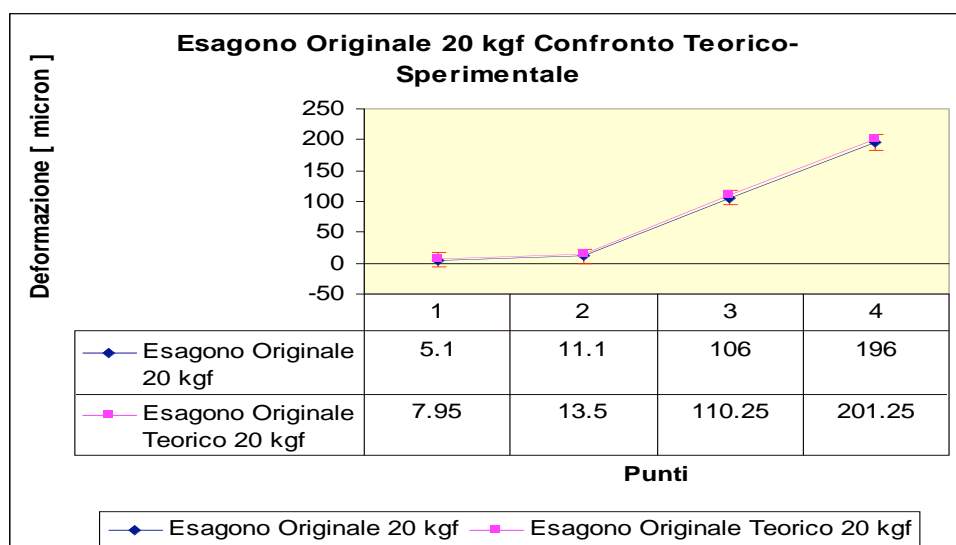
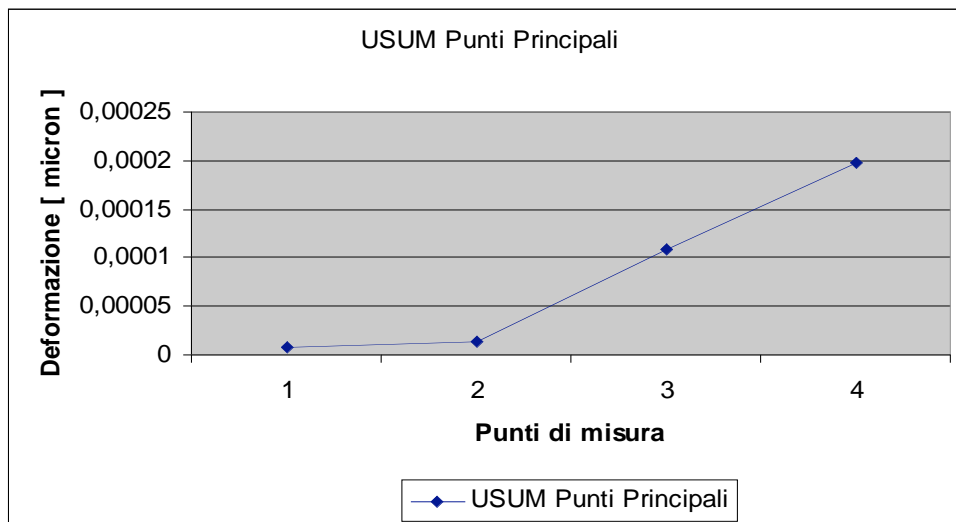
Tabella 5.2-2. Deformazioni analitiche sui punti di misura.

La deformata complessiva dell'impianto, estrapolabile dai dati precedentemente tabulati, ci fornisce un ottimo punto di partenza per un confronto razionale tra il mondo del reale ed il dominio della modellazione fisico matematica del problema. Nell'analisi dei punti provenienti dalle simulazioni sviluppate in ambiente Ansys è stato possibile prendere in considerazione un numero maggiore di punti caratteristici per l'assenza di superfici che durante la deformazione potessero falsare la misura con la loro deformazione o meglio variazione di orientamento. E' per questo che nei tabulati ricavati dalle simulazioni sono disponibili informazioni più dettagliate quali:

- la deformazione lungo l'asse x;
- la deformazione lungo l'asse y;
- la deformazione lungo l'asse z;
- la deformazione assoluta a prescindere dal sistema di riferimento adottato.



Riportando l'analisi specificatamente ai punti da noi indagabili nel dominio del reale otteniamo la seguente curva di deformazione:



Come si può notare dal grafico precedente il modello elaborato al calcolatore riproduce in maniera esaustiva il comportamento che la struttura subisce nel campo reale. La cosa è apprezzabile se porgendo uno sguardo alla deformata si nota che gli scostamenti che intercorrono tra le due curve sono scostamenti che vanno crescendo da un valore di 2,85 μm , in prossimità della base, ad un valore di 5,25 μm sul punto di misura più lontano ovvero sul punto situato sul bordo della calotta sferica. Considerando che gli errori relativi alla misura nel campo sperimentale, escludendo in prima approssimazione gli errori degli altri strumenti e del processo di misura sono prevalentemente da imputarsi al laser utilizzato e che l'errore di linearità dello strumento risulta esser di 12 micron, come segnalato grazie anche alle barre di errore, risulta che il modello agli elementi finiti rispecchia in maniera esauriente il modello reale e che con buona approssimazione

può esser considerato valido per una successiva fase di confronto e rielaborazione di modelli ausiliari.

5.3 Progetto di diverse soluzioni

Partendo dall'impianto short-neck originale abbiamo proceduto elaborando un insieme di modelli che rispecchiassero entrambe le idee proposte in precedenza o ne privilegiassero una rispetto all'altra. Una volta passata in rassegna un insieme di possibili soluzioni è stato necessario un confronto con il costruttore per poter finalizzare la ricerca verso modelli che potessero realmente esser prodotti o che non avessero comportato problemi di sorta in campo di realizzazione. Di seguito riportiamo gli sviluppi preliminari delle geometrie proposte confrontate con l'impianto originale.

5.3.1 Impianto esagonale originale:

In questo progetto la distanza tra una generica faccia dell'esagono ed il centro dello stesso è 1.21mm; l'esagono d'accoppiamento presenta spigoli vivi senza alcun raccordo o smusso;

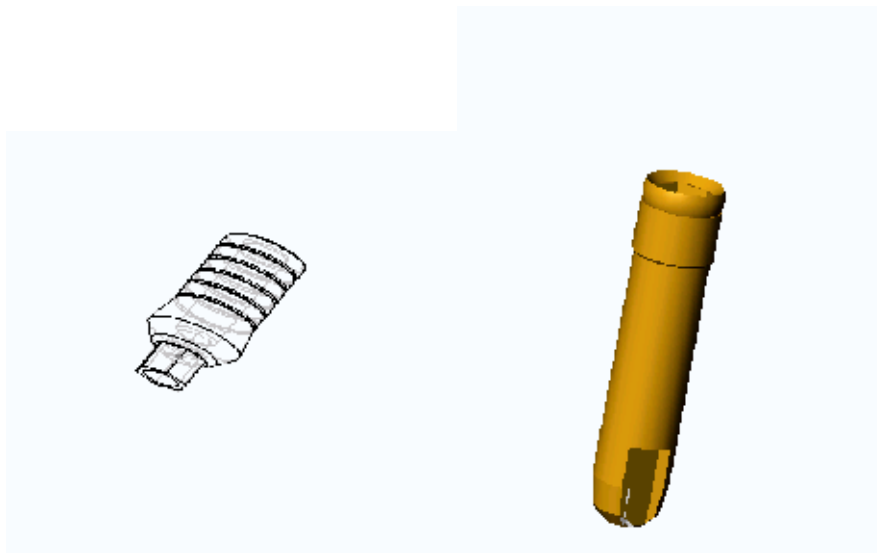


Figura 5.3.1-1. Esagono e connessione originale.

5.3.2 Impianto esagono piccolo:

In questo progetto la distanza tra una generica faccia dell'esagono ed il centro dello stesso è 1.15mm; abbiamo aumentato la sezione utile nella porzione più sollecitata; non si sono eliminati gli effetti gravosi dovuti all'intaglio; Impianto ottagonono: la distanza tra una generica faccia del ottagonono e il centro dello stesso è 1.21mm; il modello presenta una più facile capacità di posizionamento dovuta al numero maggiore di lati; l'effetto di sollecitazione dovuto agli spigoli vivi è rimasto ma è stato ridotto grazie alla presenza di angoli più grandi;

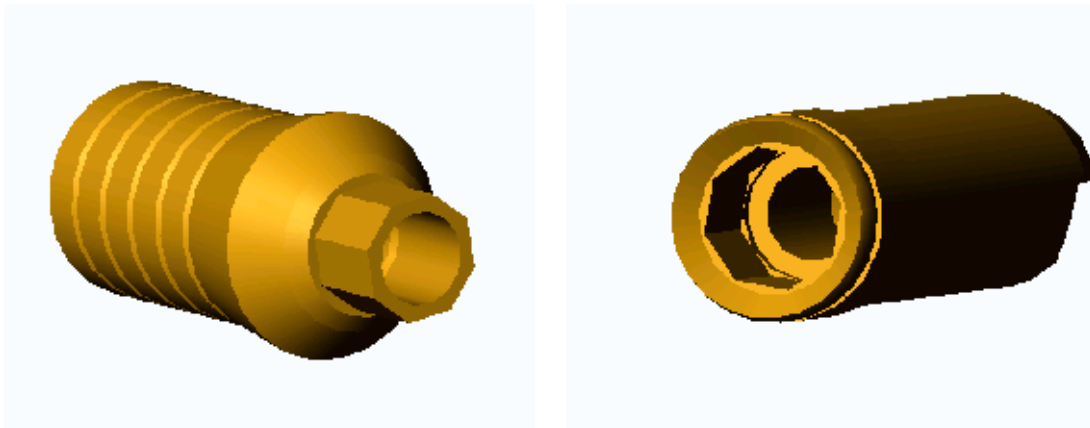


Figura 5.3.2-1. Connessione ottagonale.

5.3.3 Impianto quadrangolare:

In questo progetto la distanza tra una generica faccia del quadrato ed il centro dello stesso è di 1.05mm; abbiamo dei raggi di raccordo sugli spigoli di 0.4mm che permettono una distensione delle tensioni sugli spigoli; il cambio di geometria ha permesso un guadagno di materiale così da aumentare la sezione resistente;

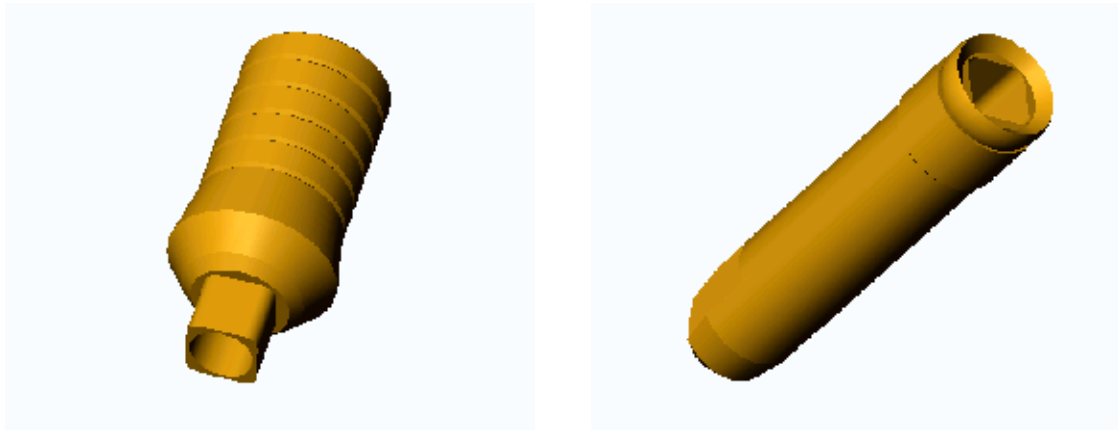


Figura 5.3.3-1. Connessione con quadrato.

5.3.4 Impianto triangolare:

I

In questo progetto la distanza tra centro del triangolo ed estremità di raccordo dei singoli lati è di 1.35mm; gli spigoli sono dotati di raccordi sugli spigoli di 0,4 mm simili a quelli presenti sull'impianto a base quadrangolare; raccordi permettono una più corretta distribuzione delle tensioni; si è avuto un incremento del materiale utilizzato e quindi della sezione utile di resistenza;

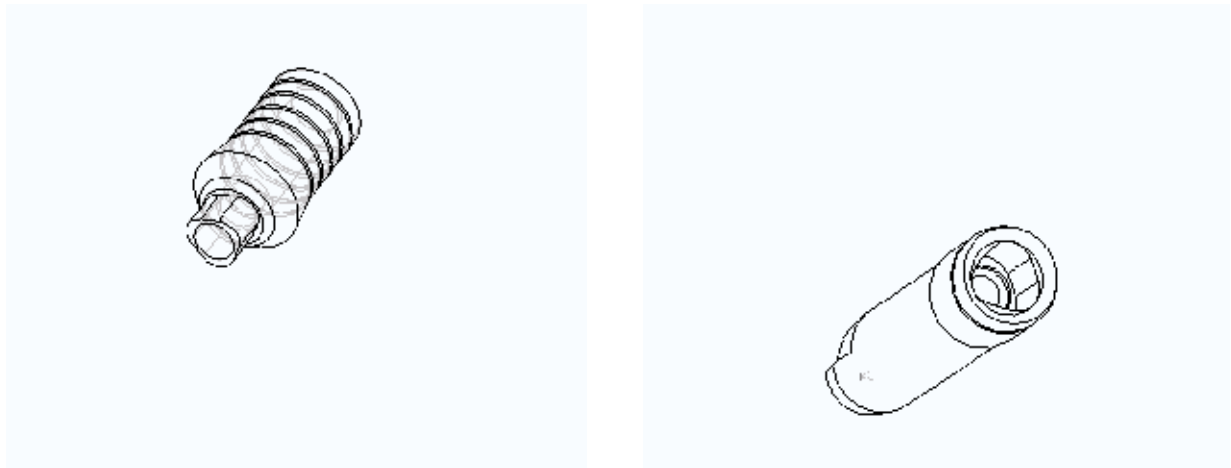


Figura 5.3.4-1. Connessione triangolare.

5.4 Studio nuova configurazione

Le soluzioni proposte, pur valide dal punto di vista meccanico, se adottate avrebbero costretto alla radicale modifica dell'intera produzione, con un investimento economico di notevole importanza. Il passo successivo, è stato quindi quello di individuare una diversa strategia per risolvere il problema delle eccessive tensioni che si sviluppano a livello della connessione esagonale. La presenza di spigoli vivi senza raccordo agiscono da concentratori di tensione, come dimostrato dall'insorgenza di cricche in corrispondenza di questi. Tali considerazioni hanno portato allo sviluppo di una connessione che permettesse comunque di poter continuare ad utilizzare almeno parte della produzione antecedente alla modifica delle geometrie di connessione.

5.4.1 Impianto esagonale "originale" con spigoli dotati di raccordi

la distanza tra una generica faccia dell'esagono ed il centro dello stesso è 1.21mm; i raggi di raccordo dei singoli spigoli sono di 0.5mm; introducendo tali raggi di raccordo si è cercato di supplire agli effetti tensionali sugli spigoli;

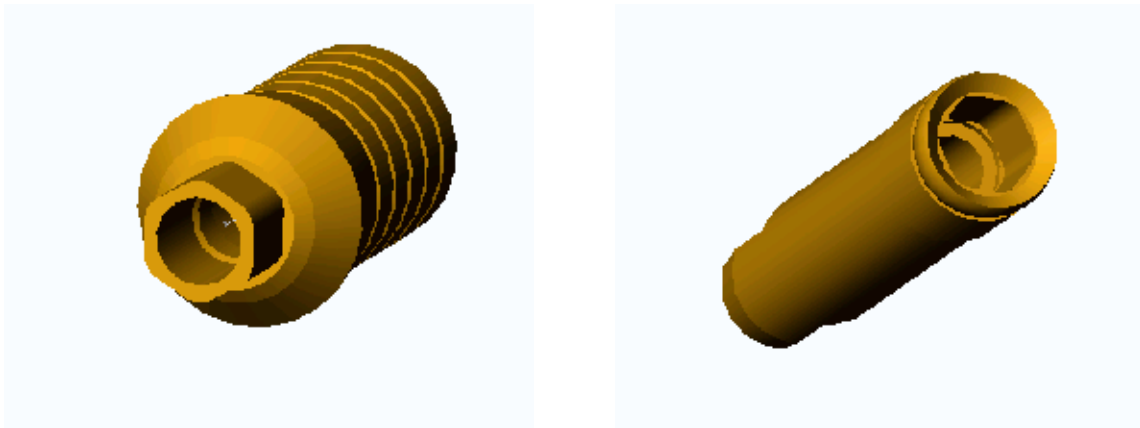


Figura 5.4.1-1. Esagono smussato originariamente proposto.

Questa soluzione ha suscitato notevole interesse, anche per la facilità di costruzione e realizzazione. In effetti, una volta verificato il comportamento meccanico della soluzione a livello numerico, si sono realizzati un certo numero di prototipi che permettessero di valutarne il comportamento sperimentale rispetto al modello originale. In sede di produzione sono state proposte alcune modifiche individuate in una geometria che semplificasse la realizzazione dei

raccordi degli angoli dell'esagono, creati tramite una semplice operazione di tornitura realizzata asportando materiale in prossimità degli spigoli dell'esagono maschio costituente l'abutment.



Figura 5.4.1-2. Confronto tra esagono originale ed esagono smussato.

5.5 Sviluppo modelli FEM nuove configurazioni

Il passo successivo, una volta individuate le possibili variazioni geometriche, è stato quello di analizzare il comportamento statico degli impianti caratterizzati dalle geometrie individuate e presentate nei paragrafi precedenti, per eseguire un primo confronto numerico che permettesse di individuare la soluzione migliore. Di seguito vengono riportate per ciascun prototipo i valori della tensione principale S_1 , della deformazione USUM e della tensione di Von Mises.

5.5.1 Esagono (modello originale):

la S_1 variava da un valore massimo di $0.154 \cdot 10^{10}$ Pa ed un valore minimo di $0.697 \cdot 10^9$ Pa; la USUM massima era di $0.274 \cdot 10^{-3}$ m ; il valore massimo della tensione di VMISES era di $0.111 \cdot 10^{10}$ Pa e quello minimo era di 1.542 Pa.

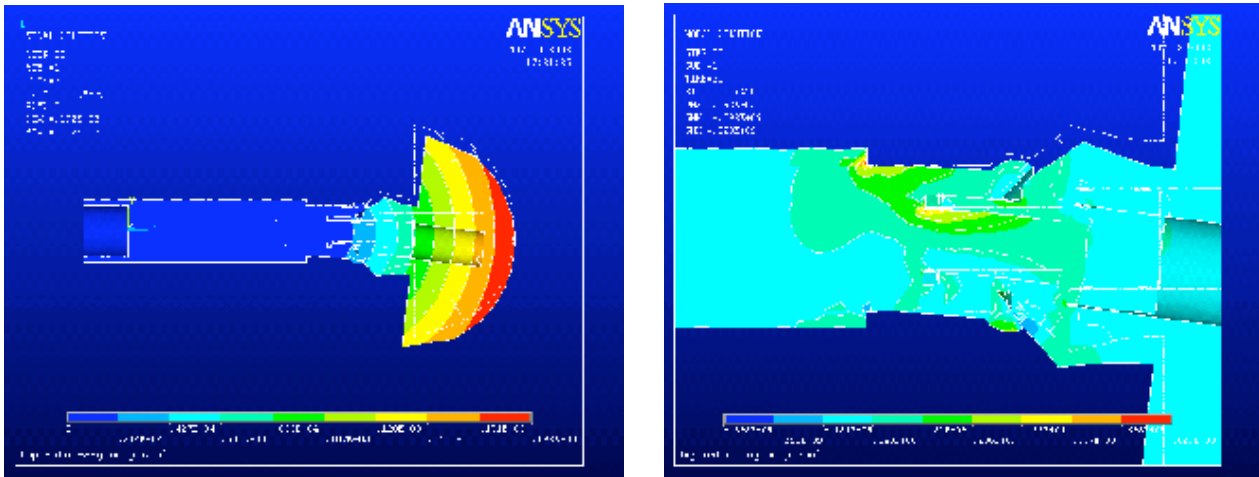


Figura 5.5.1-1. Esagono originale: a) spostamenti; b) tensione principale S1.

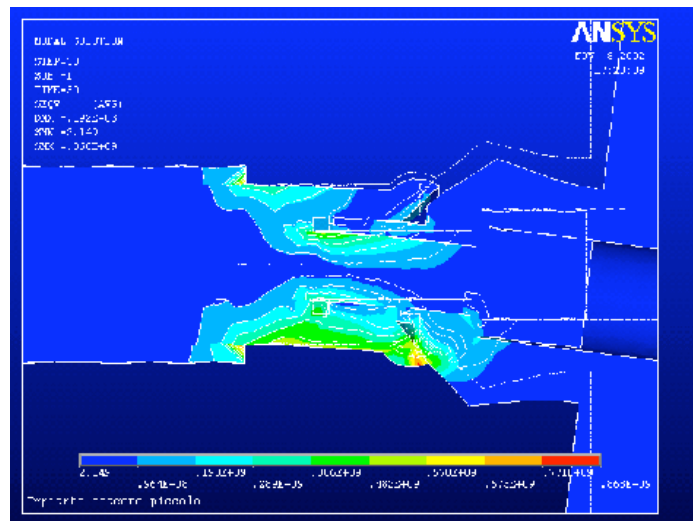


Figura 5.5.1-2. Esagono originale: tensione di Von Mises.

5.5.2 Esagono 1.15:

la S1 variava da un valore massimo di $-0.392 \text{ e}09 \text{ Pa}$ ed un valore minimo di $0.829 \text{ e}09$; la USUM massima era di $0.192 \text{ e}-03 \text{ m}$; il valore massimo della tensione di VMISES era di $0.868 \text{ e}09 \text{ Pa}$ e quello minimo era di 2.149 Pa .

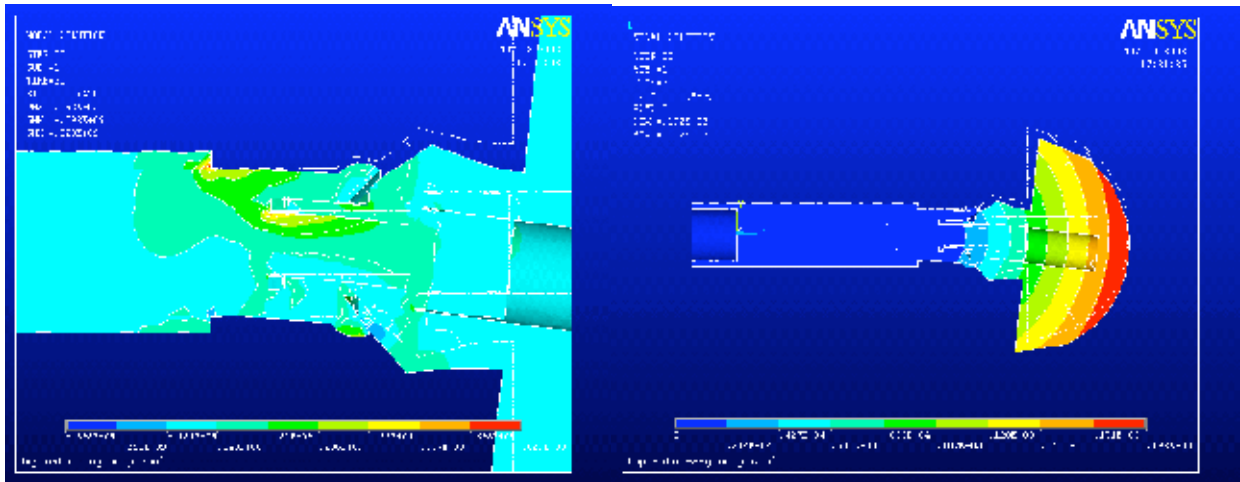


Figura 5.5.2-1. Esagono 1.15: a) spostamenti; b) tensioni principali.

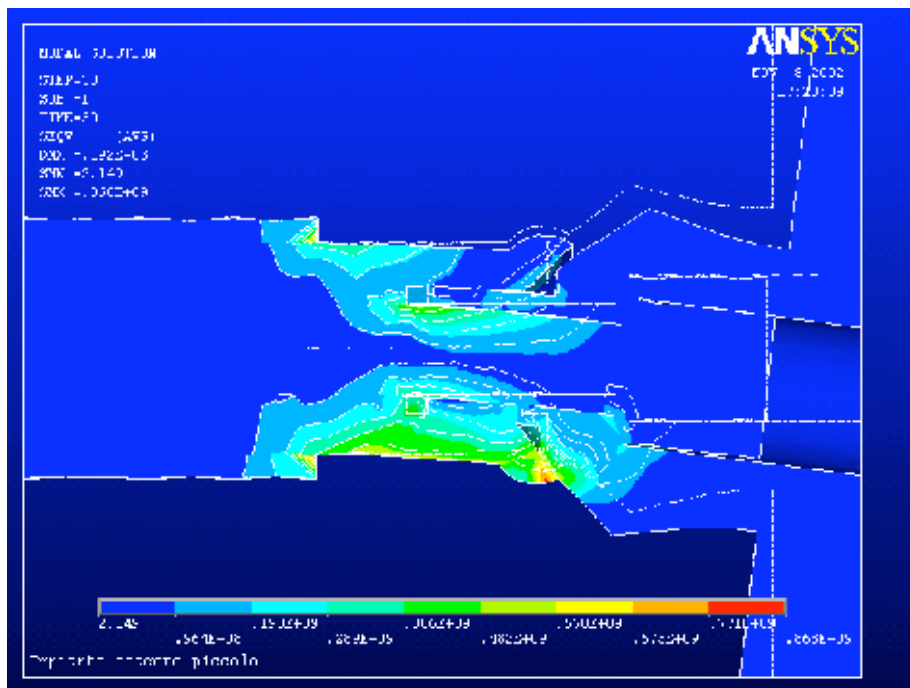


Figura 5.5.2-2. Esagono 1.15: tensione di Von Mises.

5.5.3 Esagono con angoli smussati:

la S1 variava da un valore massimo di $0.721 \text{ e}09 \text{ Pa}$ ed un valore minimo di $-0.133 \text{ e}09$; la USUM massima era di $0.167 \text{ e}-03 \text{ m}$; il valore massimo della tensione di V.MISES era di $0.774 \text{ e}09 \text{ Pa}$ e quello massimo era di 10.543 Pa .

5.5.4 Ottagono:

- la S1 variava da un valore massimo di $0.108 \text{ e}10 \text{ Pa}$ ed un valore minimo di $0.428 \text{ e}09$;
- la USUM massima era di $0.269 \text{ e}-03 \text{ m}$;
- il valore massimo della tensione di V.MISES era di $0.113 \text{ e}10 \text{ Pa}$ e quello minimo era di 8.373 Pa .

5.5.5 Triangolo Caricato in Punta:

la S1 variava da un valore massimo di $0.752 \text{ e}09 \text{ Pa}$ ed un valore minimo di $-0.179 \text{ e}09$; la USUM massima era di $0.152 \text{ e}-03 \text{ m}$; il valore massimo della tensione di V.MISES era di $0.832 \text{ e}10 \text{ Pa}$ e quello minimo era di 10.598 Pa .

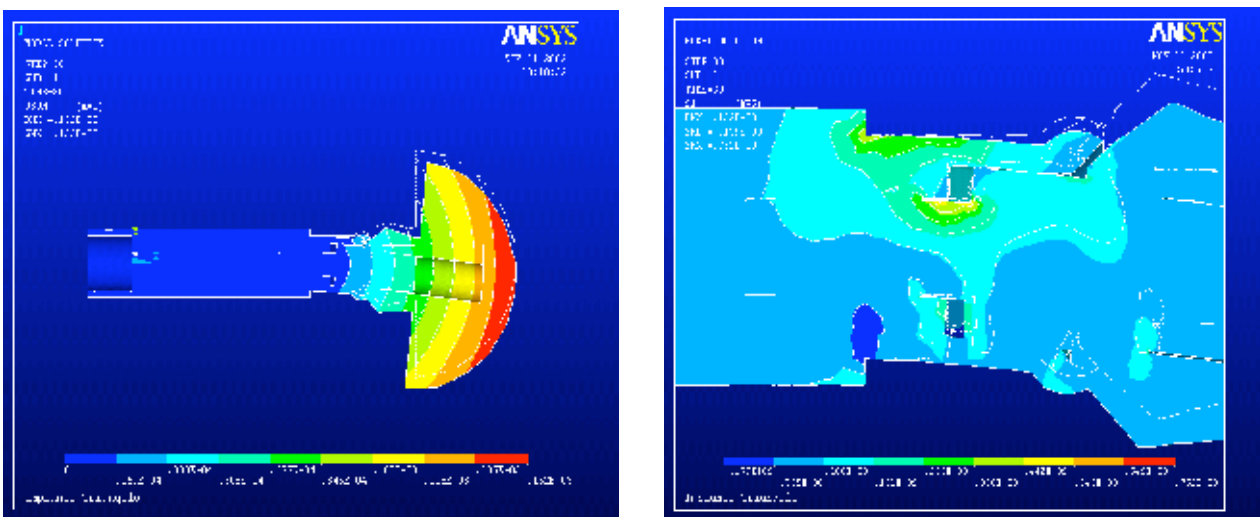


Figura 5.5.5-1. Triangolo CP: a) spostamento; b) tensione principale S1.

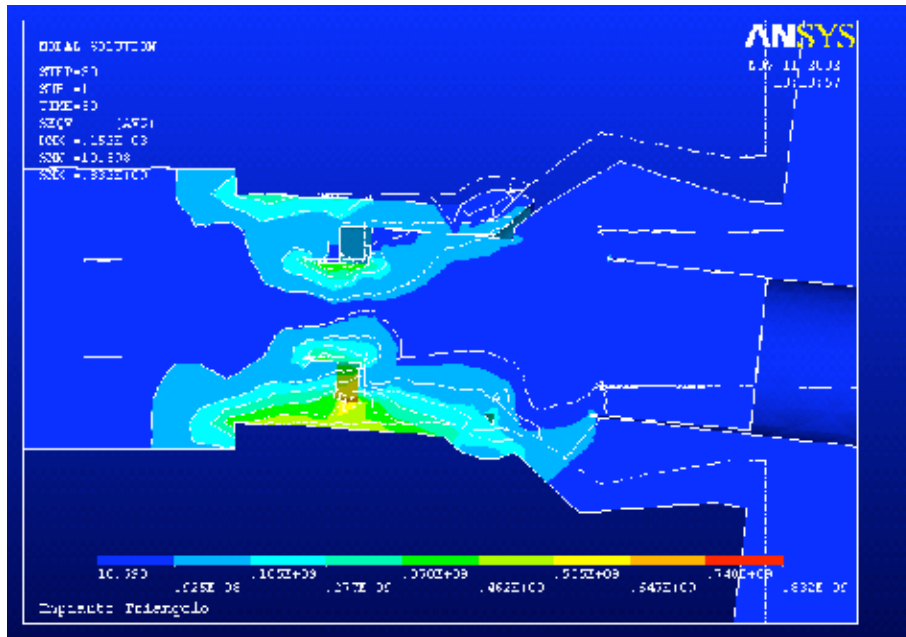


Figura 5.5.5-2. Triangolo CP: tensione di Von Mises.

5.5.6 Triangolo Caricato alla Base :

la S1 variava da un valore massimo di $0.155 \text{ e}10 \text{ Pa}$ ed un valore minimo di $-0.175 \text{ e}09$; la USUM massima era di $0.196 \text{ e}-03 \text{ m}$; il valore massimo della tensione di V.MISES era di $0.131 \text{ e}10 \text{ Pa}$ e quello minimo era di 8.670 Pa .

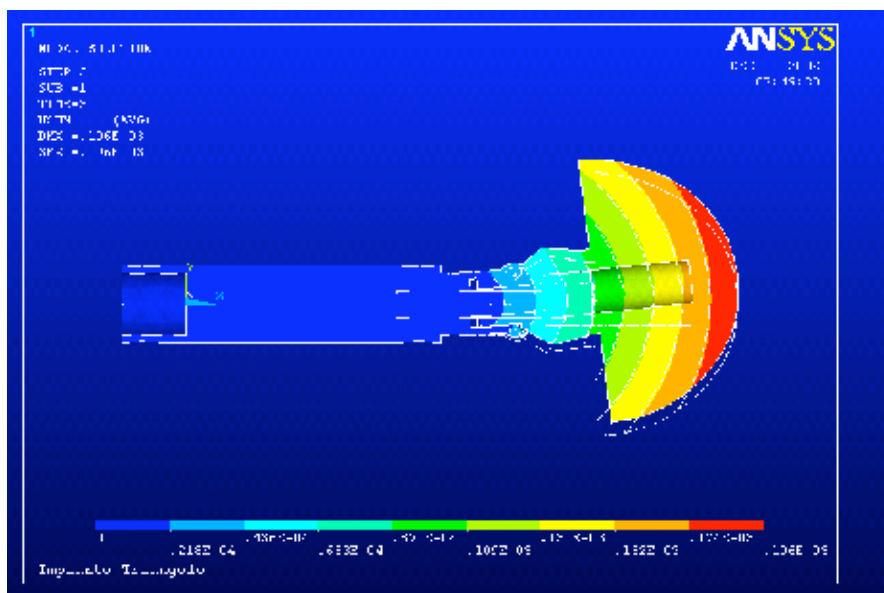


Figura 5.5.6-1. Triangolo CB: spostamento.

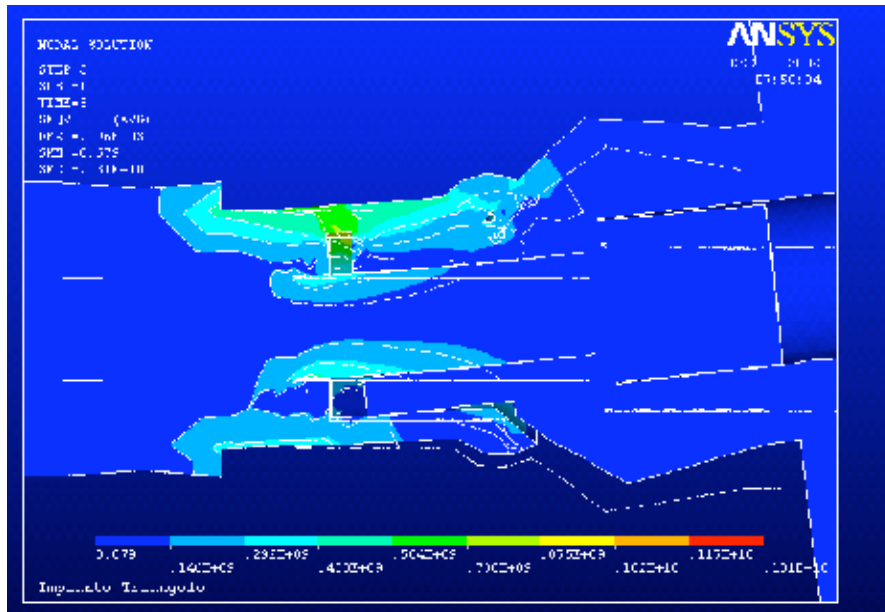


Figura 5.5.6-2. Triangolo CB: tensione di Von Mises.

5.5.7 Quadrato Caricato di Punta:

la S1 variava da un valore massimo di $0.379 \text{ e}09 \text{ Pa}$ ed un valore minimo di $-0.501 \text{ e}08$; la USUM massima era di $0.545 \text{ e}-04 \text{ m}$; il valore massimo della tensione di V.MISES era di $0.378 \text{ e}09 \text{ Pa}$ e quello minimo era di 3.028 Pa .

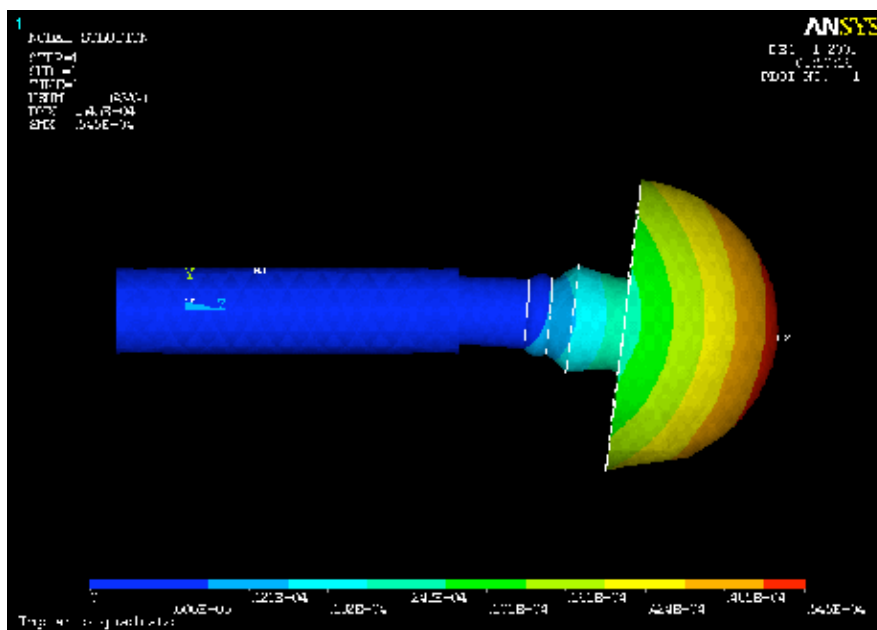


Figura 5.5.7-1. Quadrato CP: spostamenti;

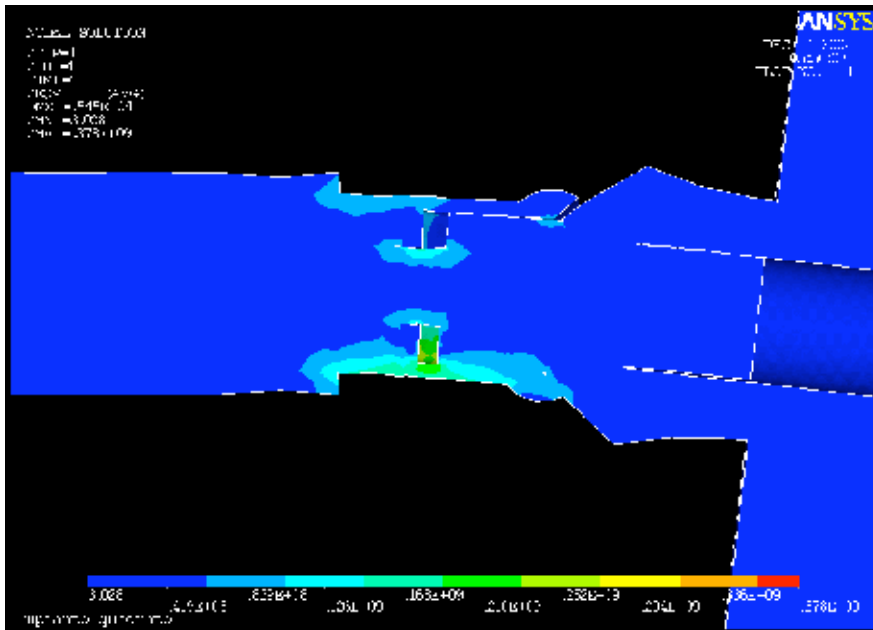


Figura 5.5.7-2. Quadrato CP: tensione di Von Mises.

5.5.8 Quadrato Caricato di Lato:

la S1 variava da un valore massimo di $0.430 \text{ e}09 \text{ Pa}$ ed un valore minimo di $-0.104 \text{ e}08$; la USUM massima era di $0.479 \text{ e}-04 \text{ m}$; il valore massimo della tensione di V.MISES era di $0.202 \text{ e}09 \text{ Pa}$ e quello minimo era di 3.728 Pa .

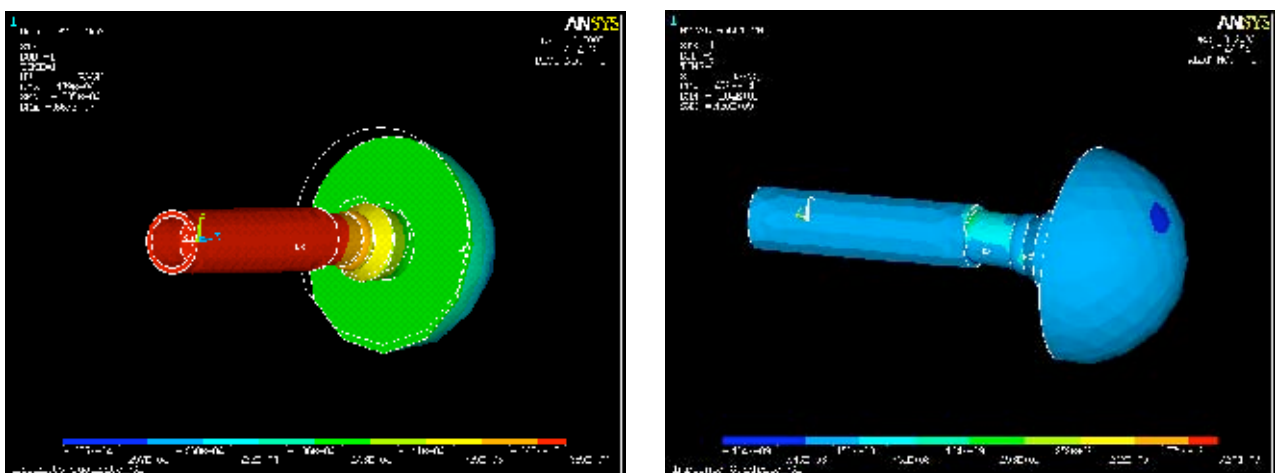


Figura 5.5.8-1. Quadrato CL: a) spostamenti lungo x , b) tensione S1.

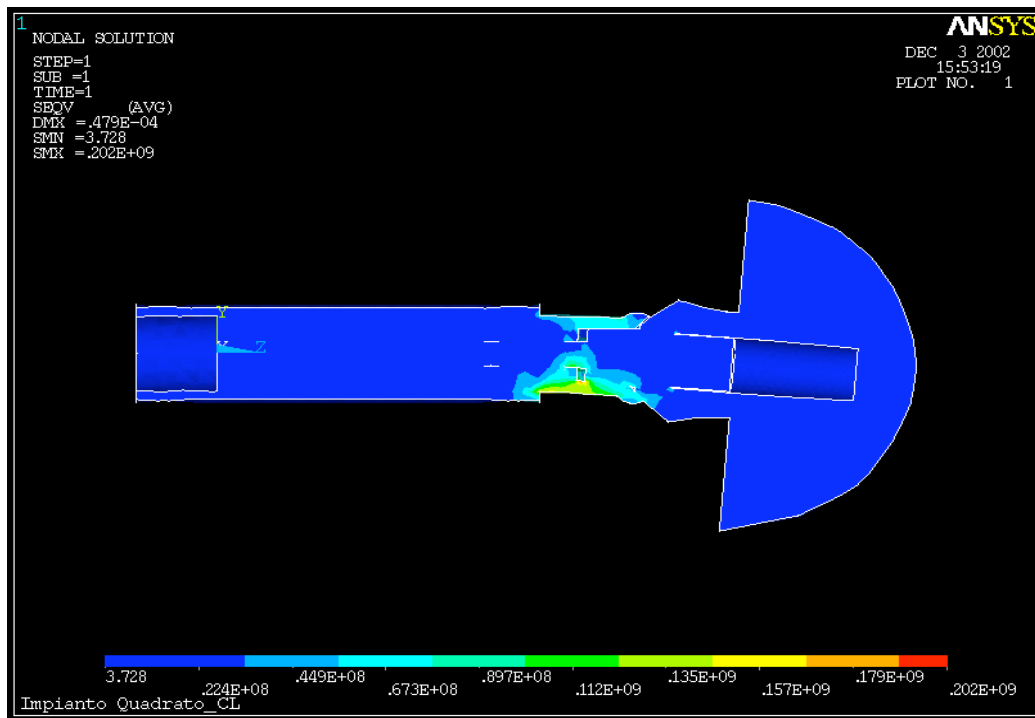


Figura 5.5.8-2. Quadrato CL: tensione di Von Mises.

5.5.9 Connessione conica.

Una importante serie di attività è stata condotta per lo studio di un nuovo impianto con connessione conica. La richiesta di studiare tale tipologia di connessione viene da TFI (dott. Ramadori) in quanto questa sembra essere la direzione presa anche da importanti gruppi produttori di impianti conici. Nel seguito della ricerca è stato chiesto di non procedere oltre nello studio per cui si riportano i risultati ottenuti per due tipologie di configurazioni:

- Cono fixture maschio (fig. 5.5.9-1)
- Cono fixture femmina (fig. 5.5.9-2)

Nel caso di sollecitazione standard ad 196 N secondo la procedura precedentemente discussa, nel caso di cono fixture maschio si osserva una deformazione massima di 157 μm ed una sollecitazione max di 1,65 GPa, mentre nel caso di cono fixture femmina si osserva una deformazione massima di 195 μm ed una sollecitazione massima di 3,15 GPa.

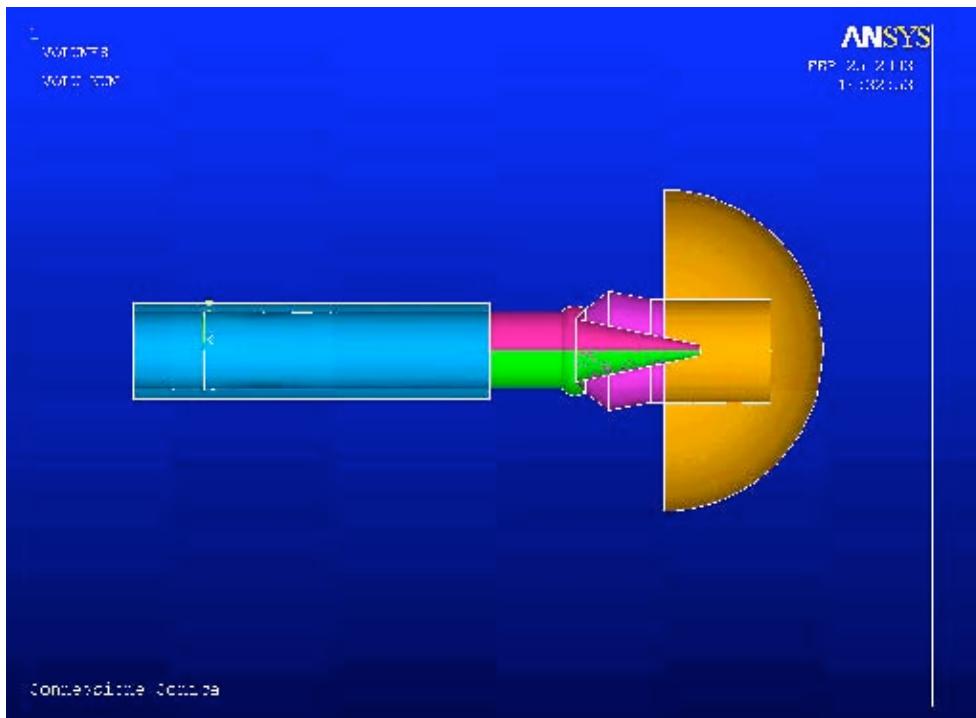


Fig. 5.5.9-1. Cono fixture maschio

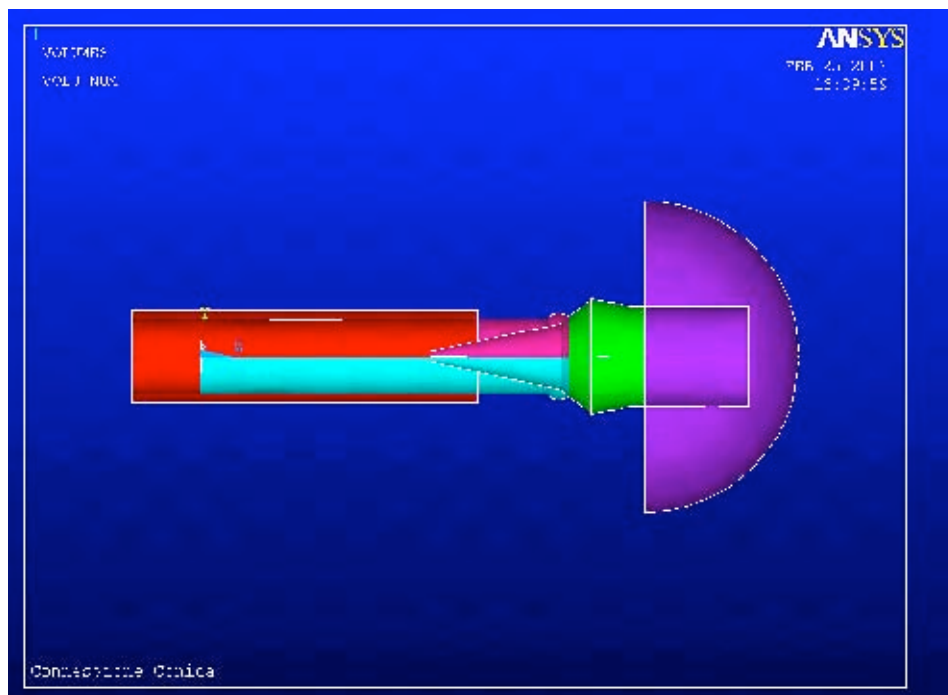


Fig. 5.5.9-2. Cono fixture maschio

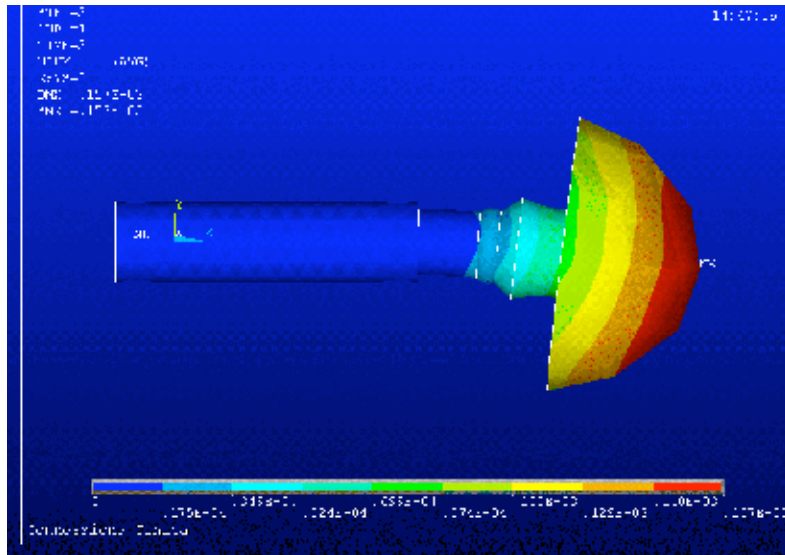


Fig. 5.5.9-3. Cono fixture maschio

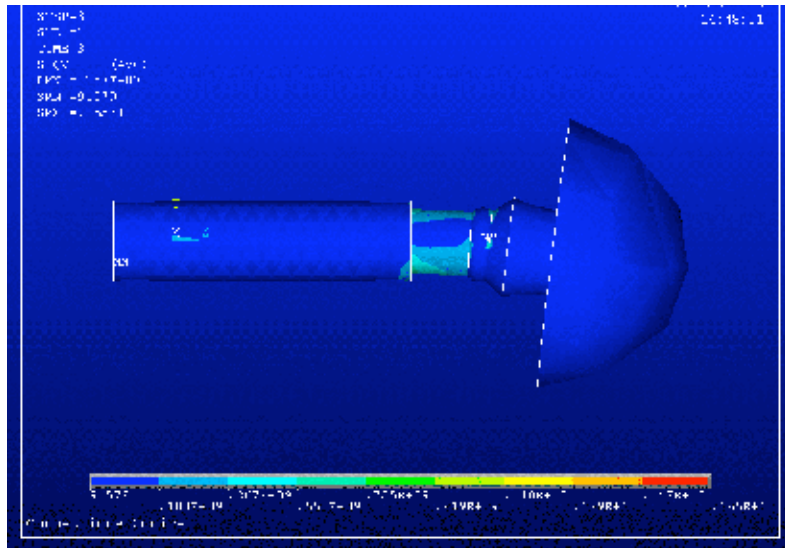


Fig. 5.5.9-4. Cono fixture maschio

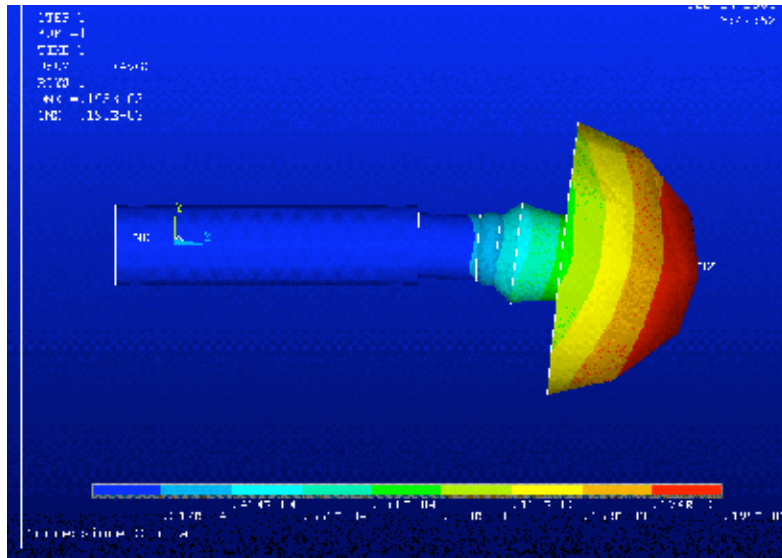


Fig. 5.5.9-5. Cono fixture maschio

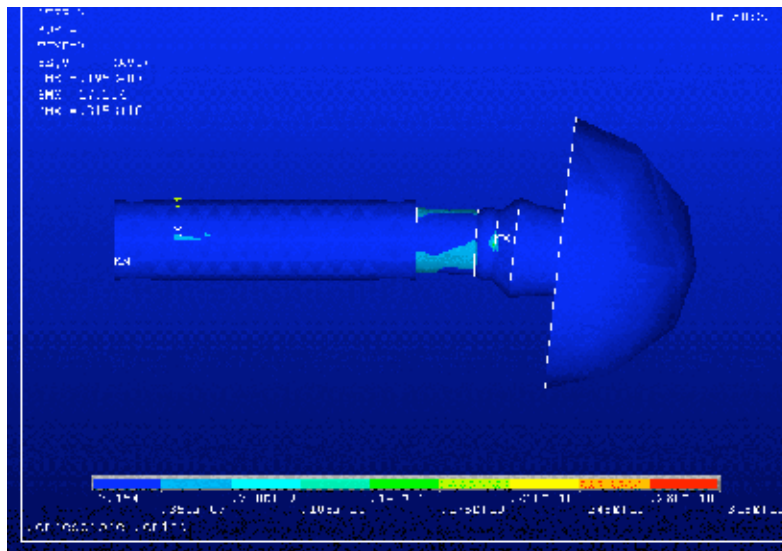
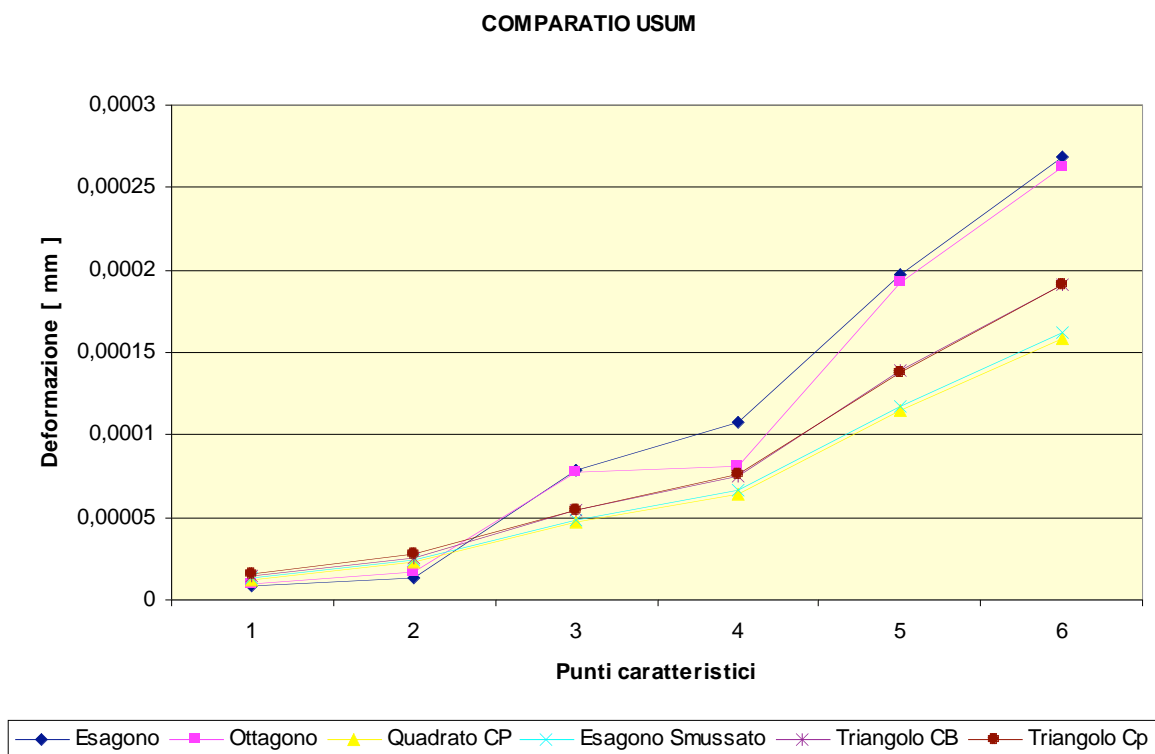


Fig. 5.5.9-6. Cono fixture maschio

5.6 Deformazioni dei modelli proposti.

I dati relativi alle diverse prove su simulatore, riguardanti i diversi modelli presentati, possono essere raccolti in grafici che ne permettano una fruizione più intuitiva ed immediata. Un confronto accurato deve prevedere un'analisi dei possibili stati tensionali che si vanno ad individuare sulle zone a rischio maggiore di rottura ed un'analisi degli stati deformativi verificabili in campo sperimentale grazie al banco test allestito per lo scopo. Nel grafico seguente riportiamo i dati relativi alle deformazioni riscontrate sui modelli sollecitati ad un carico statico di 196 N. Può così svilupparsi una prima fase di confronto che permette di valutare in prima istanza come possibili prototipi futuri si comportino.



Come è facile notare, i profili delle deformate presentano un andamento pressoché simile. Escludendo il comportamento dell'ottagono che presenta un'anomala deformazione a livello del punto 4 in cui si assiste ad un repentino aumento della flessione, il comportamento degli altri modelli risulta essere alquanto simile. Particolare attenzione va posta sul fatto che a differenza dei modelli relativi all'ottagono e all'esagono originale, gli altri elementi presentano una deformazione leggermente superiore a livello del corpo della fixture quasi a voler indicare una più omogenea deformazione lungo tutto il sistema, senza che si risenta in maniera gravosa del giunto tra pilastro e impianto.

Nella tabella, riportiamo i dati relativi all'esagono originale, al quadrato (che a livello deformativo ha fornito le migliori performance) e all'esagono con angoli smussati proposto da noi con la rettifica fornita dalla T.F.I. Di seguito si riportano anche i grafici riepilogativi delle tensioni ricavate per via

numerica nei punti fondamentali dell'impianto. I punti, sono stati scelti nelle zone più sollecitate della fixture, dove non è in nessun caso auspicabile una rottura per la difficoltà che si presenta nell'eventuale sostituzione del pezzo, e in prossimità dell'attacco della vite di collegamento visto che in tale sede la stessa è soggetta a una sollecitazione flessionale che potrebbe condurre la stessa ad una rottura. Occorre notare che l'ultimo caso contemplato, (possibile rottura della vite di serraggio) non è mai stato riscontrato in ambito clinico.

	PUNTO 1D	PUNTO 2D	PUNTO 3D	PUNTO 4D	PUNTO 5D	PUNTO 6D
Esagono	7,938E-06	1,274E-05	7,867E-05	0,0001077	0,0001972	0,0002684
Quadrato	1,158E-05	2,282E-05	4,692E-05	6,468E-05	0,0001149	0,0001581
Esagono Smussato	1,323E-05	2,362E-05	4,809E-05	6,622E-05	0,0001171	0,0001623

Tabella 5.6-1. Confronto tra le deformazioni dei modelli più interessanti.

Problemi più rilevanti, riguardanti la vite, si sono riscontrati per incidenti dovuti al rilassamento della stessa e la perdita di precarico imposto dall'operatore. Possiamo visivamente individuare i nodi chiave relativi alle tensioni tramite un prospetto grafico riassuntivo.

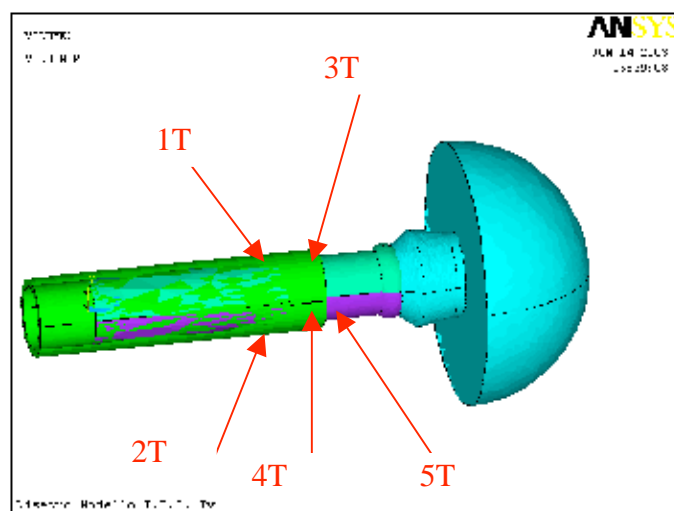


Figura 5.6-1. Punti per lo studio delle tensioni.

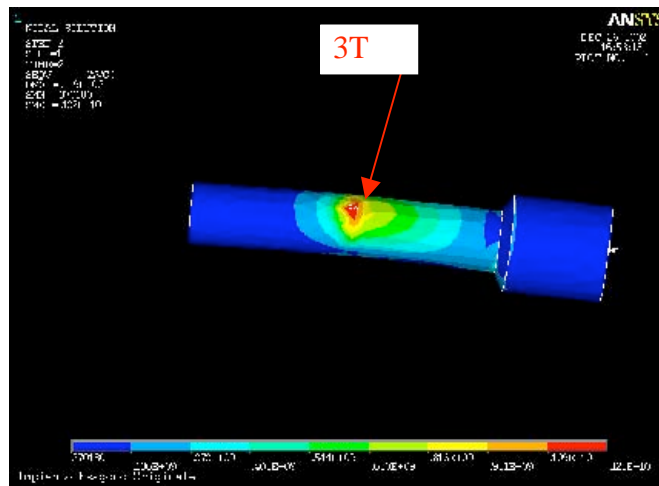
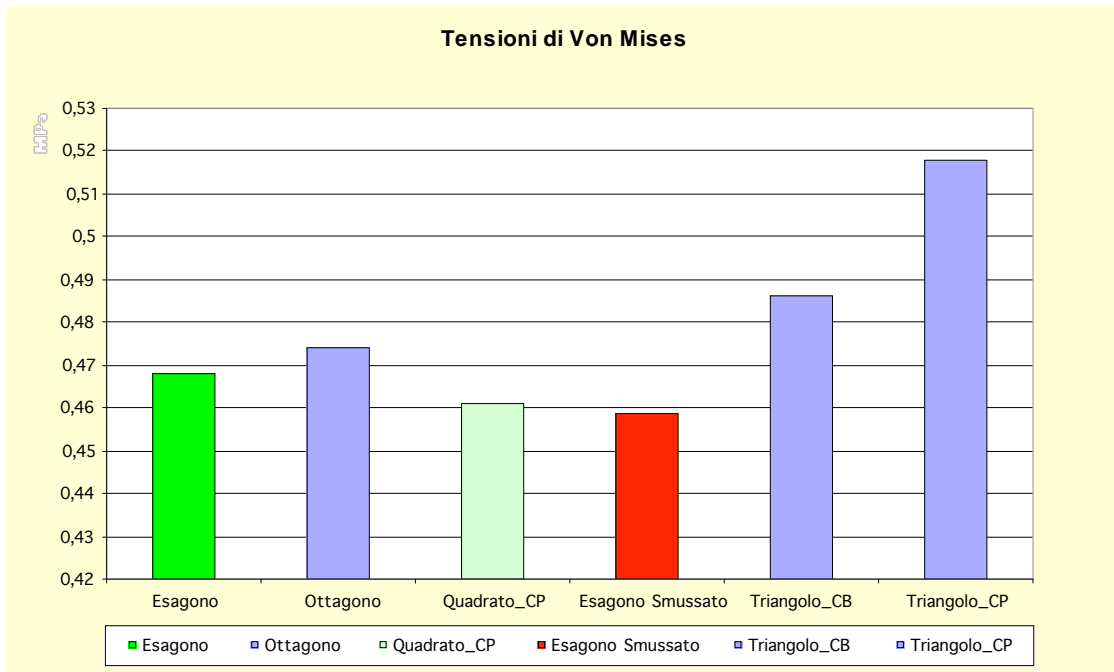


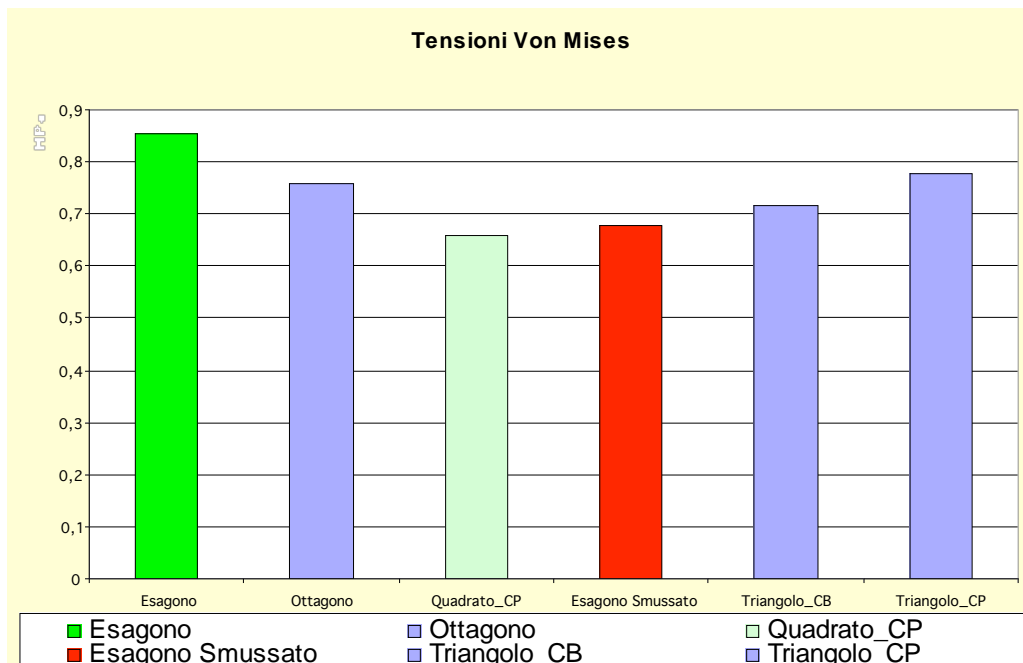
Figura 5.6-2. Esame delle tensioni sulla vite di collegamento.

Possiamo riassumere gli stati tensionali rilevati con l'ausilio delle simulazioni numeriche per scegliere in maniera accorta una soluzione funzionale successiva per la rielaborazione del modello cercata. Nei grafici seguenti sono state messe in particolare evidenza alcune porzioni che indicavano il comportamento del modello a forma quadrata, del modello dotato di angoli raccordati e dell'impianto originale. Possiamo notare che pur risultando il modello con la connessione quadrata più performante sotto l'aspetto deformativo, accusa sollecitazioni maggiori del modello originale in alcuni particolari punti. Gli impianti da noi sviluppati producono sollecitazioni superiori a livello del collegamento vite- fixture, ma questo non causa particolari problemi trovandoci in un dominio di sollecitazioni ben inferiori a quelle che causerebbero la rottura del materiale in questione. D'altro canto nei nuovi modelli sono apprezzabili abbassamenti delle sollecitazioni nelle prossimità del contatto fixture-abutment dove sono stati notati problemi a livello clinico a causa di improvvise rotture.

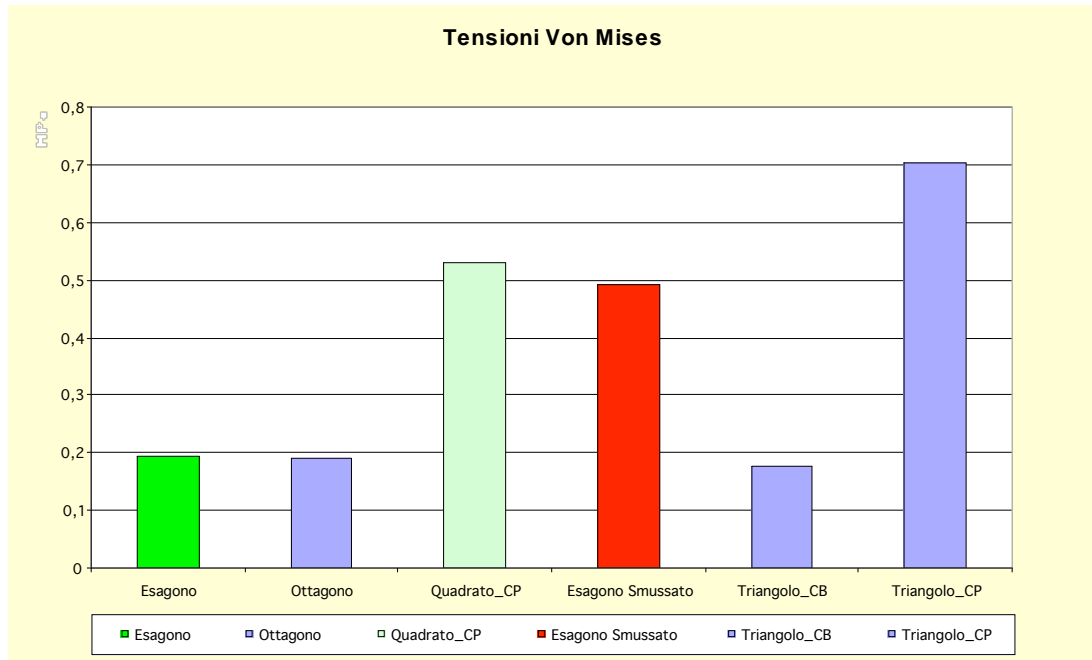
5.6.1 Punto 1T (zona di contatto superiore fixture-resina):



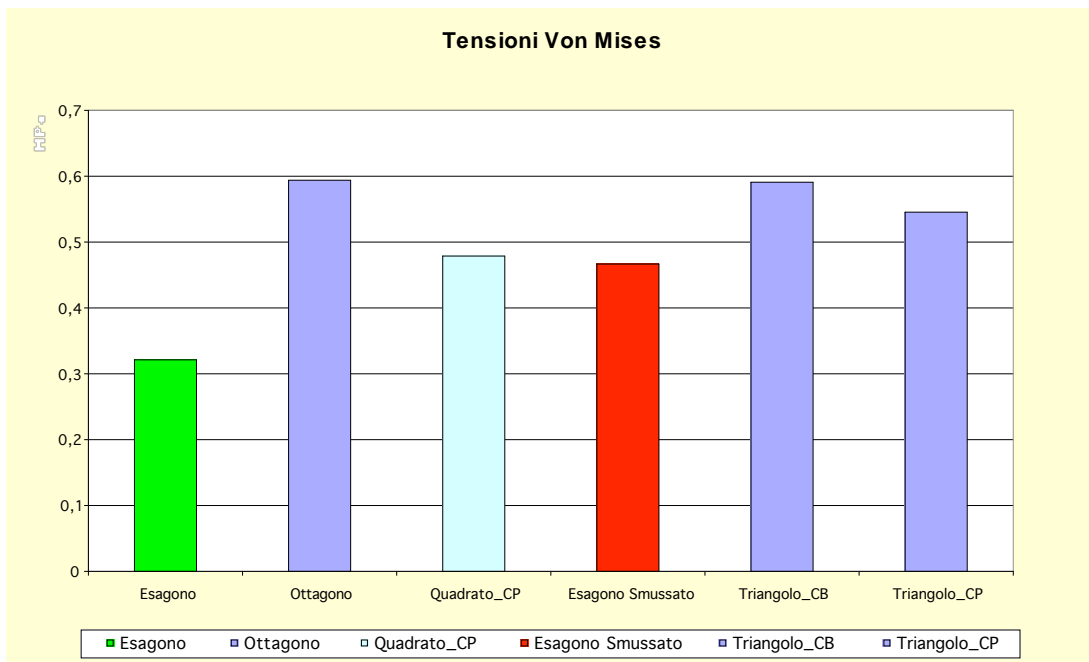
5.6.2 Punto 2T (zona di contatto inferiore fixture-resina):



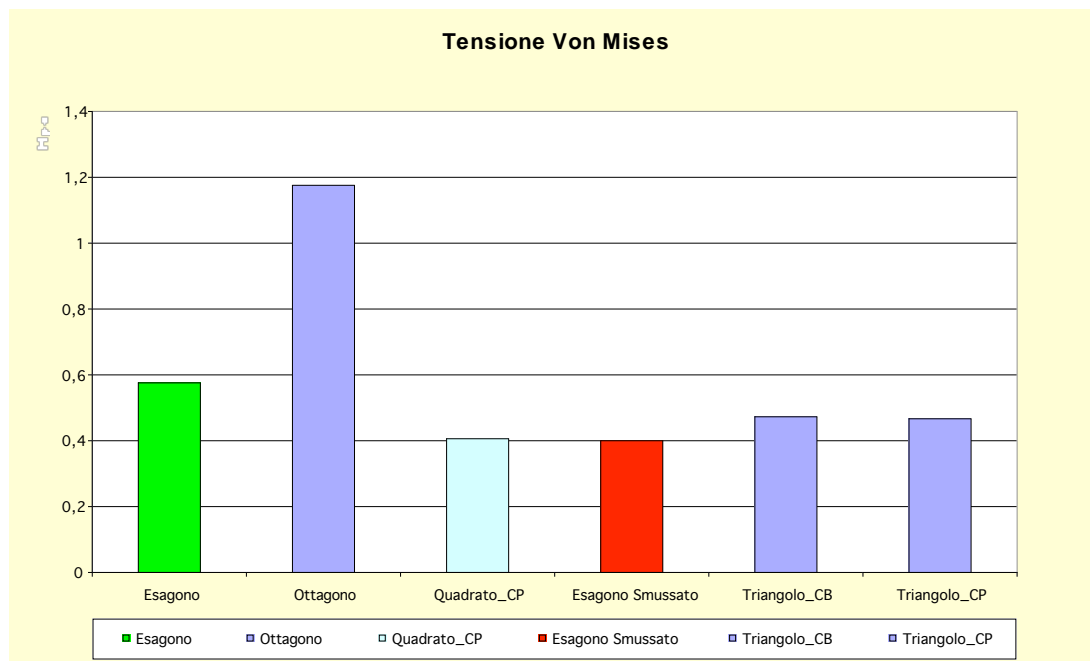
5.6.3 Punto 3T (zona di collegamento vite- fixture):



5.6.4 Punto 4T (porzione inferiore del collarino):

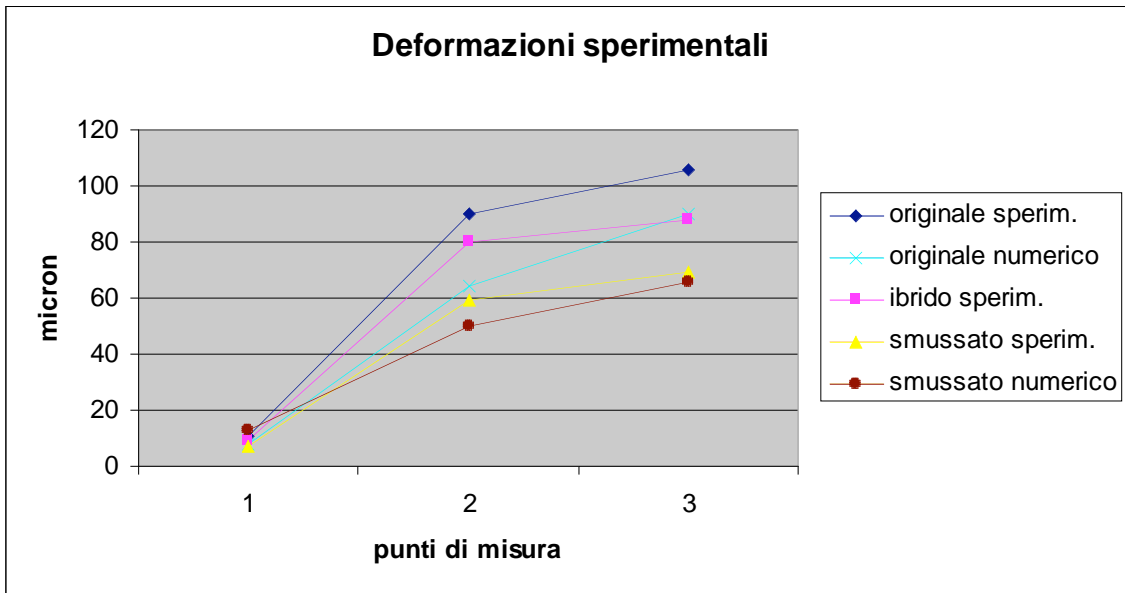


5.6.5 Punto 5T (porzione superiore del collarino):



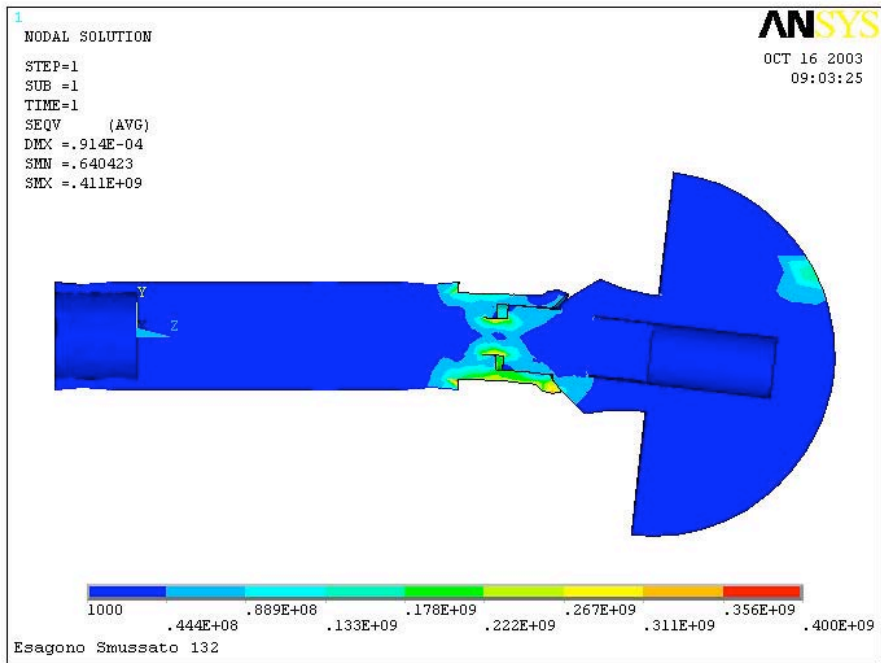
5.7 Modello FEM prima soluzione

Nell'ottica di una transizione graduale dalla vecchia produzione alla nuova, si sono presi in esame i comportamenti che derivano dall'utilizzo di una soluzione ibrida per l'insieme pilastro-impianto. Tale soluzione, se realizzabile, permetterebbe di godere dei benefici della connessione esagonale smussata recuperando in parte i vecchi componenti ancora in magazzino, soprattutto per ciò che riguarda il pilastro, con la connessione facilmente trasformabile con una tornitura cilindrica di diametro opportuno. Appurato che il comportamento meccanico migliora sensibilmente con l'utilizzo di una connessione esagonale smussata, abbiamo provveduto ad analizzare sperimentalmente l'influenza delle diverse soluzioni, anche per la presenza di alcuni prototipi delle nuove componenti prontamente costruite dalla T.F.I. Di seguito si riportano i grafici relativi alle differenze misurate, dai quali si evince che miglioramenti si ottengono anche con l'utilizzo del modello ibrido, ottenuto cioè con l'accoppiamento dell'impianto originale con il pilastro modificato. I motivi di tale comportamento possono essere ricondotti ad una migliore distribuzione delle tensioni sulle superfici interne dell'esagono ed alla conseguente riduzione della concentrazione delle tensioni all'apice dell'esagono femmina nell'impianto.

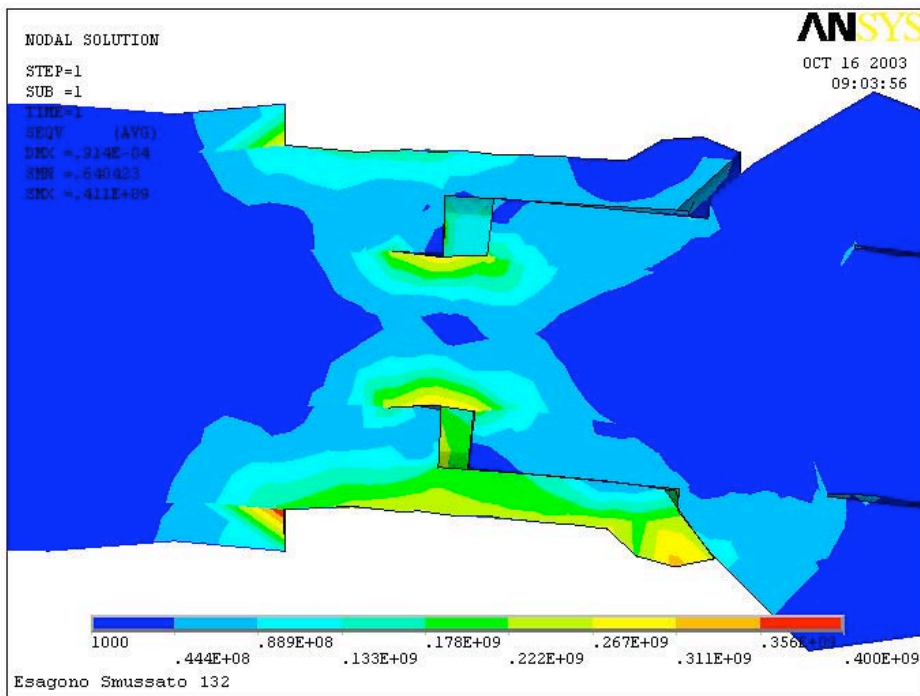


5.8 Modello FEM seconda soluzione

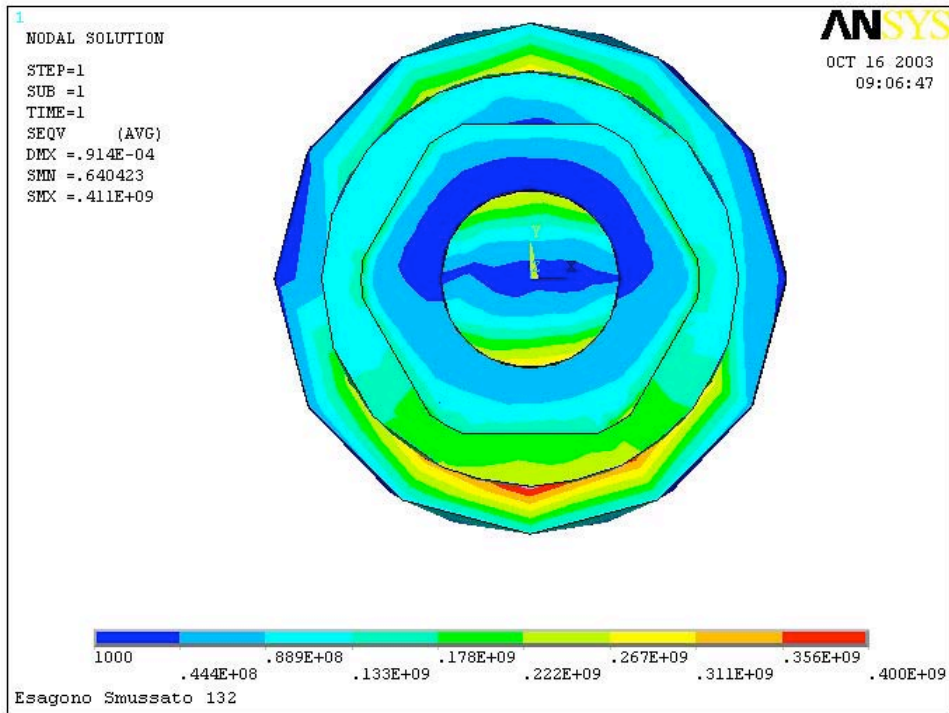
Per approfondire l'analisi della soluzione più completa, siamo ricorsi all'analisi numerica ottenuta con l'ausilio delle condizioni del contatto, che hanno permesso, a fronte di una maggiore richiesta di potenza di calcolo, di ottenere risposte più complete ed esaurienti. Come spiegato, infatti, la simulazioni effettuate abbandonando la semplificazione dell'incollaggio delle superfici in contatto relativo, portano ad un considerevole aumento della potenza di calcolo richiesta che si riconduce, in ultima istanza, ad un notevole aumento dei tempi di simulazione. Per il nostro caso, introducendo tali condizioni sia per il contatto tra pilastro ed impianto, sia per quello tra la testa della vite ed il pilastro, i tempi di calcolo sono aumentati di circa 60 volte, ma questo ci ha comunque permesso di valutare anche gli effetti dell'attrito e degli scorrimenti relativi all'interfaccia tra pilastro ed impianto. Di seguito, si riportano le principali immagini ricavate dalle simulazioni numeriche per il caso esaminato.



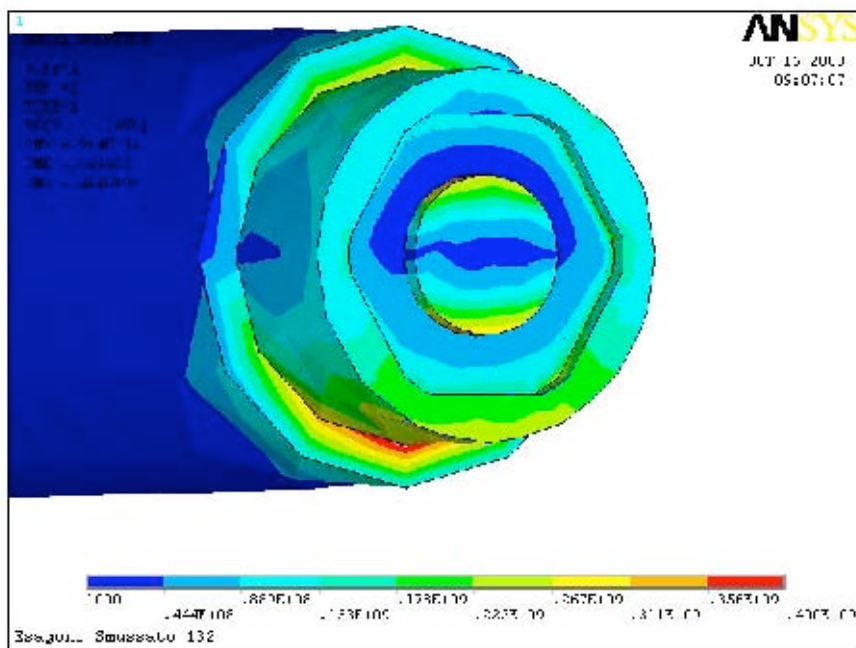
Impianto Sn16, connessione esagonale smussata



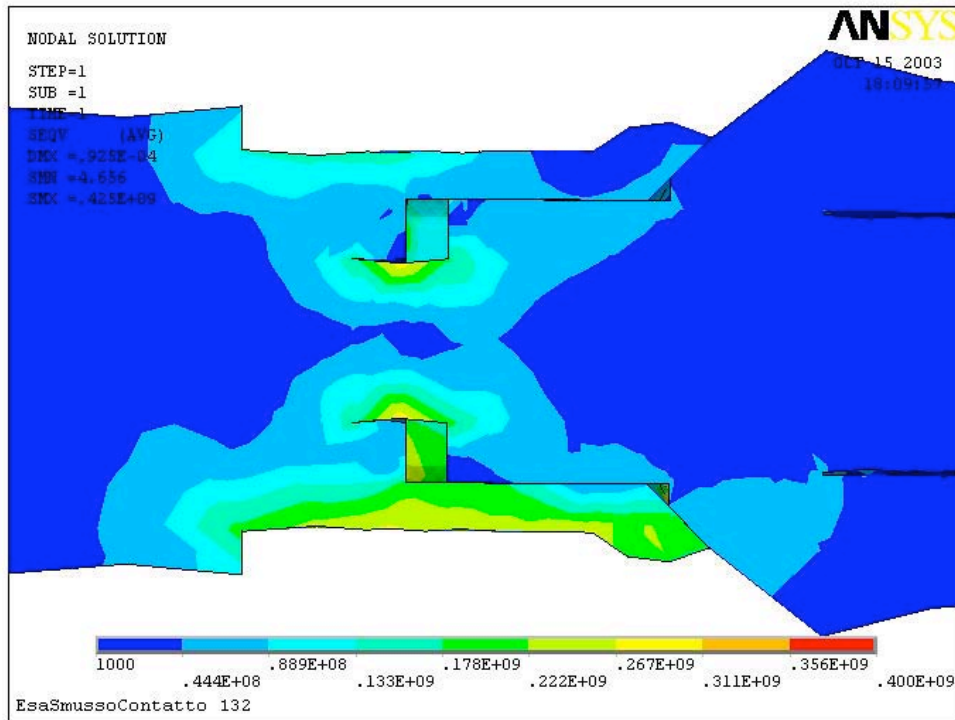
Impianto Sn16, particolare connessione esagonale smussata



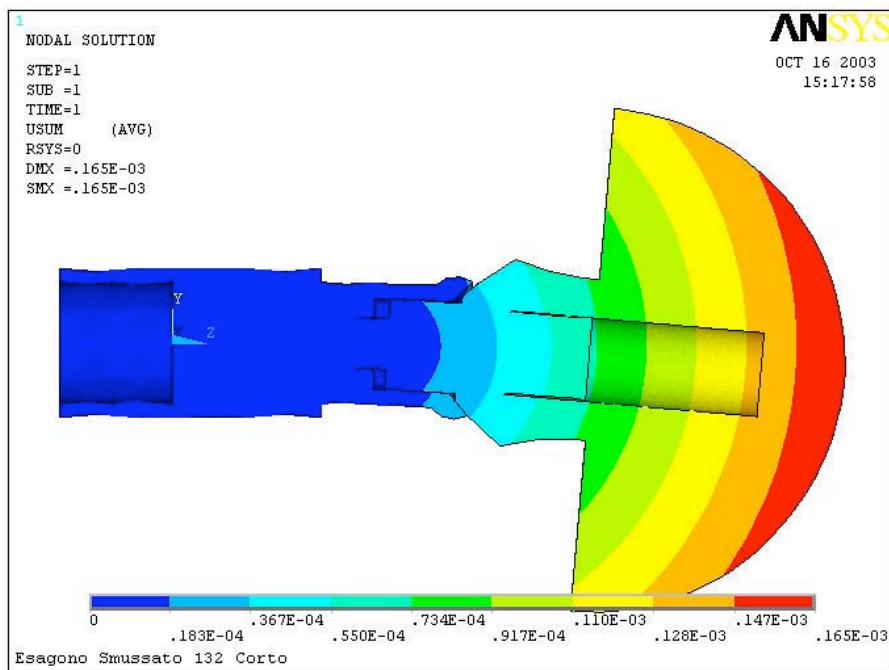
Impianto Sn16, esagonale smussato: sezione assiale



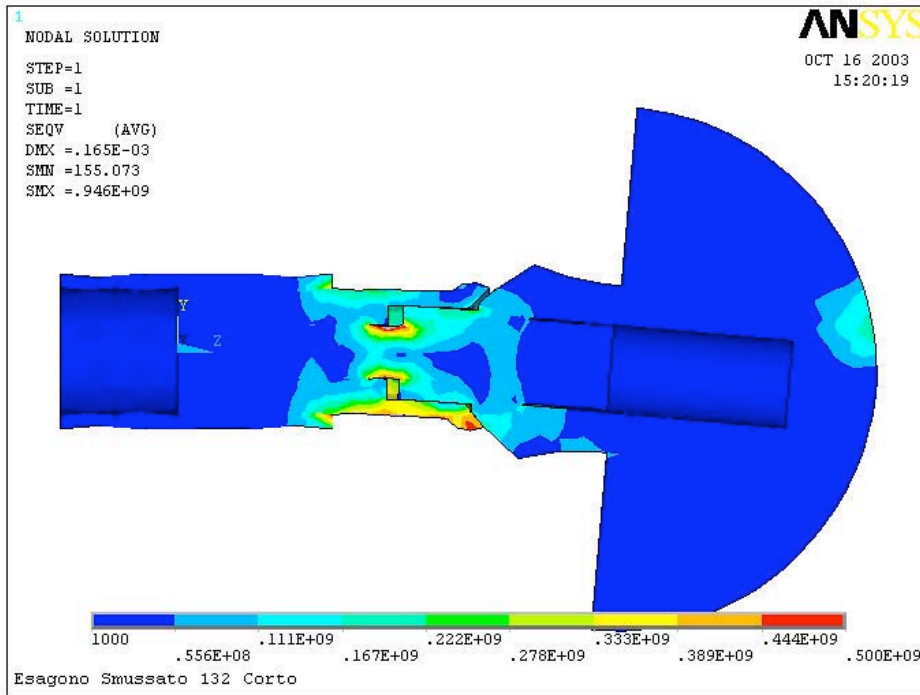
Impianto Sn16, esagonale smussato: sezione assiale, particolare della vite di connessione



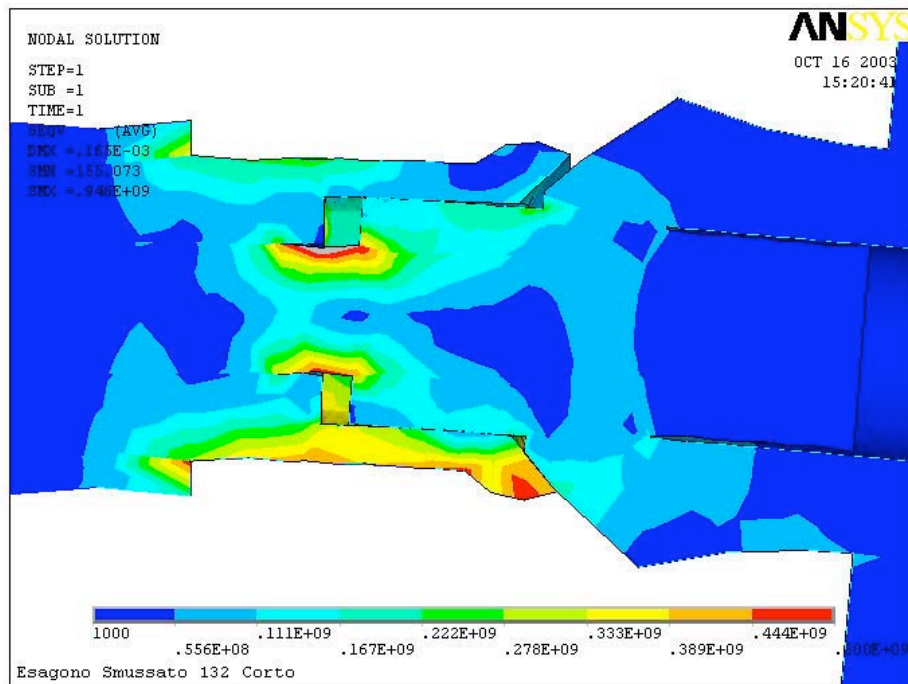
Impianto Sn16, esagonale smussato: sezione longitudinale



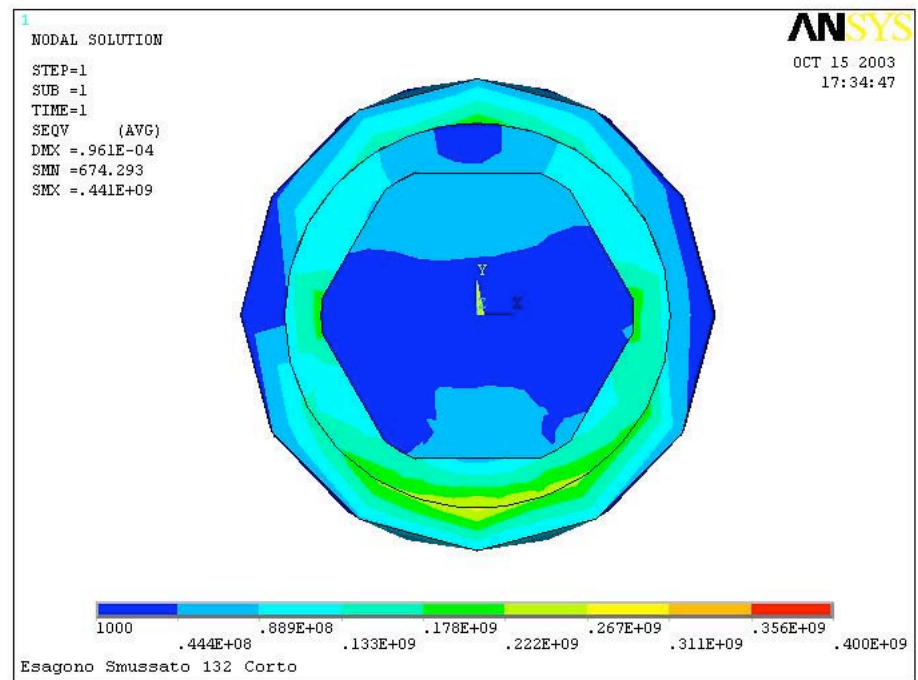
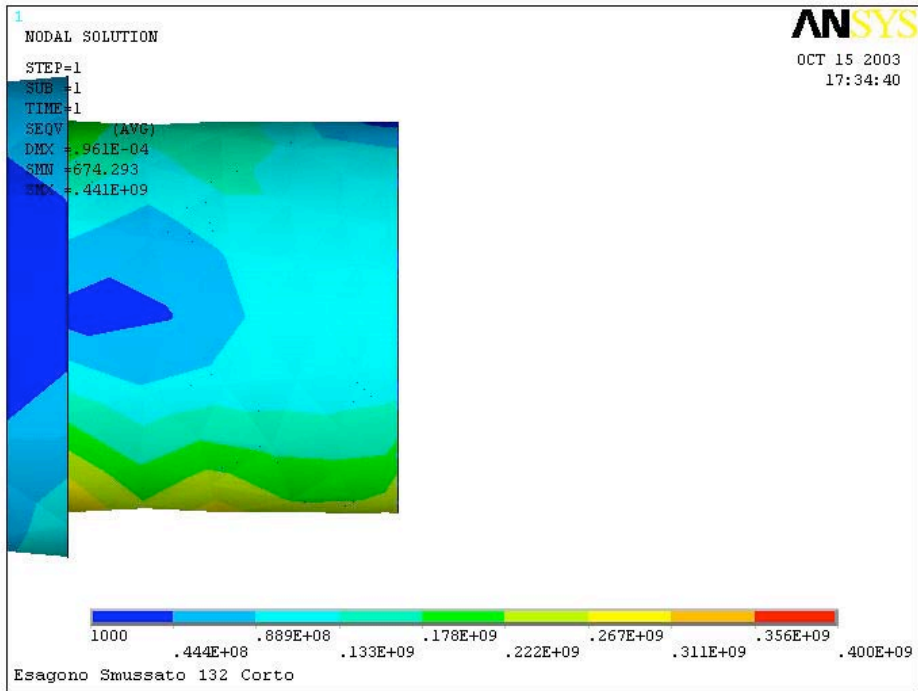
Impianto Sn10, esagonale smussato senza contatto: deformazioni

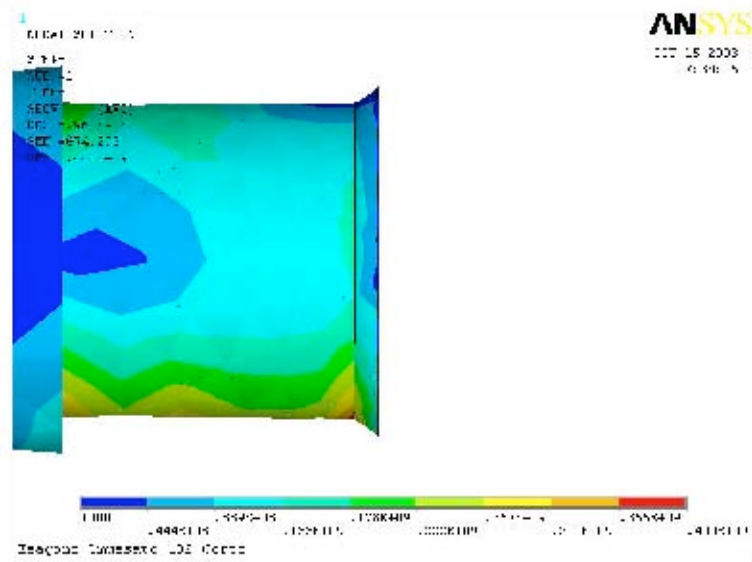
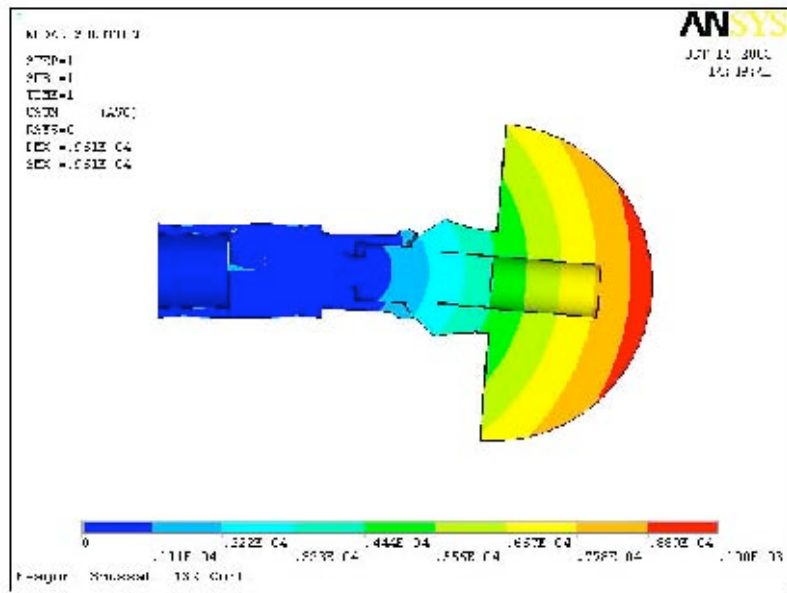


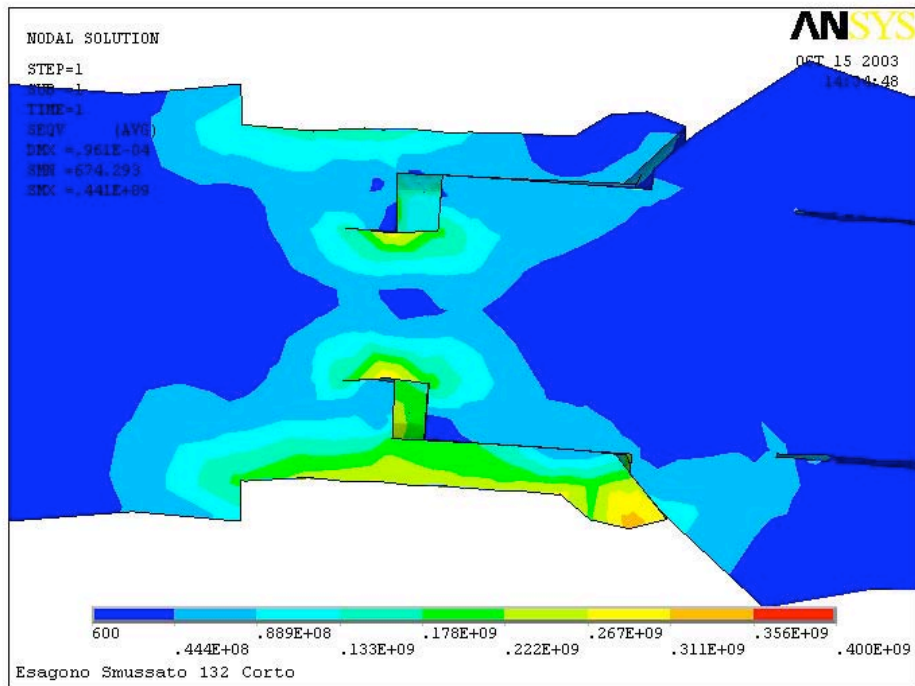
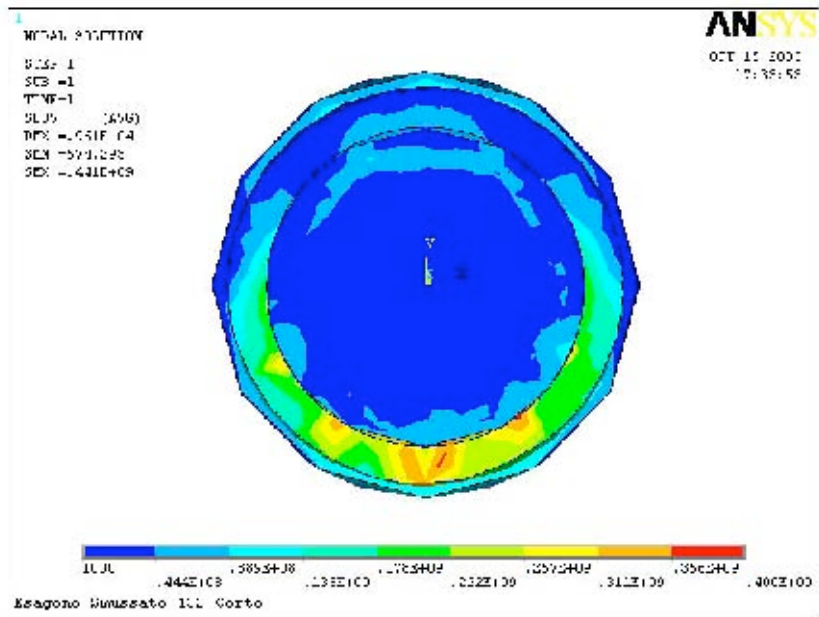
Impianto Sn10, esagonale smussato senza contatto: tensioni



Impianto Sn10, esagonale smussato senza contatto: particolare deformazioni







Dall'analisi FEM condotta si conclude che la soluzione studiata – esagono smussato con raggio di raggio di raccordo 1.32 mm – ha indicato una riduzione delle tensioni di Von Mises di circa il 30 %.

5.9 Studio e sviluppo terza soluzione

Per quanto riguarda la soluzione con impianto conico, si sono mossi i primi passi per raggiungere un disegno che permettesse di realizzare una connessione per attrito tra pilastro ed impianto, eliminando la necessità di un elemento di connessione meccanica quale la vite di ritenzione, altrimenti necessaria per la realizzazione dell'impianto. Partendo dalle necessità individuate e dalle problematiche presenti nella tipologia standard di impianti, si è optato per la realizzazione di un prodotto con le seguenti caratteristiche, alla cui definizione si è giunti dopo un primo approccio e confronto con i tecnici della T.F.I.:

- lunghezza totale di 8 mm;
- dotato di una connessione per attrito simile a quella ottenuta con il "cono morse";
- dotato di un dispositivo antirotazionale capace di fornire un valido sostegno al lavoro dell'odontotecnico;
- con la possibilità di utilizzare un apposito estrattore per facilitare l'eventuale disaccoppiamento meccanico degli elementi della protesi.

Partendo dalla struttura base degli impianti attualmente prodotti, si sono mantenuti alcuni elementi in comune quali:

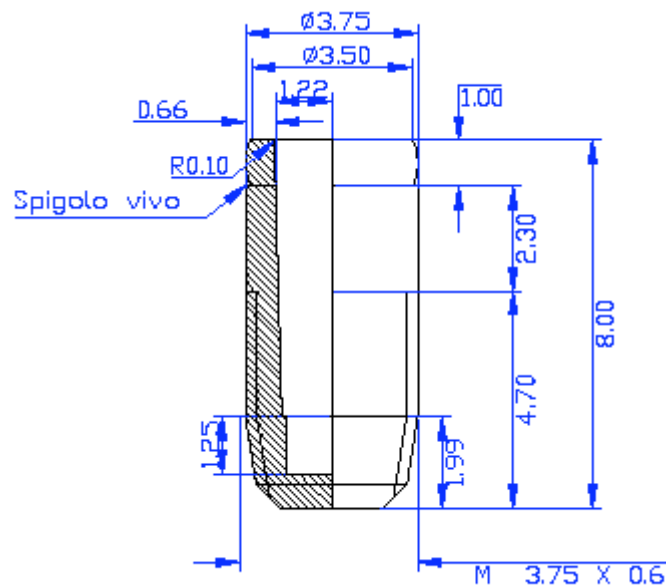
- filettatura esterna dell'impianto, raccordata nella parte superiore in maniera del tutto analoga a quanto finora prodotto, per conservare le migliori condizioni di osteointegrazione, grazie alla filettatura a basso profilo nella parte superiore tra il collarino lucido e la filettatura vera e propria;
- forma della parte superiore del pilastro.

Gli elementi cui si è posta particolare attenzione sono individuabili in:

- parte inferiore del pilastro, in cui si è provveduto ad inserire uno spigolo vivo per migliorare l'interfaccia con la gengiva;
- interstizi tra pilastro ed impianto, ridotti per ridurre l'accumulo di germi e sporcizia, o almeno adozione di una geometria della connessione che facilitasse comunque la pulizia e l'asportazione di depositi di cibo;

- posizione della filettatura per l'eventuale estrattore, quanto più bassa possibile nel pilastro, per non ridurre le possibilità di lavorazione dell'odontotecnico in fase di ricostruzione della parte superiore della protesi;

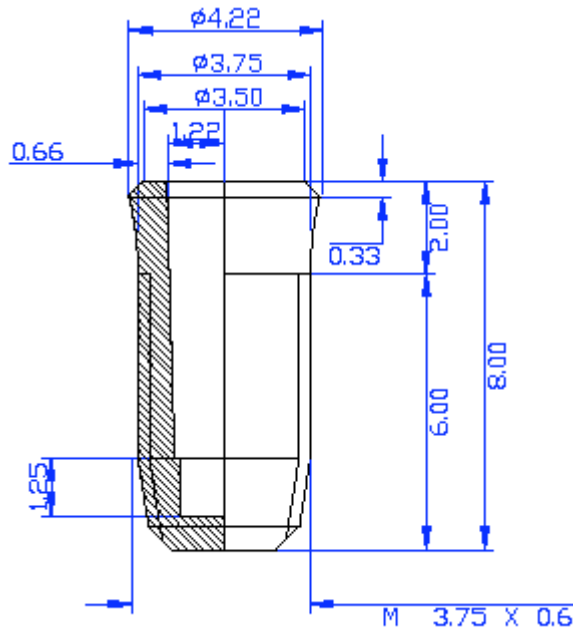
Di seguito si riportano le bozze delle soluzioni presentate ai tecnici della T.F.I., cui però non sono seguiti gli indispensabili riscontri per l'avanzamento del progetto.



Ipotesi 1

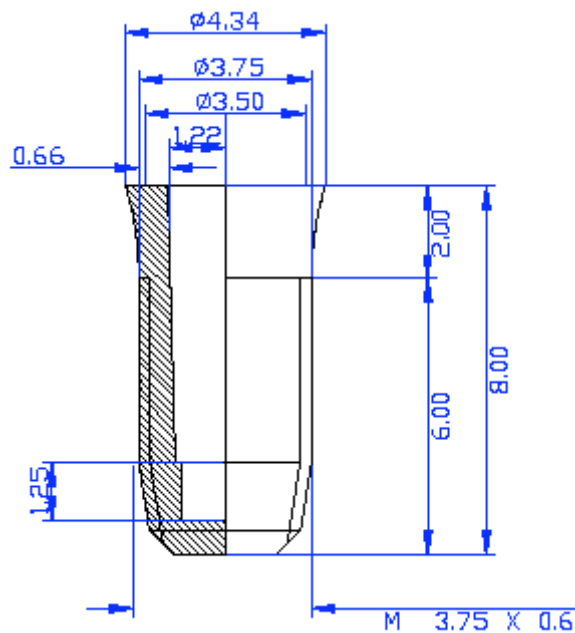
Prima versione dell'impianto, ottenuta con particolare attenzione all'ingombro massimo in profondità, fissato a 8.00 mm; la parte superiore richiama la geometria dello Short Neck, nel particolare del collarino lucido e della filettatura a basso profilo interposta tra il collarino e la filettatura. Elementi di attenzione:

- spessore delle pareti
- lunghezza della zona filettata (4.70 mm)



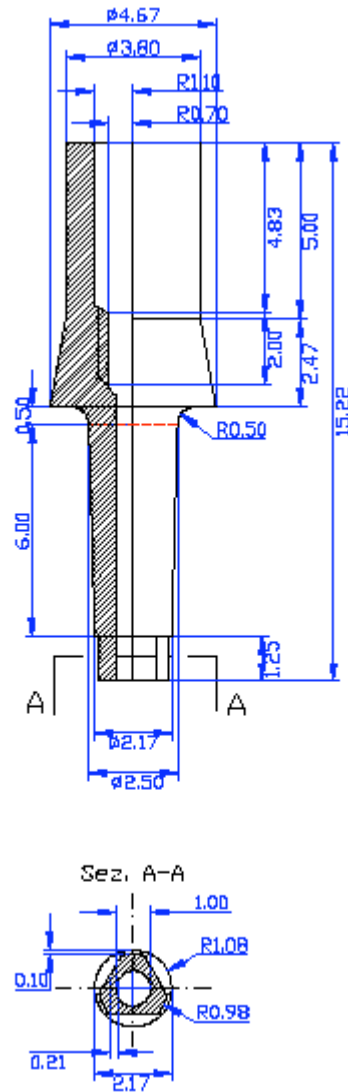
Ipotesi 2

Mantenendo invariato il limite di profondità imposto (8mm) si è aumentata la lunghezza della zona filettata (6 mm) eliminando la zona del filetto a basso profilo; nello stesso tempo si è aumentato lo spessore della parete.



Ipotesi 3

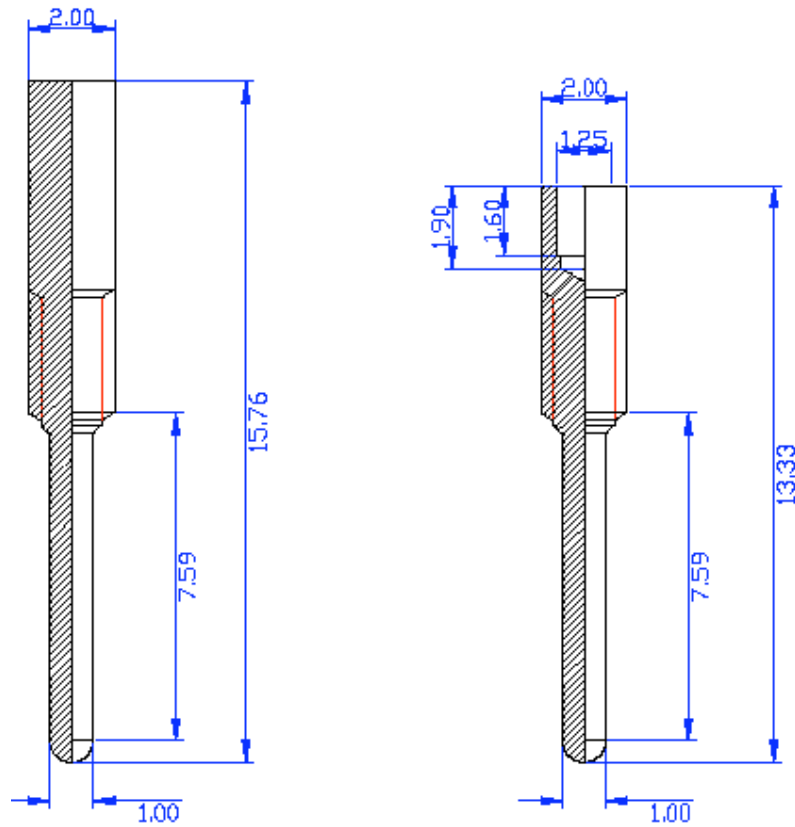
Nella terza ipotesi, si è ulteriormente aumentato lo spessore delle pareti esterne nella parte superiore dell'impianto, mantenendo inalterata la lunghezza della filettatura esterna.



Pilastro

Nel disegno del pilastro, si è posta attenzione alla riduzione di profondità del perno conico e nel raccordo tra perno e parte superiore. Da notare:

- il ridotto spazio esistente a connessione avvenuta
- la ridotta dimensione del triangolo antirotazionale (1.25 mm)
- la presenza di uno spigolo vivo all'apice inferiore del pilastro
- il raccordo esistente ($r: 0.5\text{mm}$) tra la base superiore ed il perno conico
- la filettatura per l'estrattore posta all'estremità inferiore per permettere le lavorazioni del caso



Per quanto riguarda l'estrattore, si sono valutate due ipotesi che differiscono sostanzialmente nel tipo di chiave utilizzata; elementi comuni sono la lunghezza dello stelo e la dimensione della filettatura. Elemento di attenzione:

- diametro dello stelo: 1mm

Definite le prime bozze di soluzioni, l'avanzamento del progetto è stato interrotto e, seppur con buone premesse dal punto di vista meccanico e funzionale, su indicazione della TFI, non si è proseguito nell'analisi delle soluzioni individuate.

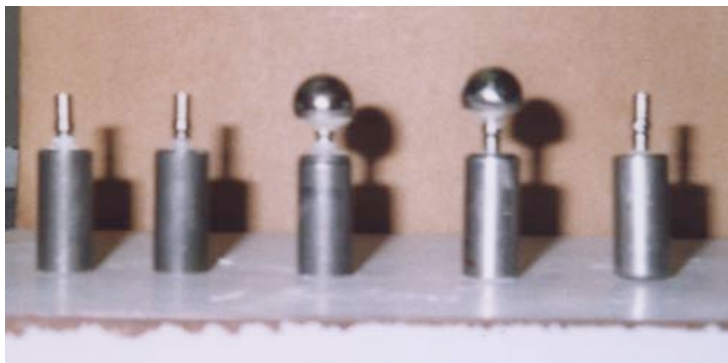
5.10 Valutazione prove materiali sulla seconda soluzione

Il passo successivo per la definizione delle nuove soluzioni costruttive da adottare per i nuovi impianti, è stato quello di valutare come le diverse leghe di Titanio influenzino le proprietà meccaniche ed il comportamento della struttura. Il discorso sulle varie tipologie di Titanio è già stato affrontato, e si è giunti alla conclusione che le leghe più adatte per l'impiego in odontoiatria sono le leghe in Ti di grado 4 e 5, caratterizzate da una notevole resistenza meccanica. Per affrontare lo studio, si è proceduto alla simulazione degli impianti con la nuova geometria individuata, quella cioè caratterizzata dalla geometria antirotazionale con esagono smussato, variando di volta in volta le caratteristiche del materiale usato, combinando opportunamente le varie tipologie di leghe tra quelle di Grado 2,4,5.

5.10.1 Test a rottura su impianti TFI.

Ad integrazione delle prove sperimentali sui modelli sviluppati e su richiesta della TFI System srl sono state effettuate delle prove a carico a rottura sul banco sviluppato nel progetto. I modelli testati sono stati:

- sn1011 (3 impianti)
- 10b11 (2 impianti)
- 10w11 (2 impianti)



Il diagramma successivo riporta i dati raccolti sulla macchina di prova

Diagramma riassuntivo prove su impianti Sn_10; sono stati testati 3 campioni di questo modello

Short Neck 10 (SN10) - riassuntivo

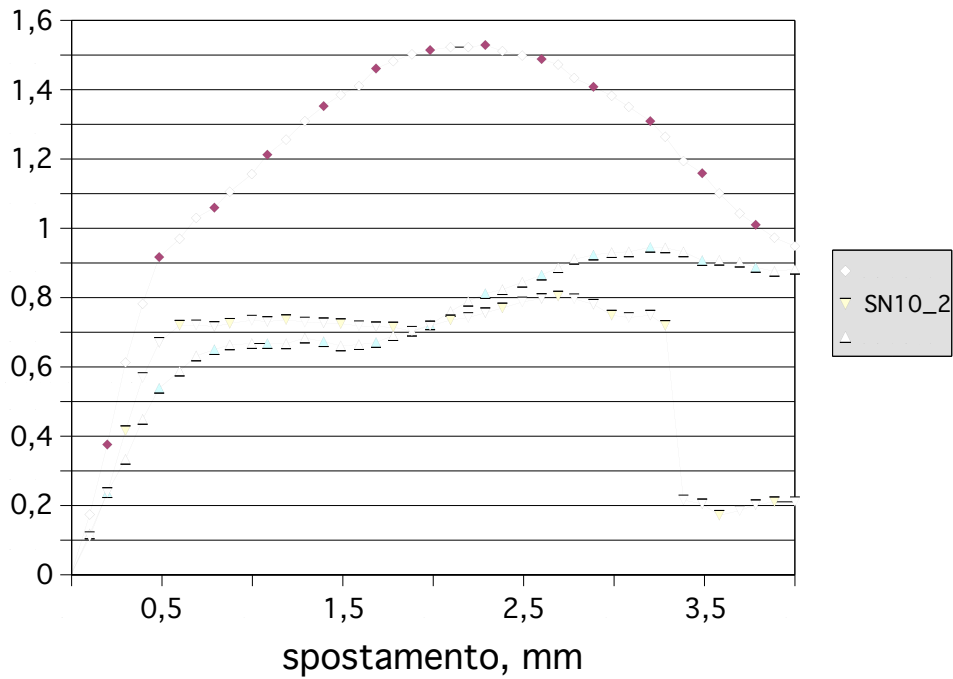
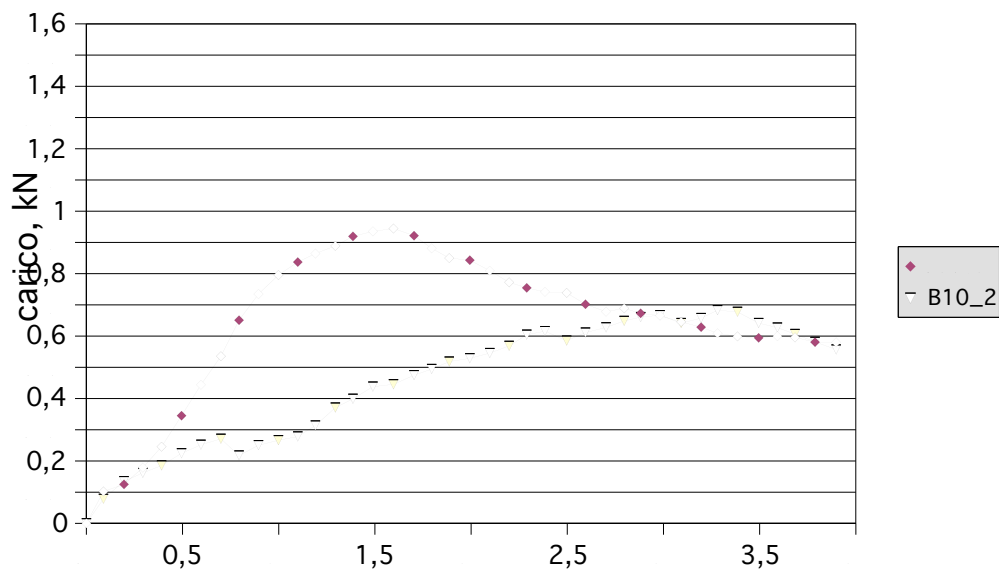
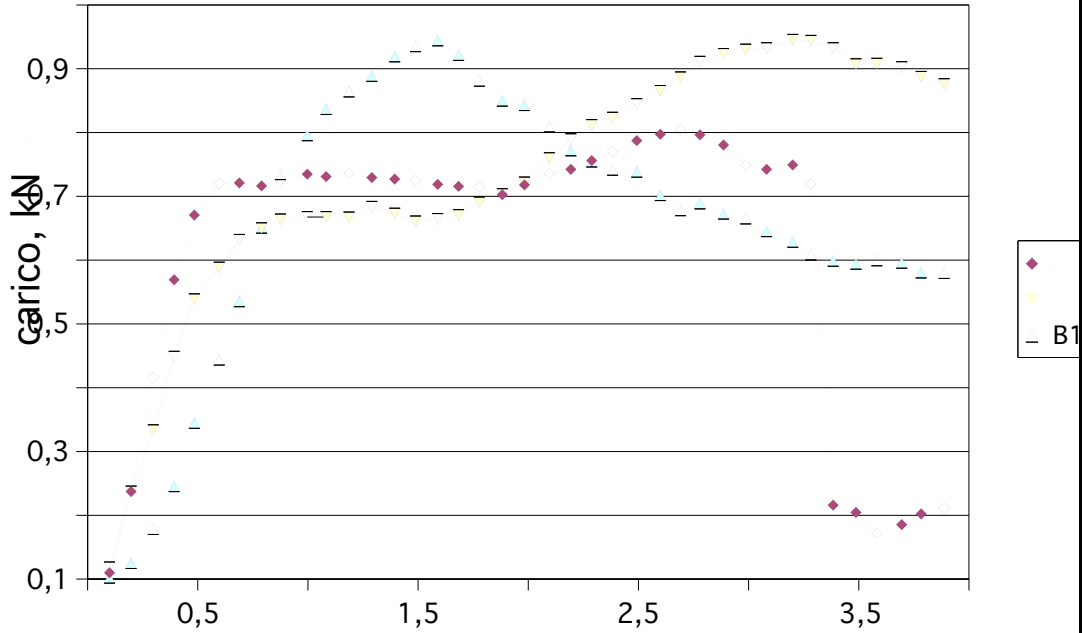


Diagramma riassuntivo prove su impianti b_10; sono stati testati 3 campioni di questo modello



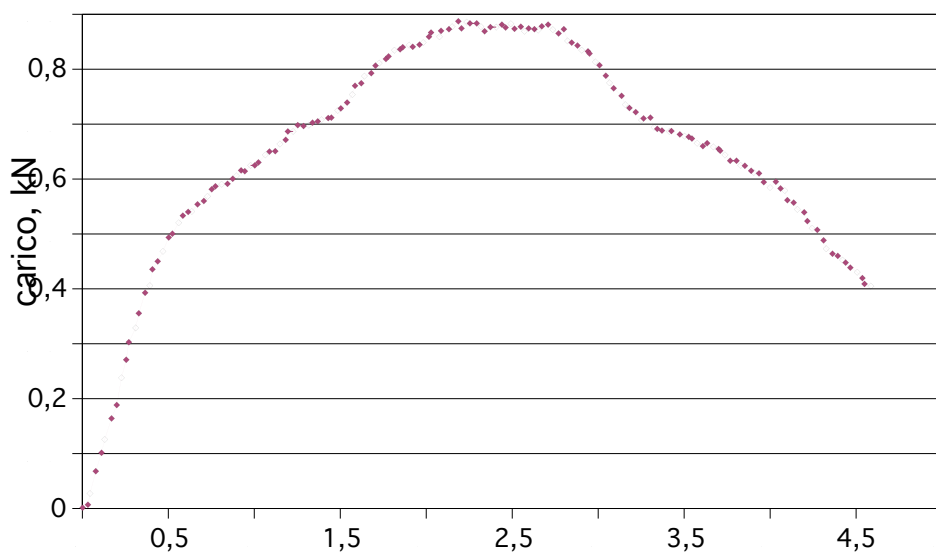
Confronto tra i dati generati sui modelli SN_10_2 e SN_3 e b_10_1:

confronto SN_10 e b_10



Prova su impianto X (proprietà Dip Meccanica)

Impianto X



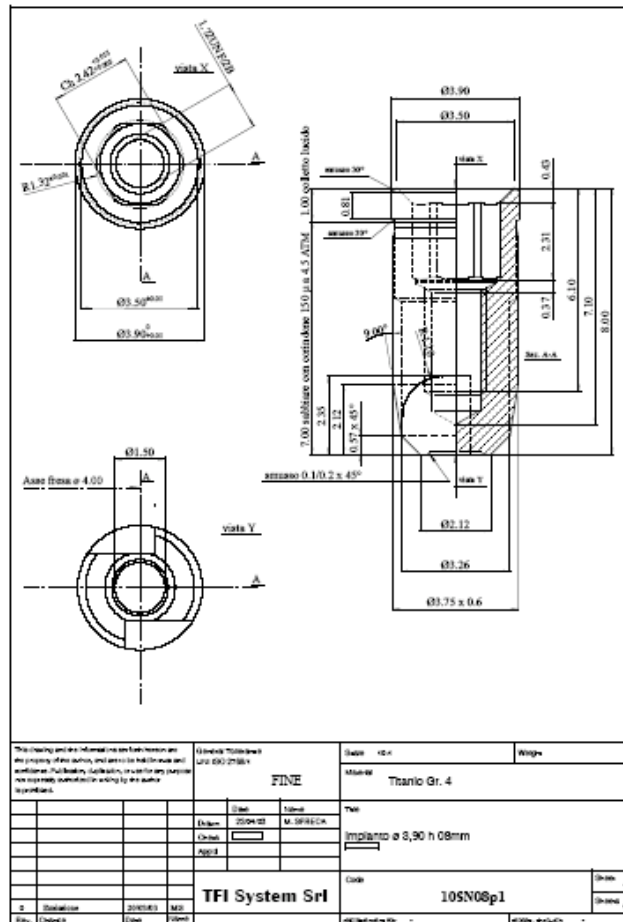
6 Risultati simulazioni su disegni finali

A conclusione delle attività di progetto si è provveduto a verifica sperimentale dei modelli prodotti secondo indicazione di TFI. I modelli testati sono:

- 10SNs08p130
- 10SNs08p230
- 10SNs08p345

6.1 Risultati simulazione modello: 10SNs08p130

Modello pilastro: standard.



10SNs08p130

Dalle simulazioni effettuate, utilizzando le ipotesi meno semplificative, con l'utilizzo cioè delle condizioni di contatto tra pilastro ed impianto e per il contatto della vite di connessione, i risultati ottenuti sono migliori rispetto al modello "originale", cioè con connessione esagonale a spigoli vivi. Di seguito si riportano le immagini ottenute con il software di analisi ad elementi finiti per il nuovo modello, sia per quanto riguarda le deformazioni massime USUM che per quel che riguarda le tensioni di Von Mises. Il valore più elevato della tensione di Von Mises (313 MPa) interessa il punto di applicazione del carico statico sulla sfera (che non va quindi considerato) e lo spigolo dell'interfaccia sulla zona della resina, modellata in ambiente numerico per rispecchiare, come più volte detto, la condizione di installazione sperimentale. Anche in questo ultimo caso, quindi, il valore della tensione non risulta pericoloso per l'integrità della protesi e per la tenuta dell'impianto. Il valore della tensione massima sulla connessione dell'impianto, risulta infatti di circa 200 MPa, nettamente inferiore al valore massimo riportato. La simulazione è stata eseguita considerando sia l'impianto che il pilastro in titanio di grado IV, mentre per la vite si è utilizzato titanio di grado V; la sfera è in acciaio.

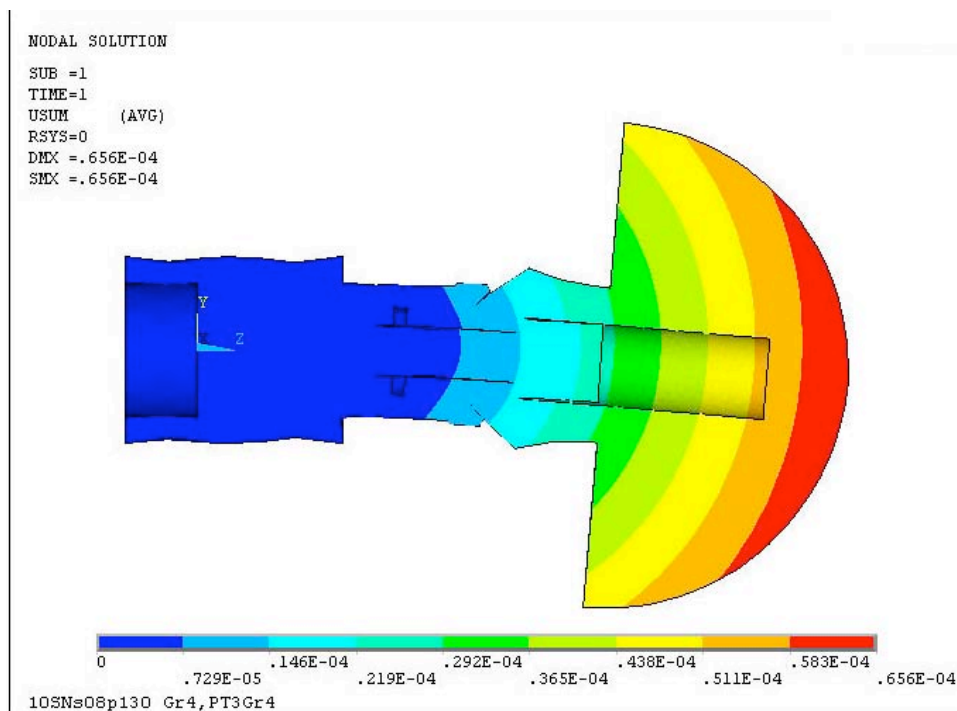


fig. 6.1-1: deformazioni USUM in sezione

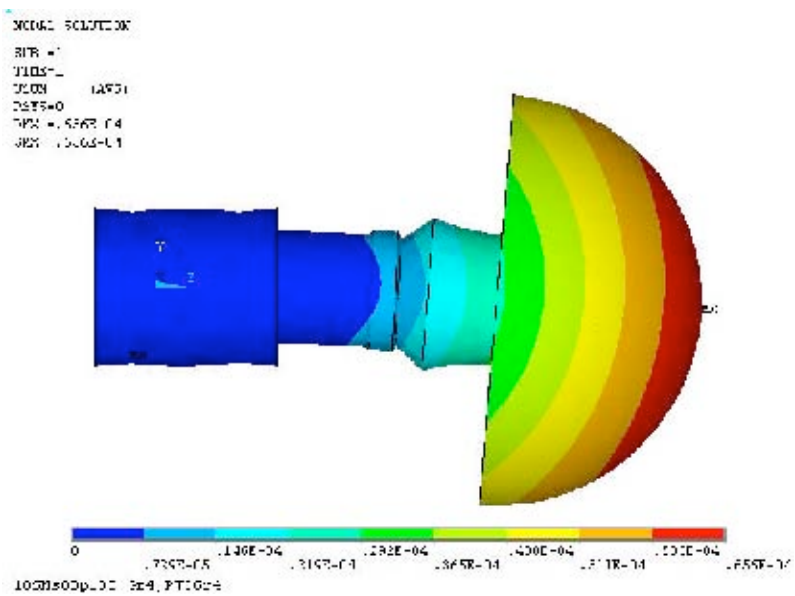


fig. 6.1-2: deformazioni dell'intero impianto

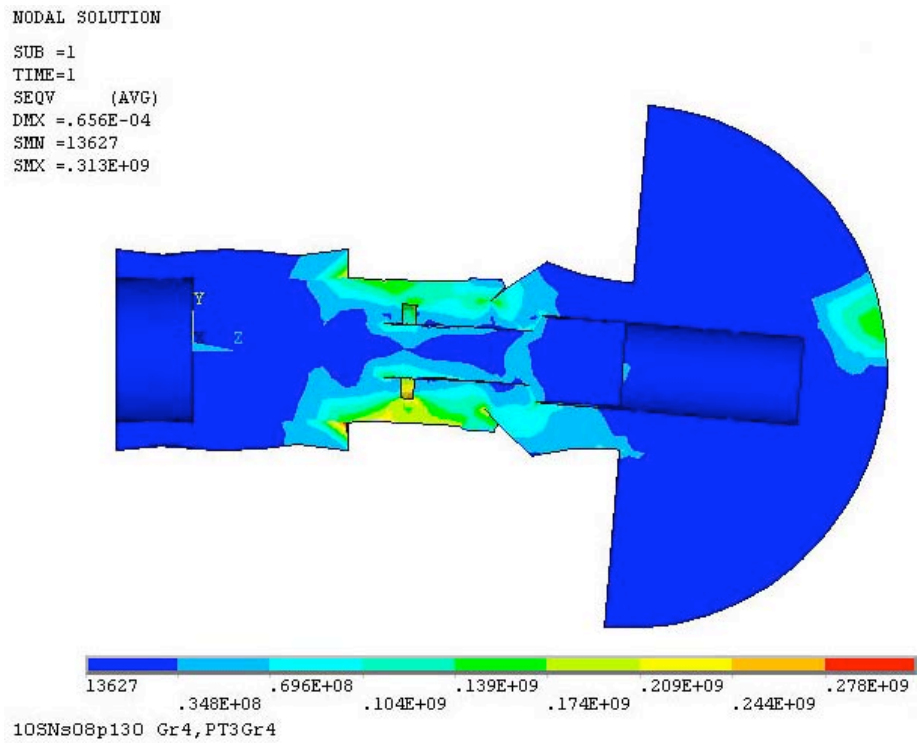


fig. 6.1-3: tensioni di Von Mises nella sezione più sollecitata.

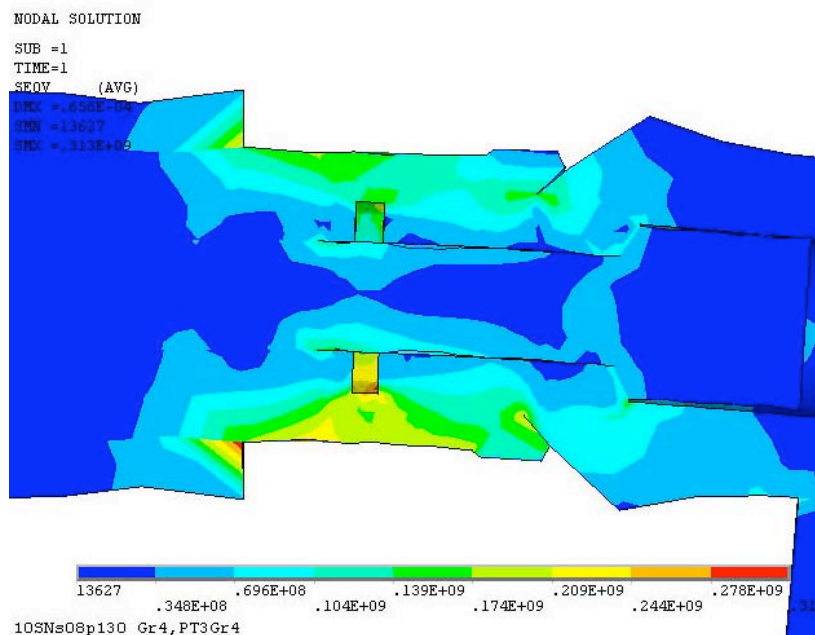


fig. 6.1-4: Particolare della zona di connessione

6.2 Risultati simulazione modello: 10SNs08p230

Dalle simulazioni effettuate, si nota un andamento molto simile a quello riscontrato per il modello 10SNs08p130. Il valore delle deformazioni si è leggermente abbassato (circa del 10%), ed anche per quel che riguarda le tensioni massime di Von Mises, siamo di fronte allo stesso comportamento. Il valore massimo è di circa 291 MPa, ancora una volta individuabile nella zona di interazione dell'impianto con la resina che fa da supporto. Nella zona della connessione, ci troviamo a valori più bassi, con un valore di picco di circa 210 MPa nel nodo indicato con la freccia (figura 2), che permette l'analisi della fig. 3, particolare della connessione; tale valore, non deve comunque preoccupare, considerando la distribuzione delle tensioni nella zona qui considerata, con valori che vanno da 0,6 MPa a 200 MPa. In figura 6.2-4, si evidenzia come, a livello di connessione, lo stato di tensione che si instaura è comunque sempre a livelli accettabili. Se facciamo un raffronto dei rispettivi stati tensionali a livello della connessione dell'impianto con il pilastro in ciascuno dei due modelli esaminati, possiamo fare delle considerazioni importanti. Analizzato quanto riportato nelle figg. 6-7, si vede che il modello p230 è effettivamente sollecitato in misura minore nella zona della connessione esagonale, sia nella zona di contatto tra zona interna del collarino dell'impianto e pilastro, sia nella sezione entrante della connessione. Per ciò che riguarda la vite di connessione, questa sembra essere più sollecitata nel p230 (è sollecitata in maniera continua su tutta la sezione). Dall'analisi delle zone corrispondenti, si può comunque

concludere che il comportamento dei due modelli esaminati è pressoché lo stesso, con un certo miglioramento a livello di distribuzioni di tensioni nel modello p230.

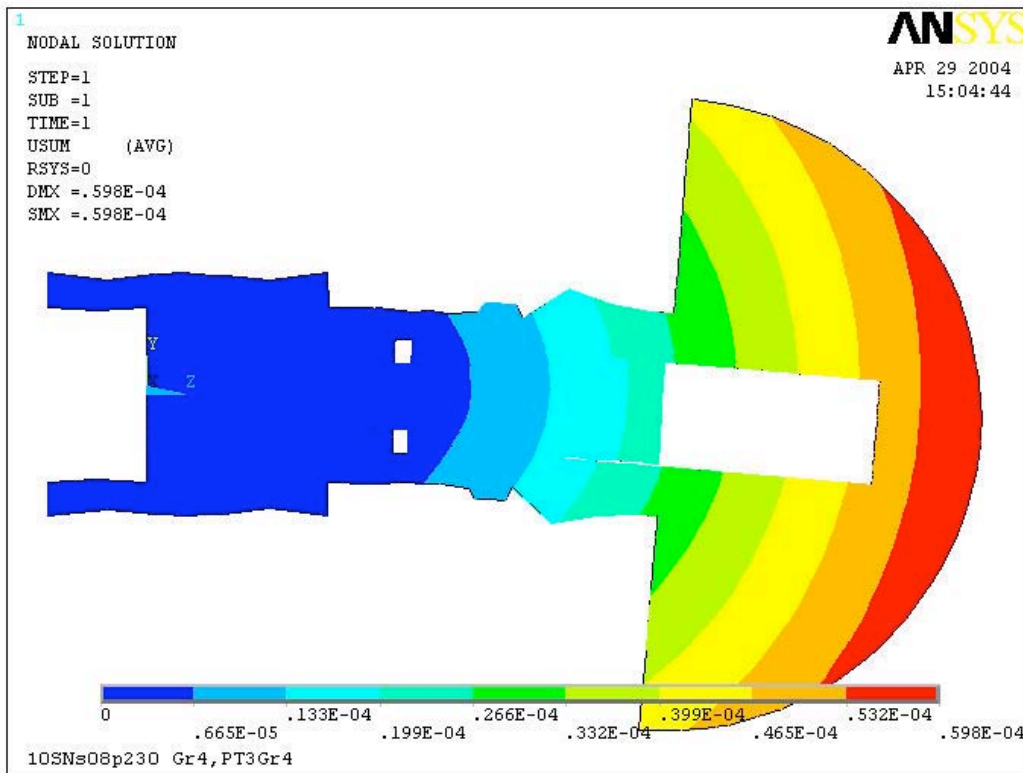


Figura 6.2-1: Deformazioni USUM

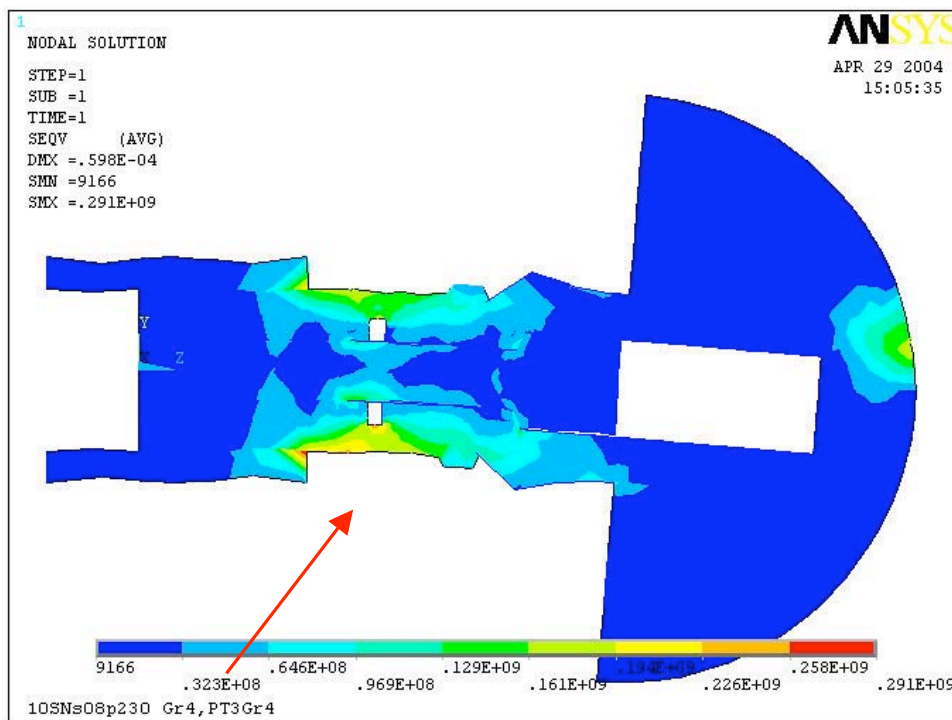


Figura 6.2-2: Tensioni di Von Mises

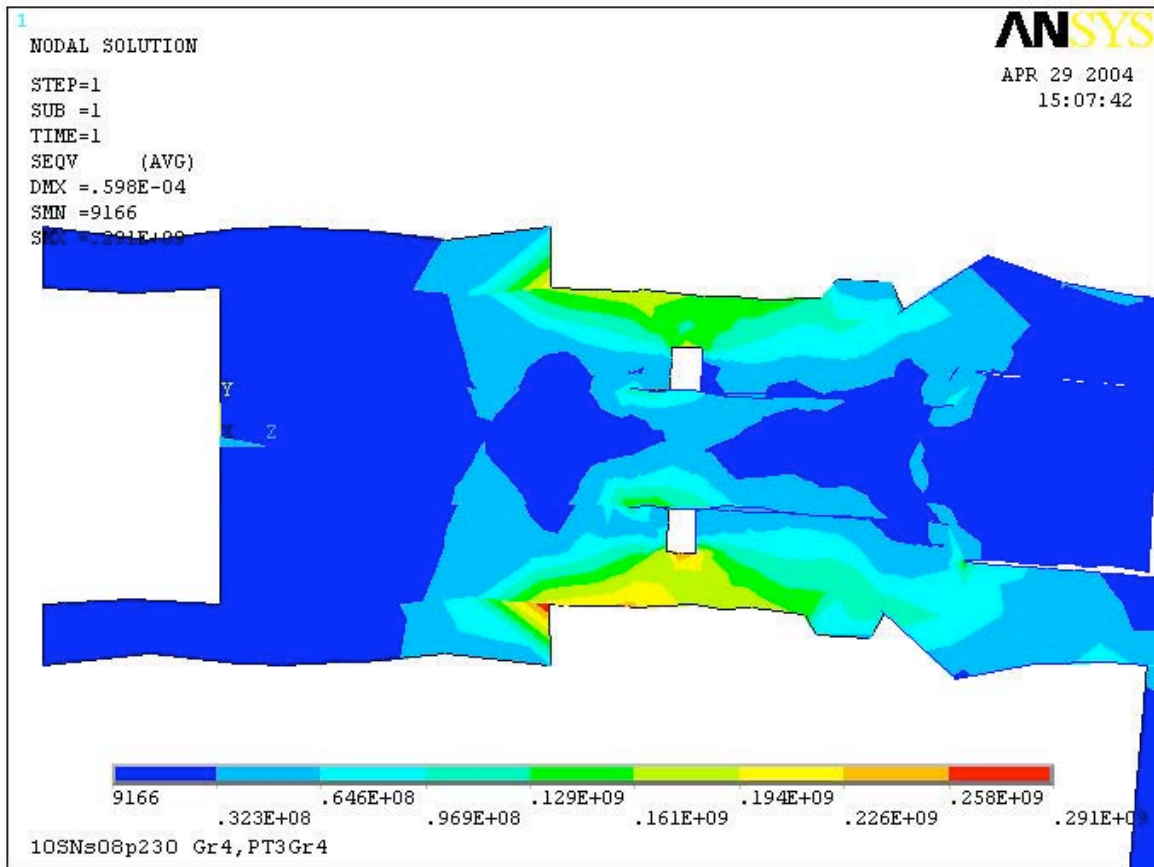


Figura 6.2-3: Particolare delle tensioni di Von Mises nella zona di connessione

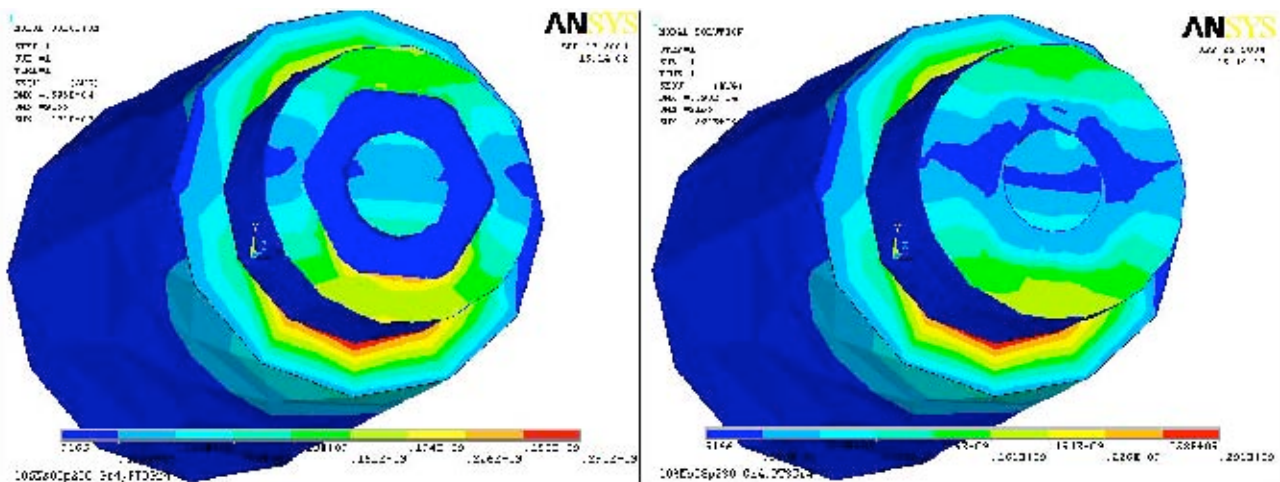


Figura 6.2-4. Sezione ortogonale impianto: sx: base nell'impianto della connessione esagonale; dx: zona centrale della connessione

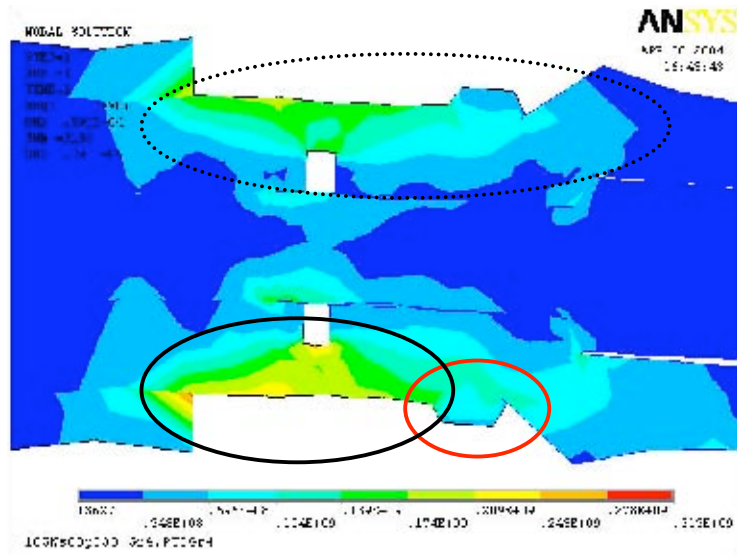


Figura 6.4-5: Particolare vite di connessione impianto 10SNs08p230

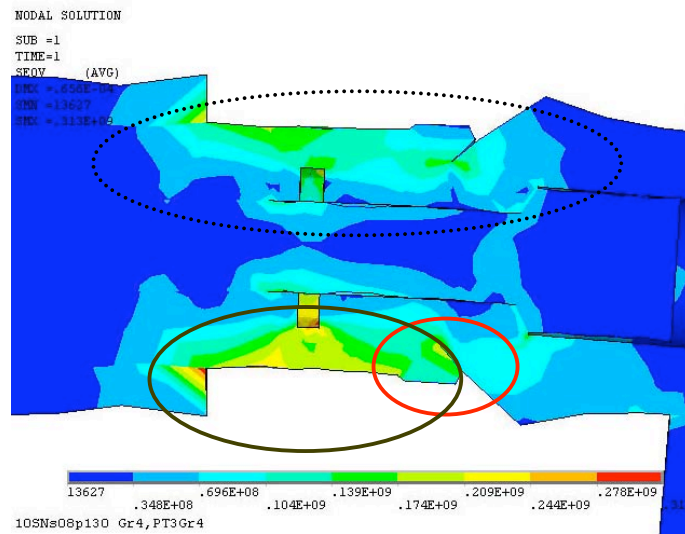


Figura 6.4-6: Particolare vite di connessione impianto 10SNs08p130

6.3 Risultati simulazione modello: 10SNs08p345

Dalle simulazioni effettuate, si nota un andamento più preoccupante rispetto a quanto riscontrato per i modelli precedenti: il 10SNs08p130 ed il 10SNs08p230. Per quanto riguarda le deformazioni (fig. 6.3-1), si denuncia un valore più che raddoppiato, con una deformazione massima a livello dell'estremità della calotta di ben 143 μm . Anche il valore delle tensioni massime di Von Mises hanno subito un incremento notevole, con un valore, individuabile a livello della vite di connessione, di ben 400MPa. Il valore delle tensioni di Von Mises, raggiunge il suo massimo a livello della connessione esagonale, con ben 600 MPa (fig 6.3-5), valore di molto superiore a quanto riscontrato nei precedenti impianti. Il motivo di tale comportamento, può forse essere individuato nella geometria del pilastro, che si trova a non appoggiare in maniera completa con l'impianto, a causa della particolare conformazione di questo (fig 6.3-3), che dimostra anche la particolare sollecitazione cui è sottoposta la zona esterna del pilastro, con un valore variabile dai 180 ai 280 MPa.

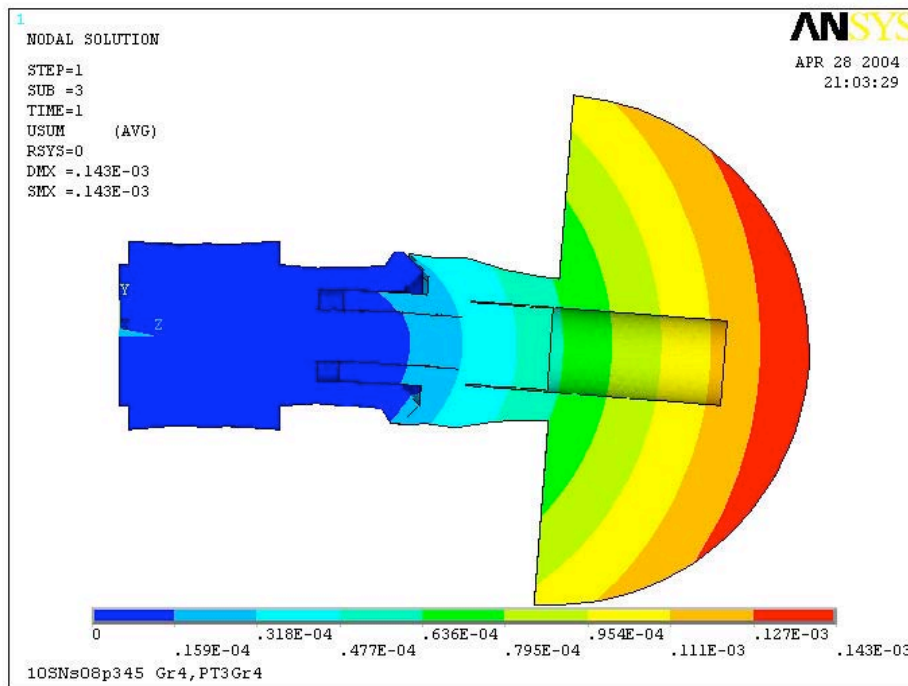


Figura 6.3-1: Deformazioni USUM

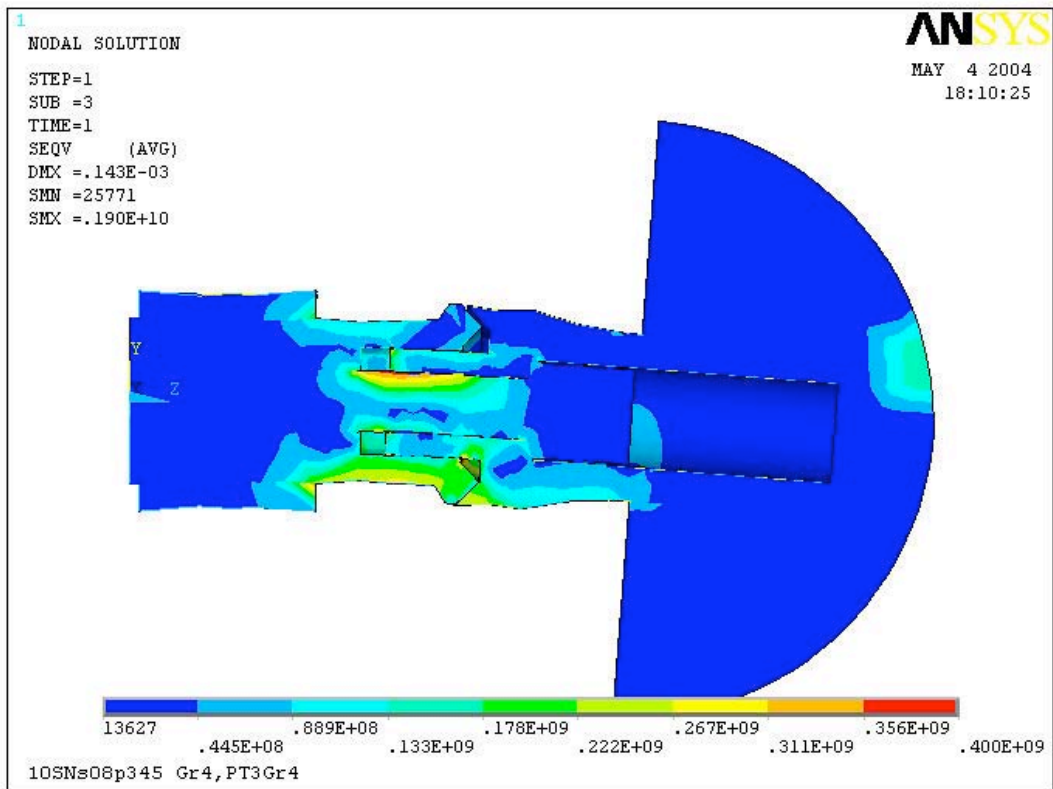


Figura 6.3-2: Tensioni di Von Mises

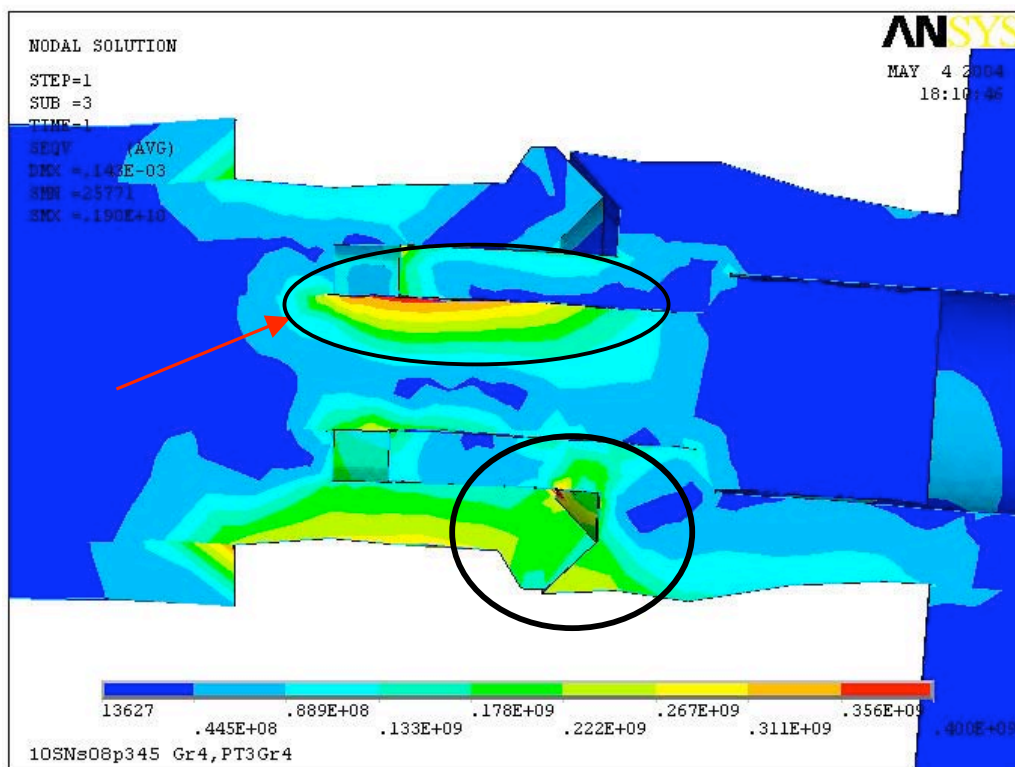


Figura 6.3-3: Particolare delle tensioni di Von Mises nella zona di connessione

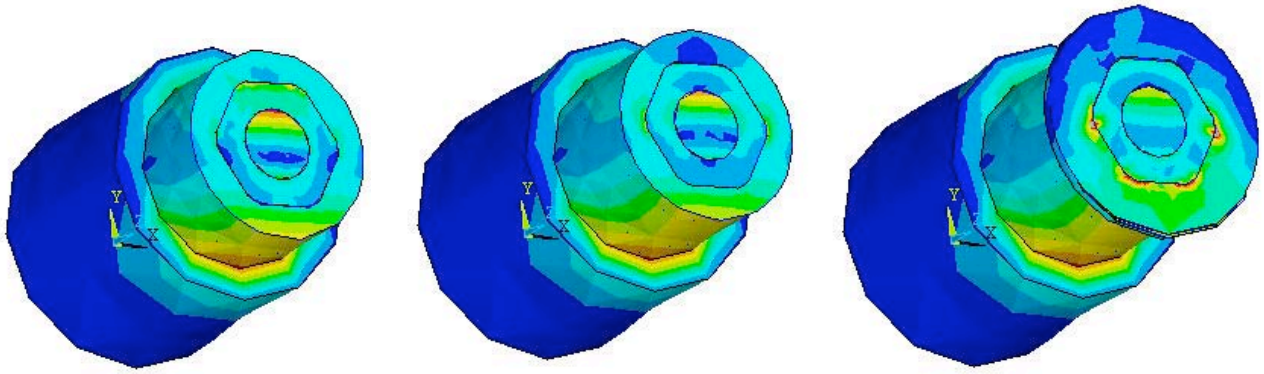


Figura 6.3-4:Sezioni ortogonali successive impianto; analisi della zona di connessione esagonale

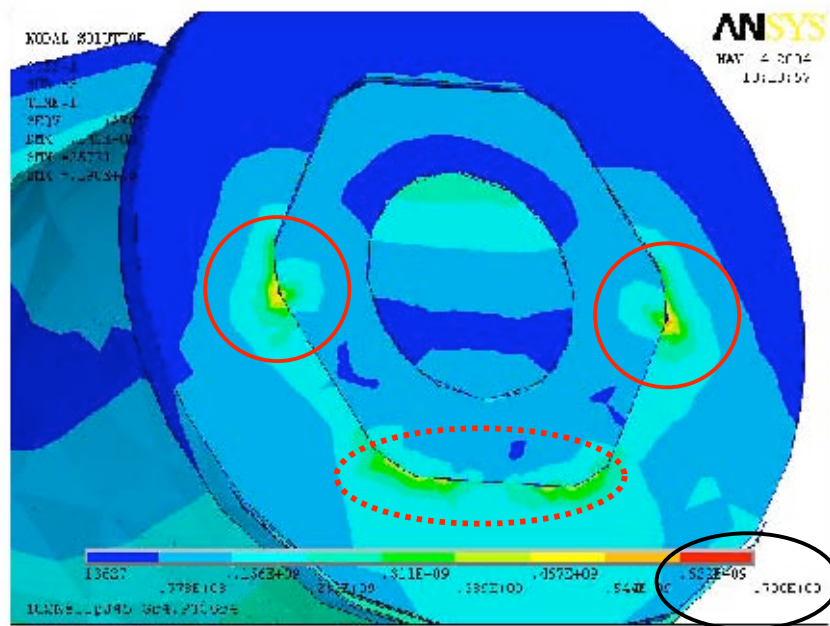


Figura 6.3-5: Particolare zona di connessione impianto 10SNs08p345; In evidenza il fondoscala delle tensioni.

7 BIBLIOGRAFIA

1. UNI EN 1642. Dispositivi medici per l'odontoiatria. Impianti dentali. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione; 1997.
2. ISO TR 11175. Dental implants. Guidelines for development dental implants. Geneva: International Organization for Standardization; 1993.
3. ISO/DIS 14801. Dental implants. Dinamic continuous fatigue test. Geneva: International Organization for Standardization; 2001.
4. Rangert B, Mecheng ,Phd*/Johan Gunne, DDS, Phd**/Daniel Y. Sullivan, DDS***. Mechanical aspects of Branemark implant connected to a natural tooth. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6: 177-186, 1991
5. Adell R, Lekholm U, Rockier B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in treatment of the edentulous jaw. *International Journal of oral Surgey* 10:387-416,1981
6. Adell R, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. A long term follow-up of osseointegrated implants in the treatment of totally edenulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5:347-359, 1990
7. Branemark PI. Osseointegration and its eperimental background. *J Prosthet Dent* 50:399-410, 1983
8. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated implants. A 3-year report. *Int J Oral Maxilofacial Implants* 2:91-100, 1987
9. Goodacre JC, Kan JYK. Clinical complication of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 81:537-552, 1999
10. Hobo, Ichida osseointegrazione riabilitazione oclusale, 1993
11. Smith DE,Zarb GA. Criteria for succes of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 62:567-572, 1989
12. Sullivan D. Prosthetic consideration for the utilization of osseointegrated impiantos in the partially edentulous arch. *J Oral Maxillofac Implants* 1:39-45 1986
13. Van Steenberg. Oral implants. *Curr Opin Dent Apr* 1(2):138-45, 1991
14. Weber HP, Lang NP. The use of dental implants in comprehensive therapy. *Cur Opin Dent* 1:104-110, 1991
15. Branemark PI, Brein U, Lundstrom J. Intra-osseus anchorage of dental prosthesis. 1.Experimental sudies. *Scan J Plast Reconstr Surg* 3:81-100, 1969
16. Branemark PI, Adell R. An exaperimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus. *J Oral Maxillofac Surg.* 42:497-505, 1984
17. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: a consensus report. *Clin Oral Impl Res:* 11(suppl): 33-58, 2000
18. Meffert RM, Block MS, Kent JN. What is osseointegration? *Int J Perio Restorative Dent* 4:9-21, 1987
19. Brunski JB Moccia AF, Pollack SR. The influence of functional use of endosseous dental implant on the tissue-implant interface. *Clinical aspect. J Dent Research* 58:285-289, 1979
20. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant supported prostheses in the edentulous jaw. *Clin Oral Implant Research* 6:172-180, 1995
21. Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-alumina and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboraory study. *Int J Proshodont* May-June 14(3): 231-8, 2001
22. Yildirim M, Spiekermann H. Ceramic pilastros, a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent* Feb 20(1):81-91, 2000
23. Kim DJ, Lee MH. Mechanical properties, phase stability, and biocoMPatibility of (Y, Nb)-TZP/Al(2)O(3) composite pilastros for dental implant. *J Biomed Matte Res* 53(4):438-43, 2000
24. Carter DR, Spengler DM. Mechanical propperties of cortical bone. *Clin Orthop Rel Res* 13:192-217, 1978
25. Sutter F, Weber HP. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. *Int j Rest Dent* 13:409-431, 1993
26. Sykaras N. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A litterature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* Sep-Oct;15(5):675-90, 2000
27. Corpe RS, Wilson MD. Correlative experimental animal and human clinical retrieval evaluatons of hydroxyapatite (HA)-coated and non coated implants in orthopaedics and dentidtry. *Crit Rev Biomed Eng* 28(3-3):395-8, 2000
28. Brian KS. The Procera Pilastro-The fifth generation pilastro for dental implants. *J Can Dent Assoc* 66:445-9, 2000
29. Ingber A. High strenght ceramic pilastro provides esthetic, functionl alternative. *Dent Implantol Update* 9:82-3, 1991
30. Brent A. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: Results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prostdont* 11:212-218, 1998
31. D'Amato S. L'pilastro in ossido di zirconio: esaltazione dell'estetica in implantoprotesi. *Un caso clinico. Italian J of Oral Implantology* 3,2:77-83, 2001

32. Graziano D. Scelta dei monconi nelle protesi fisse impianto-supporto. *Int J periodontics Restorative Dent* 19:233-241, 1999
33. Binon PP. The Spline implant: Design Engineering and evaluation. *Int J Prosthodont* 9:419-434, 1996
34. Binon PP. The effect of implant/pilastro hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 9:149-160, 1996
35. Binon PP. The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces. *Postgraduate Dent* 2:1-15, 1996
36. Block Ms, Kent J. Prospective review of integral implants. *Dent Clin North Am* 36:27-38, 1992
37. Binon PP. The effect of eliminating implant/pilastro rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 9:511-519, 1996
38. Tsun M. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12:371-375, 1997
39. Balfour A O'Brien GR. CoMParative study of antirotational single tooth pilastro. *J Prosthet Dent* 73:36-43, 1995
40. Favero GA. Osseointegrazione Clinica: i principi secondo Branemark. Ed. Masson pp. 17-33
41. Luesche JD. Calcitek Inc, assignee. States Patent 5,449,291. 12 Sept 1995
42. Binon PP. Impianti e componenti all'alba del nuovo millennio. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1/2000
43. Bambini F, Lo Muzio L, Procaccini M. Retrospective analysis of the influence of pilastro structure design on the success of implant unit. *Clinical Oral Implant Research* 12(4):319, august 2001
44. Jemt T, Linden B. Failures and complication in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:40-44, 1992
45. Merz B. Meccanica della connessione impianto-pilastro: conicità di 8° rispetto a una connessione testa a testa. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 4/2000
46. Norton MR. An in vitro evaluation of the strenght of an internal conical interface coMPared to a butt joint interface in implant design. *Clin oral Impl Research* 8:290-298, 1997
47. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 81:159-66, 1999
48. Taylor TD. Prosthodontic considerations. *Clin Oral Impl Research* 11(suppl): 101-107, 2000
49. Norton MR. The Astra Tech single-tooth implant system: A report on 27 consecutively placed and restored implants. *Int J Periodont Rest Dent* 17:575-583, 1997
50. Schar AR. Mechanics of SynOcta implant/pilastro connection. 2000
51. Scacchi M. The development of the ITI dental implant System. Part 1. *Clin Oral Impl Research* 11(suppl):8-21, 2000
52. Scacchi M, Merz BR. The development of the ITI dental implant System. Part 2. *Clin Oral Impl Research* 11(suppl):22-32, 2000
53. Norton MR. An in vitro evaluaton of the strenght of a 1-piece and 2-piece conical pilastro joint in implant design. *Clin Oral Implant Research* 11:458-464, 2000
54. Kirsch A. La connessione Camlog. *Quintessence International* 1 /2 2001
55. McGlumpy E. 1998-Implant screw mecanics. *Dent Clin North Am*.
56. Binon PP. The role of screw in implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9(suppl):48-63, 1994
57. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistecy of selected implants, standard pilastros, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 8:162-178, 1995
58. Trilling J. Torque data for socket-head cap screws. *Fastner tecnologia* Feb 3-4 1998
59. Lawrence A. The Biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8: 19-31, 1993
60. Burguete R, Eng M. Tightening charateristics for screwed joins in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 71: 592-9, 1994
61. Goheen K, Vermilyea S. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9: 149-155, 1994
62. Binon PP. Screw joins, components, and other intimate realtionships. *J Prosthetic Dent*. December 1994
63. Haack J, Sakaguchi R. Elongation and preload stress in dental implant pilastro screws. *Int J Orla Maxillofac Implants* 10: 529-536, 1995
64. Lang L, Mayk. The effects of the use of counter-torque device on the pilastro-implant complex. *J Prosthet Dent* 81: 401-7, 1999
65. Aboyousssef H, Weiner S. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening forcingle implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 83: 450-5, 2000
66. Weiss E, Kozak D, Gross M. Effect of repeated closures on opening torque values in seven pilastro-implant systems. *J Prosthet Dent* 84: 194-9, 2000

67. Lennart Mollersten, DDS, Odont Dr., ^a Paul Lockowandt, DDS, Odont Dr., ^b and Lars-Ake Lindén, DDS, Odont Dr., ^c. CoMParision of strength and failure mode of seven implantsystems an in vitro test. *J Prosthet Dent* 78: 582-91, 1997
68. Charles J. Goodacre, DDS, MSD, ^a Joseph Y.K. Kan, DDS, ^b and Kitichai Rungcharassaeng , DDS ^c. Conical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 81: 537-92, 1999
69. Tan KB, Nicholls JI. Implant-pilastro screw joint preload of seven hex-top pilastro systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* May-Jun 16(3): 367-77, 2001
70. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implants components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8(6): 655-661, 1993
71. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP. CoMParison of screw loosening rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 74(3): 270-278, 1995
72. Bickford JH. *An introduction to the design and the havior of bolted joints. Ed. 3* New York: Marcel Dekker 528-542, 1995
73. Brunski JB. Biomechanics of oral implants. *J Dent Educ.* 52: 775-787, 1988
74. Jemt T, Lacey WR, Harris D. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a one year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:29, 1991
75. Hemmings KW, Schmitt A. Complications and maintenance requirements for fixed prosthesis and overdentures in the dentulous mandible: a five year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9: 191-196, 1994
76. Jemt T, Book K, Urde G. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Brånemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: a study from prosthetic treatment to the first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7: 162-167, 1992
77. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after five years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9: 169-178, 1994
78. Leimola-Virtanen R, Peltola J. ITI titanium plasma-sprayed screw implants in the treatment of a dentulous mandibles. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10: 373-378I, 1995
79. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restoration supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5: 375-383, 1990
80. Neart I, Quirynen NI. Prosthetic aspects of osseointegrated impiantos supporting overdentures. *J Prosthet Dent* 65: 671-680, 1991
81. Eckert SE, Meraw SJ. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15: 662-667, 2000
82. Rangert B, Eng M. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10: 326-334, 1995
83. Piattelli A, Piattelli M. Light and scanning electron microscopic report of four fractured implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 561-564, 1998
84. Gratton DG, Aquilino SA. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-pilastro interface. *J Prosthet Dent* 85: 47-52, 2001
85. Balbi P, Agostini A. Svitamento protesico nel monoimpianto: una soluzione innovativa. *Dental Cadmos* 8: 79, 2001
86. Lang NP, Wilson TG. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Impl Res* 11(suppl.): 146-155, 2000
87. Schwarz Ms. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res* 11(suppl.): 156-158, 2000
88. Jemt T, Petterson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *Journal of Dentistry* 21: 203-208, 1993
89. Esposito M, Ekestubbe A& Gröndahl HG. Radiological evaluation of marginal bone loss at tooth surfaces facing single Branemark implants. *Clin Oral Impl Res* 4: 151-157, 1993
90. Jemt T, Lekholm U, Gröndahl K. Three-year follow-up study of early single implant restoration ad modum Branemark. *Int J Periodontal Restorative Research* 10: 341-349, 1990
91. Jemt T, Laney WR, Harris D. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a one year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6: 29-35, 1991
92. Lekholm U, Herrmann I. Osseointegrated implants in treatment on partially edentulous jaws: a prospective five year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9: 627-635, 1994
93. Richer EJ. In vivo vertical forces of implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10: 99-108, 1995
94. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a five years follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8: 635-640, 1993
95. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restoration. *J Prosthet Dent* 74: 51-55, 1995
96. Laney WR, Jemt T, Harris D. Osseointegrated implants for single tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after three years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9(1): 49-54, 1994

97. Neart I, Quirynen NI. A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants. *J Prosthet Dent* 67: 236-245, 1992
98. Pylant T, Triplett RG. A retrospective evaluation of ednosseous titanium implants in the partially edentulous patient. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7: 195-202, 1992
99. Boggan RS, Misch CE. Influence of hex geometry and prosthetic table with on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 82: 436-40, 1999
100. Hoyer SA, Stanford CM. Dynamic fatigue properties of the dental implant-pilastro interface: joint opening in wide- diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent* 85(6): 599-607, Jun 2001
101. Binon PP. Evaluation of The effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent* 79: 430-2, 1998
102. Koriath TW, Cardoso AC., Od B. Effect of washers on reverve torque displacement of dental implant gold retaining screws. *J Prosthet Dent* 82: 312-6, 1999
103. Weiss EI, Kozak D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven pilastro-implant systems. *J Prosthet Dent* 84(2): 194-9, 2000
104. Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14: 337-341, 1999
105. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-pilastro joint in two commercially available implant system. *J Prosthet Dent* 83: 567-71, 2000
106. David c.Holmes,Williams R. Grigsby, Viliay K. Goel, John C. Keller. CoMParison of Stress Transmission With Polyxymethylene or Titanium Intramobile Element: A Finite Element Stess Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7 :450-458,1992
107. Martin Kregzde. Un metodo per la scelta del modello migliore di implanto-protesi attraverso l'analisi tridimensionale a elementi finiti. *Quintessence Internेशनal* 11/1994
108. Antheunis Verluis, Tim W. P. Koriath, Antonio C. Cardoso. Numerical Analysis of a Dental Implant System Preloaded with a Washer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14: 337-341,1999
109. Riccardo Pietrabissa, Roberto Contro, Virginio Quaglini, Monica Soncini, Luca Gionso, Massimo Simion. Experimrntal and computational approach for the evalutation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *Journal of Biomechanics* 33; 1489-1495, 2000
110. Sandro Rengo. Comportamento dei perni in fibra RTD nell'analisi agli elementi finiti (F.E.M.) su modelli tridimensionali. *Odontoiatria Adesiva e Ricostruttiva Oggi*.
111. Andrea Guida, Francesca R. Pavone, Amedeo Amodeo, Stefano Eramo. Analisi al F.E.M. di un nuovo impianto a vite cilindrica. *Implantologia Orale* 2001 ;4:21- 30
112. Jian-Ping Geng, BDS, MSD,a Keson B. C. Tan, BDS (Hons), MSD,b and Gui-Rong liu, PhDc Faculty of Dentistry and Faculty of Engineering, National University of Singapore, Singapore. Application of finite element analysis in implant dentistry: Areview of the literature. . *J Prosthet Dent* 85: 585-98, 2001
113. Passler K, Bestelmeyer F, Ohnmacht P, Sernetz F. Influences on quality and properties of dental cast titanium. *Dent Labor (Munch)* 1991;39(6):809-15.
114. Eriksson R A, Adell R. Temperatures during drilling for the placment of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg* 1986;44:4-7.