

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PISA

Corso di Laurea Specialistica in Ingegneria Meccanica



Tesi di laurea

**SVILUPPO DI UN MODELLO BIOMECCANICO
PER L'ANALISI E L'OTTIMIZZAZIONE DI
TRATTAMENTI ORTODONTICI**

Candidato:
Riccardo Balloni

Relatori:
Sandro Barone
Armando V. Razionale
Alessandro Paoli

A. A. 2013/2014

Ringraziamenti

Ringrazio, per l'opportunità di sviluppare questo lavoro di Tesi che mi ha appassionato e coinvolto e le persone che mi hanno aiutato nella comprensione di questo tipo di argomento per me completamente nuovo.

Ringrazio Roberto Savignano che, anche se dalla lontana America, ha contribuito dandomi consigli preziosi per la riuscita delle simulazioni.

Ringrazio soprattutto la mia famiglia: mio padre, mia madre e mia sorella, per l'enorme pazienza dimostratami e per l'opportunità che mi hanno dato di completare il mio lungo percorso di studi.

Infine ma non per importanza ringrazio anche tutte quelle persone che mi accompagnano in questo viaggio che è la vita, i miei amici e la mia ragazza.

Development of a biomechanical model for the analysis and optimization of orthodontic treatments

In the next argument is reported the development of a finite element model for the study of orthodontic movements by means of aligners made in plastic material. The model is equipped with a set of teeth, their periodontal ligaments, the Alveolar Bone and on them were tested three different types of aligner. The teeth on the sides were used as anchor while the tooth in the middle was regarded as tooth objective, and was therefore intended to be moved. The movements were simulated the rotation around the vertical axis of the tooth and the one around the axis in the direction Mesial-Distal called Torque. The construction of the elements of the model was made starting from images obtained from three different types of acquisition and reconstruction of the geometry of the three sets of teeth belonging to three different patients. Two of these types have involved the use of CBCT images acquired from the patient's mouth and the other from the panoramic radiograph. Besides the development of such a model for the purpose of this work was to make and test a type of aligner and to make a comparison with the other by comparing its effectiveness in two different types of movement. The development of CAD was made using the program Geomagic Studio while the finite element simulations were carried out by means of the program Ansys 14.

Prefazione

Nella seguente tesi è riportato lo sviluppo di un modello a elementi finiti per lo studio di movimenti ortodontici per mezzo di Allineatori Mobili in materiale plastico.

Il modello rappresenta una terna di Denti provvisti dei rispettivi Legamenti Paradontali, inseriti in una base facente la funzione dell'Osso Alveolare e sui quali sono state testate tre diverse tipologie di Allineatore. I denti ai lati sono stati utilizzati come ancoraggio mentre il dente nel mezzo è stato considerato come dente obbiettivo, ed è quindi stato destinato ad essere movimentato. I movimenti simulati sono stati la Rotazione attorno all'asse verticale del Dente e quella attorno all'asse in direzione Mesiale-Distale denominata Torque. La costruzione degli elementi del modello è stata effettuata partendo da immagini ottenute da tre diverse tipologie di acquisizione e ricostruzione delle geometrie di tre terne di denti appartenenti a tre diversi pazienti. Due di queste tipologie hanno previsto l'utilizzo di immagini acquisite dalla CBCT del cavo orale del paziente mentre l'altra dalla radiografia panoramica. Oltre allo sviluppo di tale modello lo scopo di questo lavoro è stato quello di realizzare e testare una tipologia di Allineatore e di effettuare un confronto con le altre comparandone l'efficacia nei due diversi tipi di movimento. Lo sviluppo CAD è stato realizzato utilizzando il programma Geomagic Studio mentre le simulazioni ad elementi finiti sono state effettuate per mezzo del programma Ansys 14.

Sommario

1. L'Ortodonzia	6
1.1. Il cavo orale.....	6
1.1.1. Le Ossa	7
1.1.2. Il Legamento Paradontale (PDL).....	7
1.1.3. I Denti.....	8
1.2. I Movimenti Dentali	11
1.2.1. Traslazione.....	12
1.2.2. Tipping e Torque.....	12
1.2.3. Rotazione.....	13
1.3. Tipi di terapie	13
1.4. Gli Allineatori Termoplastici Rimovibili	14
2. Costruzione Modello	17
2.1. Modellazione Denti.....	23
2.2. Modellazione Base Ossea.....	25
2.3. Modellazione PDL.....	27
2.4. Modellazione Allineatori	30
2.4.1. Modellazione base bidimensionale degli Allineatori	31
2.4.2. Caratterizzazione Allineatori	33
3. Analisi FEM.....	47
3.1. Caratteristiche materiali utilizzati.....	47
3.2. Assemblaggio Modello	48
3.3. Impostazione Simulazioni.....	51
3.4. Risultati analisi Torque	58
3.4.1. Torque Premolare paziente L	58
3.4.2. Torque Premolare Segmentato da CBCT paziente L	63
3.5. Risultati Analisi rotazione	65
3.5.1. Rotazione (0,5°) Premolare paziente L.....	66
3.5.2. Rotazione (-0,5°) Canino paziente A.....	71
3.5.3. Rotazione (0,5°) Canino paziente I	76
4. Conclusioni	81

1. L'Ortodonzia

L'Ortodonzia, all'interno della Medicina, è quel ramo dell'Odontoiatria che si occupa dei problemi funzionali ed estetici derivati dalla costituzione, dalla posizione e dallo sviluppo dei denti all'interno delle ossa mascellari che li ospitano. Gli obiettivi principali di questa disciplina sono infatti prevenire oppure correggere il più possibile eventuali anomalie come la mancata o ritardata eruzione dei denti, il loro Malposizionamento e la Malocclusione che, spesso causata dalle altre due, consiste nell'errato contatto tra l'Arcata Dentaria Superiore e quella Inferiore. Questi problemi, oltre a poter costituire un disagio estetico per il paziente, in certi casi compromettono la corretta funzionalità della masticazione e possono causare altre complicazioni come nevralgie, emicranie, la cattiva postura o il Bruxismo, più comunemente chiamato digrignazione dei denti.

1.1. Il cavo orale

La Bocca o Cavo Orale costituisce la prima parte dell'Apparato Digerente ed è l'organo predisposto alla masticazione. Essa è delimitata superiormente dal Palato, inferiormente dal Pavimento Buccale, lateralmente dalle Guance ed anteriormente dalle Labbra, posteriormente vi è il collegamento con il resto dell'Apparato Digerente. La Bocca è costituita da molteplici ossa, muscoli e ghiandole atti alla funzionalità della masticazione. Gli elementi importanti per quello che riguarda il riposizionamento dei denti trattato in questo studio sono: l'Osso Mascellare, l'Osso Mandibolare, il Legamento Paradontale ed ovviamente i Denti stessi.

1.1.1. Le Ossa

Le Ossa sono la base su cui sono ospitate le Arcate Dentarie, quella superiore sull'Osso Mascellare e quella inferiore sull'Osso Mandibolare. Sono costituite da un corpo principale in tessuto osseo nel quale si diramano i vasi sanguigni detti Vasi Alveolari e i Canali Alveolari nei quali corrono i nervi diretti alle muscolature, alle ghiandole, ai denti o agli altri organi. La parte superiore dell'Osso Mandibolare e quella inferiore dell'Osso Mascellare sono chiamate Ossa Alveolari ed in esse sono presenti le cavità in cui alloggiavano le Radici dei Denti che formano le Arcate Dentarie. Eventuali Malocclusioni o Malposizionamenti possono provocare anomalie in queste strutture, in particolare problemi nelle articolazioni dell'Osso Mandibolare.

1.1.2. Il Legamento Paradontale (PDL)

Il Legamento Alveolo Dentale detto anche Legamento Paradontale è un insieme di fibre connettivali che collegano l'Osso Alveolare con le rispettive Radici dei Denti alloggiati in esso. Ha uno spessore che può variare da un minimo di 0,15 mm ad un massimo di 0,40 mm in base al tipo di Dente a cui è legato e all'età del paziente in quanto diminuisce col progredire di essa. Oltre ad avere la funzione di ancoraggio del Dente, ha la particolare funzione di ammortizzare e distribuire le pressioni dovute alla masticazione proteggendo i tessuti circostanti ed è inoltre responsabile della percezione spaziale delle arcate dentarie durante la masticazione.

1.1.3. I Denti

I Denti sono gli utensili della Bocca, questi organi infatti hanno la funzione di tagliare, sminuzzare e tritare il cibo preparandolo per la deglutizione. Il loro corretto posizionamento è oggetto di studio in quanto oltre al motivo principale che è quello di garantire una giusta masticazione ha una certa valenza sulla fonetica e sull'estetica del paziente a cui appartengono. Il materiale principale di cui sono costituiti i Denti è la Dentina, particolare tessuto osseo molto duro e resistente. In essi sono distinguibili tre parti anatomiche: la Corona, il Colletto e la Radice. La Corona è quella parte del Dente che fuoriesce dall'Osso Alveolare. Essa è rivestita di smalto un tessuto osseo ancora più duro e resistente e, al cui interno, si trova la Camera Pulpale contenente la Polpa Dentale che è il tessuto molle dove si trovano i vasi sanguigni e le terminazioni nervose. La parte che sporge dalla Gengiva, quindi visibile, è anche chiamata Corona Clinica in quanto è la zona che viene considerata per l'analisi e per le terapie di eventuali problemi. Essa varia fisiologicamente nel corso della vita. Il Colletto è quella zona di transizione in cui lo Smalto lascia il posto al Cemento meno resistente e di colore giallastro. Esso riveste la Radice per intero ad eccezione dei fori apicali attraverso i quali i vasi sanguigni e i nervi raggiungono la Polpa Dentale. La Radice è di forma più stretta rispetto alla Corona, ha la sua sede nell'Osso Alveolare e, come già spiegato, è circondata dal Legamento Paradontale che la ancora. Analogamente come per la Corona, viene definita Radice Clinica tutta la parte del Dente non visibile al di sotto della Gengiva.

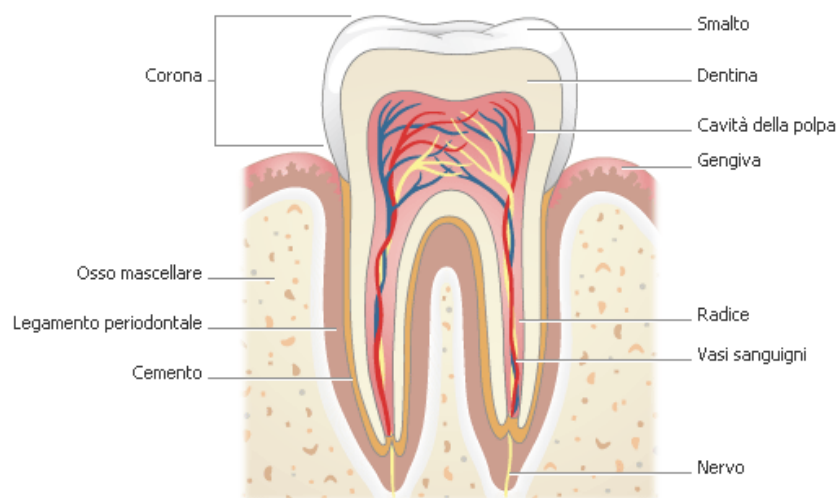


Fig 1.1: Anatomia di un Dente

Nell'uomo, in quanto animale onnivoro, la dentatura è molto varia a seconda della funzionalità a cui ogni Dente è dedicato. Sulle Arcate Dentarie di un essere umano, infatti, sono distinguibili: 8 Incisivi, 4 Canini, 8 Premolari e 12 Molari, Denti del Giudizio compresi. Essi si dispongono in modo speculare su Mandibola e Mascella, simmetricamente quindi ad un piano orizzontale chiamato Piano Occlusale, e simmetricamente rispetto al piano medio verticale chiamato Piano Mesiale. Sulla Corona Clinica di ogni Dente possono essere individuate 5 facce: La Faccia Occlusale rivolta verso l'omonimo piano che è la faccia atta alla funzione della Masticazione, la faccia rivolta verso l'esterno chiamata Facciale o Vestibolare, la Faccia Linguale che è quella rivolta verso l'interno, la Faccia Mesiale che è quella laterale rivolta verso il Piano Mesiale e la Faccia Distale che è quella opposta a quest'ultima. Il Piano Mesiale e quello Occlusale suddividono quindi il Cavo Orale in 4 parti nel quale possono essere trovati in situazioni normali lo stesso numero di Denti disposti in modo simmetrico: 2 Incisivi, 1 Canino, 2 Premolari, 3 Molari. Da questa suddivisione in 4 settori nascono le più comuni nomenclature per l'identificazione di ogni singolo Dente che sono riconosciute a livello internazionale. Il metodo Palmer denomina i settori come Superiore Destro, Superiore Sinistro, Inferiore Destro ed Inferiore Sinistro e in ognuno identifica i Denti con un numero partendo dall'Incisivo Centrale col numero 1 fino al Terzo Molare (Dente del Giudizio) che ha il numero 8. I Denti Decidui o da latte sono numerati con numeri Romani dall'1 fino al 5.

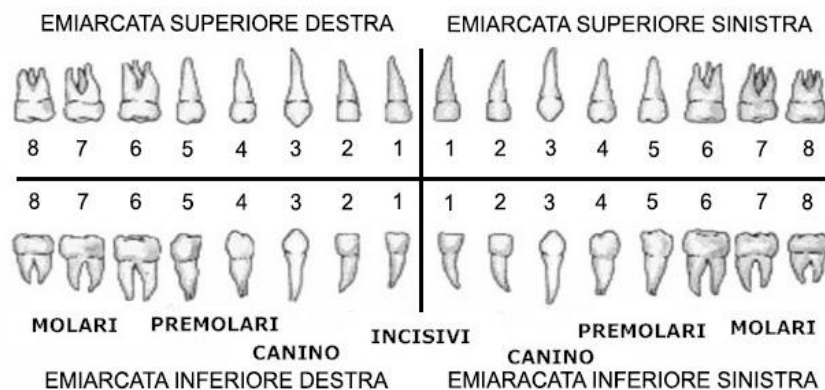


Fig: 1.2: Nomenclatura Palmer

La nomenclatura universale prevede invece di numerare i Denti partendo dal Terzo Molare del Settore Superiore Destro, procedendo con la numerazione per tutta l'arcata Superiore, passare al Terzo Molare del Settore Sinistro Inferiore che avrà quindi il numero 17 e completare la nomenclatura con i Denti dell'Arcata Inferiore.

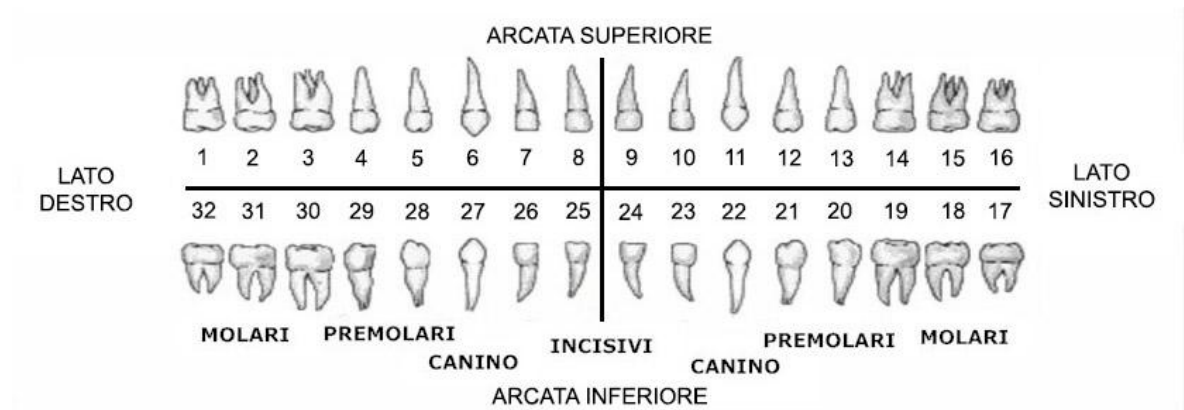


Fig 1.3: Nomenclatura Universale

Il sistema FDI (Federation Dentistry International) utilizzato in questo studio prevede la nomenclatura con la doppia cifra delle quali la prima vada ad identificare il settore di appartenenza del Dente: 1 Superiore Destro, 2 Superiore Sinistro, 3 Inferiore Sinistro e 4 Inferiore Destro. La seconda invece identifica la posizione del Dente con lo stesso principio adottato dalla nomenclatura Palmer.

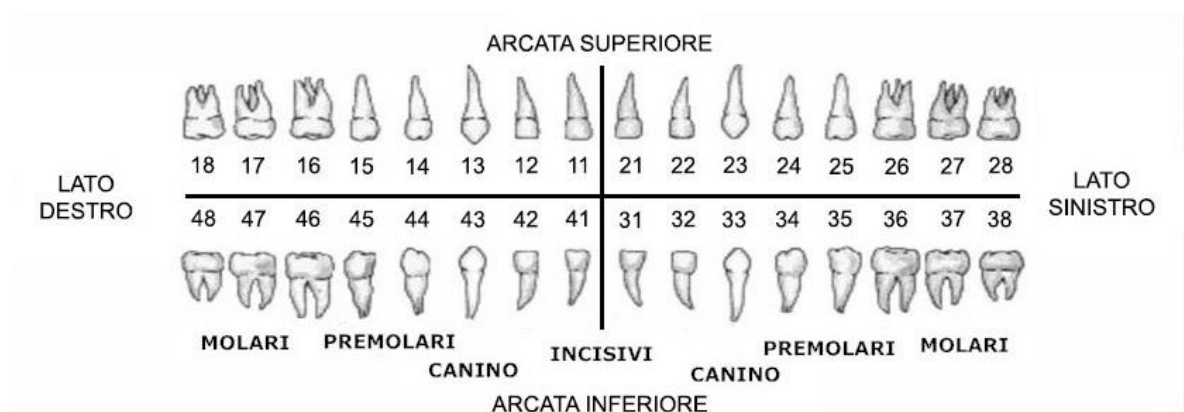


Fig 1.4: Nomenclatura FDI

1.2. I Movimenti Dentali

Una volta identificato il Dente all'interno del Cavo Orale, si può iniziare a parlare di come avviene il suo riposizionamento. Per quanto riguarda i Movimenti Dentali, si parla di Biomeccanica in quanto avvengono applicando forze ad un corpo biologico. Infatti, oltre alle forze e coppie di forze necessarie allo spostamento del Dente, è molto importante conoscere le risposte fisiologiche dei diversi corpi interessati per riuscire ad ottenere il risultato voluto e far sì che questo si conservi nel tempo. I corpi che intervengono sulla movimentazione del Dente sono, oltre al Dente stesso, il Legamento Paradontale e la porzione di Osso in cui ha la sua sede. Applicata una forza il Movimento Dentale si realizza in tre fasi principali. La prima di queste avviene quasi istantaneamente all'applicazione della forza in questione in quanto lo spostamento rilevato è la semplice compressione dello Spazio Paradontale. Se in questa fase venisse meno la forza applicata, escludendo quelle di entità traumatiche, il Dente tornerebbe alla posizione iniziale senza alcun cambiamento permanente. Nella seconda fase avviene un fenomeno istologico chiamato Ialinizzazione. Esso consiste nell'ammassamento delle fibre Paradontali a causa della pressione che si viene a formare tra l'Osso Alveolare e la Radice del Dente. Questa pressione determina uno schiacciamento dei vasi sanguigni nei quali la circolazione sanguigna rallenta o si arresta del tutto provocando la morte delle cellule del Tessuto Osseo interessato. A questo punto entrano in funzione gli Osteoclasti, cellule adibite al riassorbimento del Tessuto Osseo, che erodono tramite i loro enzimi la porzione di cellule necrotiche. Il riassorbimento può avvenire in due modi: in maniera indiretta, se le forze in gioco sono di grado pesante, iniziando dalla parte interessata più lontana dalla radice necessitando di più tempo, o in maniera diretta quando le forze sono di tipo medio-leggere, iniziando dalla zona più vicina alla Radice facendo in modo che avvenga in modo più rapido. Quindi, quando possibile, è preferibile provocare un riassorbimento diretto mantenendo l'intensità della forza di applicazione per un tempo sufficiente ad innescare il processo nel Dente obiettivo e non di eccessiva intensità in quanto potrebbe rallentare lo spostamento. La forza di soglia minima per provocare lo spostamento di un Dente è stata individuata da Weinstein con l'intensità di 2 grammi (0,0196N). Intensità di forza superiori al chilogrammo mantenute nel tempo provocano dolore nel paziente e rappresentano quindi il limite massimo delle forze da applicare al singolo Dente. Durante la

Ialinizzazione che può durare da 4 o 5 giorni fino a due mesi, viene quindi a formarsi lo spazio necessario allo spostamento che inizierà solamente con la terza fase. A questo punto infatti, nella zona sottoposta a trazione, le fibre Paradontali sono sottoposte ad uno stiramento che le trasformerà gradualmente prima in Tessuto Osteoide, poi in Osso Fascicolato ed infine in Osso Lamellare completando così lo spostamento del Dente che risulterà ben ancorato nella nuova posizione.

1.2.1. Traslazione

La traslazione del Dente viene anche chiamata Movimento Corporeo. Esso consiste nello spostamento Mesiale-Distale, Vestibolo-Linguale, Coronale-Alveolare o combinazione delle tre mantenendo inalterata la rotazione rispetto agli assi principali del Dente stesso. Questo è il movimento che richiede l'intensità di forza maggiore che varia da dente a dente. Per esempio la forza da applicare per far traslare un Molare è compresa tra 400 e 500 grammi(3,92N e 4,9N), mentre per un Canino scende intorno ai 200 grammi (1,96N). Il punto di applicazione viene scelto tenendo conto del centro di resistenza del Dente situato per convenzione al 40% della distanza tra Apice della Radice e Cresta Alveolare.

1.2.2. Tipping e Torque

Il tipping indica in generale un movimento inclinante del Dente che può avvenire in direzione Mesiale-Distale oppure Vestibolo-Linguale. Quest'ultimo tipo di inclinazione ha il nome specifico di Torque. Le intensità delle forze sono minori rispetto a quelle che intervengono nella Traslazione, infatti, si aggirano intorno ai 100 e i 200 grammi (0,98N e 1,96N). Anche in questo caso è importante tener conto del centro di resistenza che varia a seconda della Radice del Dente obbiettivo

1.2.3. Rotazione

Per Rotazione si intende il movimento del Dente attorno al suo asse verticale. Si tratta dello spostamento con la minor resistenza rispetto agli altri. Infatti, le zone dell'Osso Alveolare compresse e tirate che di solito si oppongono allo spostamento, sono ridotte e la maggior parte della resistenza è prodotta dalle fibre del Legamento Paradontale che stirate si allungano determinando la Rotazione. L'intensità delle forze necessarie per produrre questo movimento risultano quindi notevolmente ridotte, infatti in genere sono comprese tra 50 e 100 grammi (0,49N e 0,98N).

1.3. Tipi di terapie

In Ortodonzia l'intervento chirurgico è la pratica utilizzata nei casi più complessi e spesso viene praticata in combinazione con le altre terapie di semplice movimentazione. Essa, infatti, oltre a riguardare l'estrazione Denti che ostacolano il movimento di altri o sono in posizioni irrecuperabili e impiantare Protesi Dentarie fisse, agisce anche sulle Ossa Mandibolari e Mascellari e sulle articolazioni rendendo necessario il riposizionamento delle Arcate Dentarie per ottenere una corretta Occlusione.

Le terapie di movimentazione vengono praticate per mezzo di apparecchi che trasmettono sul Dente le forze, di cui si è fatta menzione in precedenza, innescandone i movimenti voluti. Questi apparecchi sono suddivisibili in due principali tipologie determinando a loro volta due tipi di terapie distinte: terapia con Apparecchi Fissi o con Apparecchi Mobili. Gli Apparecchi Fissi sono costituiti per la maggior parte da ancoraggi e da fili ortodontici metallici che messi in tensione trasmettono la forza necessaria per la durata del trattamento. Questo tipo di apparecchi vengono utilizzati per provocare tutti i movimenti precedentemente descritti e, se è presente un'alta precisione e abilità da parte dello specialista, sono quelli che ottengono i migliori risultati. Per contro tuttavia degli svantaggi in questo tipo di terapia, infatti, sono necessari gli ancoraggi che potrebbero

danneggiare il Dente, gli apparecchi possono provocare difficoltà nell'Igiene Orale e per la maggior parte causare un disagio estetico nel paziente e non ultimo per importanza un elevato costo in produzione, manutenzione e per le visite di controllo. Tra gli apparecchi mobili o rimovibili, che sono per lo più realizzati in materiale plastico riproducendo il calco delle Arcate Dentarie del paziente, esistono due tipologie basate sulla loro funzionalità. Una di queste sono gli Apparecchi Funzionali, dei quali, per esempio, fa parte il famoso Bite, servono per migliorare l'Occlusione agendo sulle articolazioni migliorandone la posizione o sviluppandone la muscolatura oppure per contrastare il Bruxismo notturno fornendo uno spessore protettivo tra le due Arcate Dentarie. L'altra tipologia è quella di cui fanno parte gli Allineatori che sono costruiti col il preciso compito di movimentare il Dente nella posizione voluta. Questi apparecchi sono meno efficaci di quelli fissi, infatti è possibile ottenere alcuni dei movimenti voluti con maggiore difficoltà e inserendo modifiche e ausili all'utilizzo del semplice Allineatore. Tuttavia hanno il vantaggio, essendo mobili, di garantire una maggior Igiene Orale al paziente il quale in oltre tollera più volentieri questo tipo di apparecchio in quanto è semplice da utilizzare e perché, essendo per la maggior parte dei casi trasparente, ha un minor impatto estetico. Il costo della terapia è legato essenzialmente alla produzione degli allineatori che, nel caso di quelli dedicati alla movimentazione, vanno periodicamente sostituiti. Nel complesso comunque il costo risulta inferiore rispetto agli Apparecchi Fissi.

1.4. Gli Allineatori Termoplastici Rimovibili

Gli Allineatori Termoplastici Rimovibili sono principalmente costituiti in PET-G (Polietilene Tereftalato modificato con Glicolo), un polimero appartenente alla famiglia delle resine poliesteri. Questo materiale gode di ottime caratteristiche come la resistenza agli urti anche a basse temperature, la trasparenza e la lavorabilità per mezzo della Termoformatura. L'elevata resistenza all'aggressione da parte di sostanze chimiche inoltre lo rende ottimo per applicazione di tipo alimentare o medica e quindi perfetto per la realizzazione degli Allineatori Ortodontici Rimovibili. Nello specifico tra le caratteristiche meccaniche di questo materiale si trovano il Modulo Elastico che va dai 2000 MPa ai 2400

MPa e il limite di snervamento che va dai 45 MPa ai 50 MPa. Il processo produttivo degli Allineatori Termoplastici Rimovibili inizia con il prendere il calco con l'Alginate dell'Arcata Dentaria su cui intervenire. Una volta che questo solidifica si è ottenuto il negativo dell'arcata che viene ricoperto di gesso ottenendo così il modello dei Denti con il loro reale posizionamento. A questo punto degli specialisti Odontotecnici valutano lo spostamento che si vuole ottenere e come suddividerlo in movimenti più piccoli creando posizioni intermedie tra quella reale e quella voluta.

In questo passaggio ha un'elevata importanza l'anatomia della Radice del Dente e di conseguenza dell'Osso Alveolare e del Legamento Paradontale. Prima di decidere i singoli spostamenti vengono quindi analizzate le immagini CBCT (Cone Beam Computed Tomography) del Cavo Orale per identificare ed avere la corretta struttura delle Arcate Dentarie. A questo punto il modello in gesso del Dente obiettivo viene sistemato nella prima di queste posizioni e su di esso viene termoformato l'Allineatore partendo da un disco di PET-G di spessore variabile da 0,75 a 1,25 mm. Come si intuisce il principio alla base della terapia con questi Allineatori è la differenza tra la posizione del Dente da movimentare e la posizione del suo alloggio nell'Allineatore stesso. Questa differenza crea contatti che a loro volta generano pressioni tra l'Allineatore e il Dente innescando in quest'ultimo lo spostamento al livello del Legamento Paradontale. Una volta esaurito il primo spostamento, solitamente dopo due o tre settimane di applicazione, è necessario applicare il secondo Allineatore, poi il terzo e così via fino ad ottenere lo spostamento completo. Una variante della produzione di questi Allineatori è stata introdotta grazie all'avvento delle tecniche CAD e del Rapid Prototyping. Infatti, partendo dal modello in gesso completo, viene fatta una scansione 3D dell'Arcata Dentaria per acquisirne la geometria. Successivamente per mezzo di software CAD vengono create le varie Arcate Dentarie ognuna col Dente in una delle posizioni intermedie in successione. A questo punto, grazie ad una stampante 3D ed alla conseguente rifinitura sono stati ottenuti tutti i modelli necessari su cui termoformare gli Allineatori utilizzando un solo calco in gesso. Attualmente, inoltre, è allo studio la possibilità di prototipare direttamente l'Allineatore riuscendo a risparmiare ulteriori passaggi e lavorazioni e quindi riducendo ulteriormente i costi di produzione.

In alcuni casi, per aumentare l'efficacia dell'Allineatore nei movimenti di particolari Denti che risultano difficoltosi, come per esempio nella Rotazione dei Canini, viene

polimerizzato sul Dente obbiettivo un Attacco in materiale composito. Questo Attacco può avere forma, dimensione e posizione sul Dente differente in base al movimento voluto. Una volta solidificata si procede con la normale procedura di realizzazione dell'Allineatore considerando l'Attacco una vera e propria parte del Dente. Così facendo nell'Allineatore si creerà una sede in corrispondenza dell'Attacco in cui esso si ancorerà favorendo la trasmissione del movimento dall'Allineatore al Dente obbiettivo. L'introduzione dell'Attacco aumenta notevolmente l'efficacia dell'Allineatore ma il suo utilizzo viene limitato alle situazioni problematiche in quanto influisce sull'estetica dell'Allineatore e in quanto la resina, una volta rimossa, lascia macchiata la superficie di Smalto su cui era stata applicata.

In questo studio inoltre è stata ipotizzata una nuova tipologia di Allineatore con Punti di Contatto. Questa consiste nell'aggiungere superfici di curvatura sferica in punti strategici tra l'Allineatore e il Dente obbiettivo creando in pratica una zona in cui si ha una concentrazione della pressione di contatto promuovendo lo spostamento voluto. In particolare questi punti sono porzioni di sfera di 1,5 mm di diametro sporgenti dalla superficie tradizionale dell'Allineatore creando spessori per un'altezza compresa tra 0,05 e 0,15 mm.

2. Costruzione Modello

In questo studio sono stati analizzati casi reali ed in particolare situazioni in cui sono stati simulati Torque e Rotazione di un premolare appartenenti alla Mandibola di un paziente denominato L e la Rotazione di uno dei Canini dei pazienti denominati A ed I. Per ogni movimento sono stati realizzati tre Allineatori: Semplice, con Attacco e con Punti di Contatto per un totale di dodici simulazioni più una. Quest'ultima riguarda il movimento Torque del paziente L per il quale è stato realizzato un ulteriore Allineatore Semplice creato con un'immagine di diverso tipo del Dente obiettivo rispetto a quella con cui è stato creato il resto del modello e le altre simulazione per poter fare un confronto. In ognuna delle simulazioni è stato utilizzato lo stesso modello composto da tre Denti, i rispettivi Legamenti Paradontali, una base adatta a simulare l'Osso Alveolare ed infine l'Allineatore. I Denti scelti a parte il Dente obiettivo sono ovviamente quelli adiacenti ad esso e nella simulazione svolgono la funzione di ancoraggio. Questa scelta è stata fatta in base a studi precedenti che indicano come trascurabili le differenze con modelli in cui vengono interessati un maggior numero di Denti ancoraggio. Le tensioni, le deformazioni e gli spostamenti sui Denti ancoraggio e sull'Allineatore stesso infatti si distribuiscono e diminuiscono con l'aumentare del numero dei Denti coinvolti. Non avendo la pretesa di creare uno strumento di diagnosi, la scelta di soli tre denti, dunque, si dimostra cautelativa e sufficiente per verificare l'efficacia dei diversi Allineatori nelle diverse situazioni rendendo inoltre il modello meno pesante per l'analisi agli elementi finiti.

Tutti i modelli sono stati creati utilizzando il software di modellazione 3D Geomagic Studio partendo da tre diversi tipi di immagini. Due di queste tipologie sono state ricostruite da due differenti metodi di Segmentazione per mezzo di immagini acquisite dalla CBCT, mentre la terza tipologia è stata ricostruita riadattando i parametri geometrici di modelli presenti in archivio alle immagini acquisite per mezzo della radiografia e dal calco delle Arcate Dentarie del paziente. Una volta che sono state importate nel programma le immagini vengono trasformate in un'insieme di superfici formate da migliaia di poligoni ricreando la forma degli oggetti e rendendo le immagini modellabili. Come precedentemente detto vengono utilizzate inoltre due differenti tipi di Segmentazione per ricostruire gli altre tipologie di immagine. La prima di queste consiste

nel rilevare per mezzo della CBCT e sovrapporre una serie di profili presi sul piano orizzontale del Dente dal punto più alto della Corona fino all'apice della Radice ricreando così l'immagine 3D. Ne risulta un'immagine ricavata essenzialmente dal Dente originale del paziente quindi più vicina alla realtà ma con errori dovuti alla stratificazione dei profili. Nella seconda tipologia di Segmentazione sono stati presi da CBCT una serie di profili verticali del Dente con diverse angolazioni e con essi sono stati ricostruiti per approssimazione tutti i punti necessari che poi sono andati a formare l'immagine 3D. Anche questa immagine è stata realizzata partendo dal Dente originale del paziente ma con un certo grado di approssimazione e con l'insorgenza di errori geometrici anche gravi nella riproduzione delle radici più complesse. Come si può intuire, la prima tipologia descritta è quella più lontana dall'immagine reale del Dente, tuttavia questa lontananza può essere attenuata con l'aumentare del numero dei modelli a propria disposizione da poter modellare sulla radiografia. Questa tipologia inoltre, essendo la radiografia uno strumento diagnostico meno potente della CBCT, fa risparmiare una non trascurabile dose di radiazioni al paziente.

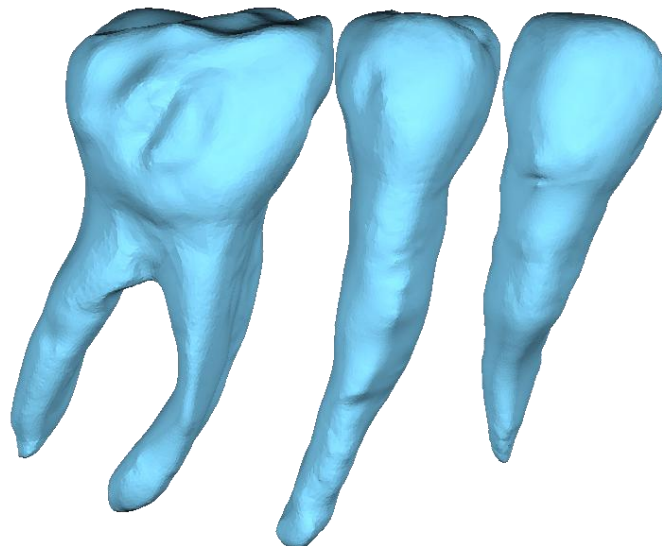
La modellazione è stata eseguita considerando la posizione data della terna di Denti come se fosse in una delle posizioni intermedie e modellando direttamente su di essa anche l'Allineatore.

Tutti i modelli sono stati orientati secondo un sistema di coordinate cartesiane il cui centro è stato posto nel Dente obbiettivo. Gli assi di questo sistema sono orientati secondo il seguente ordine: l'asse Z secondo la direzione Occlusale dell'Arcata Dentaria nel verso dell'estrazione del Dente, l'asse X in direzione Vestibolo-Linguale nel verso Linguale e l'asse Y in direzione Mesiale-Distale nel verso rimanente seguendo la terna così formata.

Il Dente successivamente è stato inclinato o ruotato nella posizione non corretta nella preparazione geometrica dell'analisi FEM secondo questo sistema di coordinate.

Per quanto riguarda il caso del paziente L è stato scelto come Dente obbiettivo il 45 che corrisponde al secondo Premolare della parte destra della Mandibola e come ancoraggi i Denti 43 e 46 rispettivamente un Premolare ed un Molare. Il modello è stato creato dall'immagine ricostruita per mezzo della prima tipologia descritta ed è stato utilizzato per realizzare sia simulazioni di Torque che di Rotazione del Dente obbiettivo con le tre tipologie di Allineatori. Prima di iniziare a costruire il modello, l'immagine è stata rifinita allentando i poligoni di cui è formata e levigando le superfici attraverso gli appositi comandi per eliminare creste ed errori che influenzerebbero negativamente la simulazione.

a)



b)

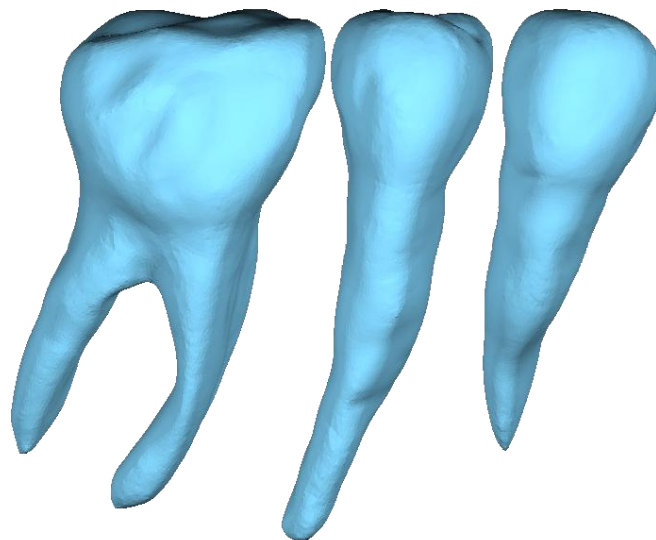


Fig 2.1: Terna dentaria paziente L: a) immagine originale, b) immagine levigata

Sempre per quanto riguarda il paziente L, per effettuare un confronto sul comportamento tra la precedente tipologia di immagine e quella che prevede la Segmentazione dei piano orizzontali, è stata realizzata la simulazione di Torque con il Dente 45 modellato con tale tecnica.

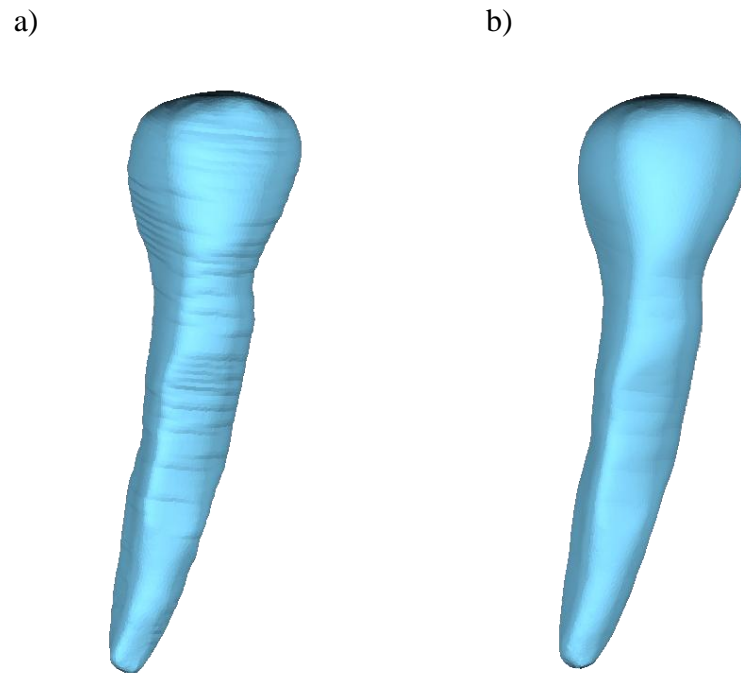


Fig 2.2: Dente 45: a) immagine originale, b) immagine levigata

Come si può notare dalle immagini, quelle ricostruite con la prima tipologia descritta sono più dettagliate e offrono un'immagine del Dente più definita in quanto i modelli da cui sono ricavate sono stati acquisiti da precisi strumenti ottici. Nell'immagine ricostruita per mezzo della Segmentazione invece sono evidenti gli errori sulla superficie dovuti alla stratificazione della Segmentazione stessa. Anche in questo caso gli errori, le creste e le protuberanze che ostacolerebbero la simulazione sono state eliminate attraverso la levigazione ed l'allentamento dei poligoni con le stesse impostazioni rispetto all'operazione precedente che sono state comunque mantenute per tutti i modelli costruiti.

In seguito ai risultati ottenuti con le simulazioni del caso L nei quali è stata dimostrata la possibilità di innescare il movimento del Premolare anche attraverso l'utilizzo dell'Allineatore con Punti di Contatto, per il proseguo dello studio è stato deciso di scegliere come Denti obiettivo dei Canini e di cercare di innescare su di essi la Rotazione.

Questa scelta è stata fatta in quanto, questo movimento su questo tipo di Dente, risulta in assoluto quello più complicato da trasmettere per mezzo di un Allineatore tanto che al giorno d'oggi la scelta più utilizzata è quella di applicare un Attacco al Dente obbiettivo. La Rotazione dei Canini per questo motivo è stata ritenuta la situazione migliore per testare la reale efficacia dell'Allineatore con Punti di Contatto e di confrontarla con quella delle altre due tipologie di Apparecchi.

Nel caso del paziente A il Dente Obbiettivo è il Canino 23 appartenente alla parte sinistra della Mascella, mentre i Denti di ancoraggio sono l'Incisivo 22 ed il Premolare 24. Per questa terna sono state realizzate le simulazioni di Rotazione con gli Allineatori Semplice, con Attacco e con Punti di Contatto.

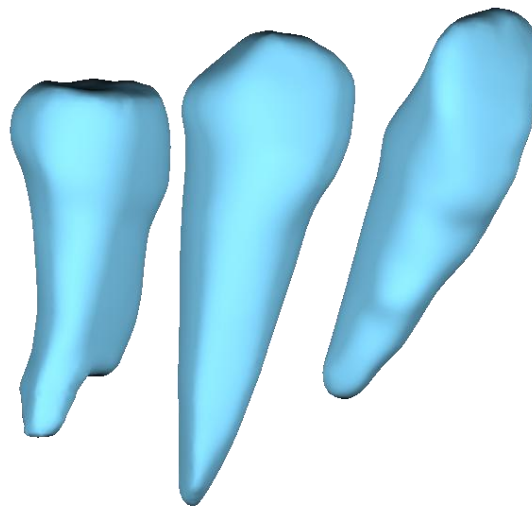


Fig 2.3: Terna dentaria paziente A

Questo modello è stato costruito partendo da immagini realizzate dalla Segmentazione con profili verticali e, come si può vedere, le superfici risultano prive delle imperfezioni dovute alla stratificazione risultando quasi pronte per la modellazione. Permane soltanto un vistoso errore geometrico nel Premolare 24 dovuto ad una errata approssimazione della Radice a più rami. Esso tuttavia, come dimostrato successivamente dai risultati, è stato

considerato ininfluenza ai fini delle simulazioni in quanto appartenente ad uno dei Denti ancoraggio.

L'ultimo caso in esame è quello del paziente I. In esso il Dente obiettivo è il Canino 13 appartenente alla parte destra della Mascella del paziente. Anche in questo caso i Denti ancoraggio sono un Incisivo ed un Premolare, rispettivamente l'12 e il 14. Come nel caso precedente le simulazioni sono state per la Rotazione con tutte e tre le tipologie di Allineatori.

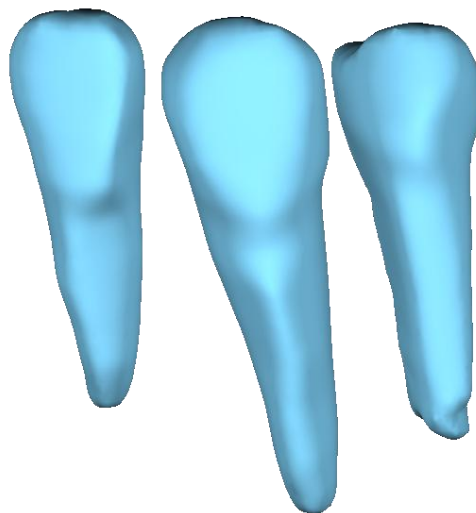


Fig 2.4: Terna dentaria paziente I

Anche in questo caso si tratta di un modello costruito sulla base di immagini realizzate dalla Segmentazione con profili verticali e come nel caso precedente le superfici sono già state predisposte per la modellazione. Anche in questo caso le immagini appaiono prive di errori rispetto a quelle ricavate con le altre tipologie e, come è accaduto per il Premolare della terna precedente, anche quello di questa presenta un'imperfezione geometrica dovuta alla Segmentazione nella parte terminale della Radice e proprio come in precedenza questa può essere ritenuta trascurabile.

Come già accennato in precedenza ogni elemento dello stesso tipo di tutti i modelli sono stati costruiti seguendo le medesime procedure e le medesime impostazioni del programma utilizzato. Di seguito quindi verrà illustrato solamente il procedimento di modellazione di un solo elemento per tipologia in entrambe le sue parti: la modellazione dell'immagine e la creazione dell'oggetto CAD.

2.1. Modellazione Denti

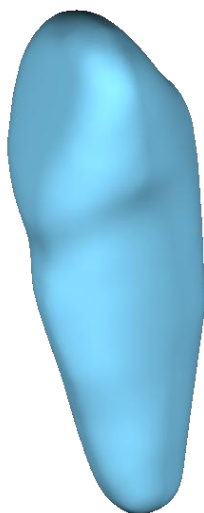
La prima operazione una volta avute le immagini, è stata quella di levigare ed allentare i poligoni tramite l'apposito comando automatico per eliminare le imperfezioni e gli errori dovuti all'acquisizione delle immagini. Alcune parti dei Denti modellati in cui sono state rilevate protuberanze o avvallamenti ritenuti dannosi per la futura simulazione, sono stati corretti manualmente attraverso un altro comando di "smerigliatura".

Una volta finito di modellare l'immagine, essa è stata suddivisa in patch. Questa operazione non è stato un passaggio automatico ma è stata eseguita manualmente individuando e costruendo i contorni principali all'interno dei quali poi è avvenuta la suddivisione automatica. Come principio di base i contorni sono stati individuati sulle curvature più pronunciate dei Denti e nelle zone di interesse andando a formare una suddivisione il più possibile razionale. Essendo inoltre le stesse patch mantenute dal programma FEM per costituire le aree di contatto e le aree per il controllo della mesh, sono stati considerati contorni importanti, e quindi tracciati, sia un contorno orizzontale leggermente al di sopra di quello che delimita l'area di contatto tra il Dente e il proprio PDL sia uno leggermente al di sotto di quello più complesso che delimita l'area di contatto con l'Allineatore. In questo modo sono state costruite le patch che seguendo la disposizione di questi contorni delimitano aree di contatto leggermente in eccesso rispetto alla realtà che semplificano l'individuazione dei contatti nell'analisi FEM.

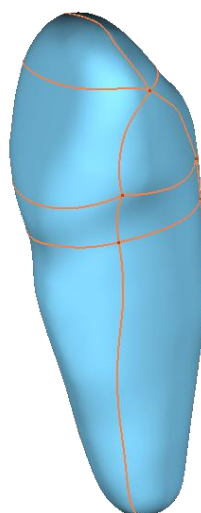
Una volta costruite le patch esse sono state suddivise a loro volta in griglie per mezzo di un comando automatico. In alcuni casi è stato necessario intervenire sia nelle griglie che nelle

patch per l'insorgere di errori geometrici come l'attorcigliamento e l'autointersezione correggendone manualmente le forme.

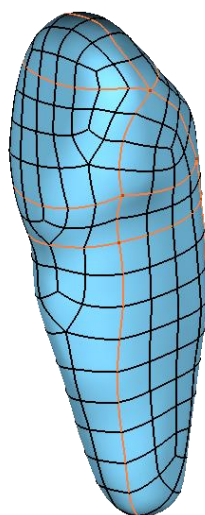
a)



b)



c)



d)

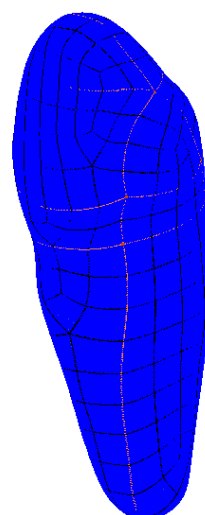


Fig 2.5: a) Dente da modellato, b) definizione contorni, c) suddivisione in patch, d) creazione griglie

Infine sono state create le superfici NURBS (Non Uniform Rational B-Spline) trasformando la semplice immagine in un oggetto 3D CAD.



Fig 2.6: Dente sottoforma di oggetto CAD

A questo punto l'elemento è stato completato e quindi è stato salvato in un file formato IGES importabile nel programma per l'analisi FEM.

2.2. Modellazione Base Ossea

La base su cui sono stati costruiti tutti i modelli è stata ricavata dalla medesima riproduzione di un Osso Mascellare non essendo in possesso delle immagini relative alle Ossa dei singoli pazienti. La base è stata orientata secondo il sistema di ogni terna di Denti ed è stata quindi allineata in base alla corretta posizione che gli stessi Denti occuperebbero su di essa. Questa base è stata utilizzata anche per quanto riguarda il modello relativo al paziente L riguardante i Denti della parte destra della Mandibola. In questo caso i Denti del paziente sono stati posizionati come se appartenessero alla parte sinistra della Mascella. Questo compromesso è stato fatto in mancanza della riproduzione dell'Osso Mandibolare

per poter avere una base realistica ed è stato ritenuto accettabile in quanto trascurabile nelle simulazioni dell'analisi FEM.

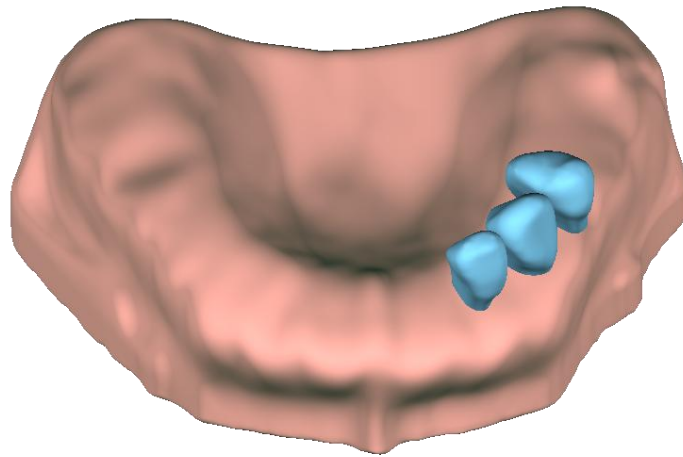
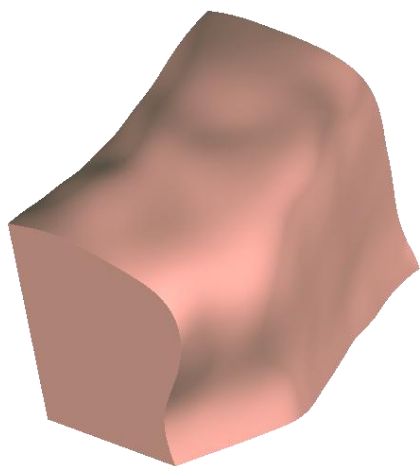


Fig 2.7: Posizione terna dentaria sull'Osso Mascellare

Una volta individuata la porzione di Osso Alveolare interessata, la base è stata sezionata creando così l'elemento necessario al modello. Anche in questo caso dopo la modellazione sono stati tracciati i contorni coi quali si sono delineate le aree su cui realizzare le patch e successivamente le griglie.

a)



b)

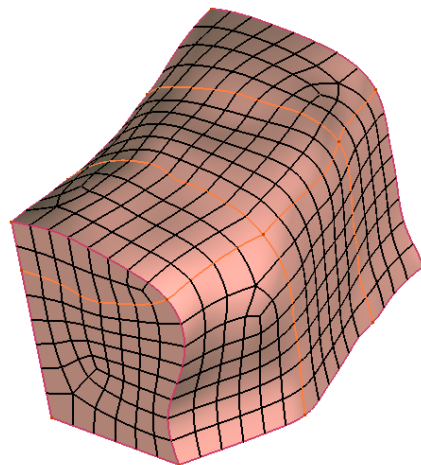


Fig 2.8: a) creazione Osso Alveolare di base, b) suddivisione in patch

Una volta applicate le superfici NURBS è stato ottenuto l'oggetto CAD che è stato salvato, pronto per l'importazione nel programma per l'analisi FEM.

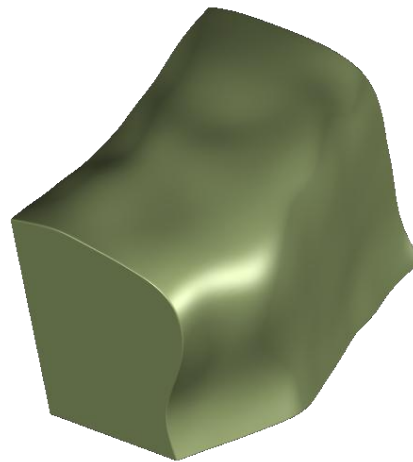


Fig 2.9: Osso Alveolare di base sottoforma di oggetto CAD

2.3. Modellazione PDL

Il Legamento Paradontale di ogni Dente è stato realizzato come elemento bidimensionale e successivamente lo spessore di 0,2 mm, compatibile con la media degli spessori reali dei PDL, gli è stato imposto nella fase geometrica del programma di analisi FEM. Il motivo di questa scelta è stato quello di minimizzare la possibilità di incompatibilità proprio con quel programma in quanto anche la creazione delle Sedi Alveolari di ogni Dente è stata eseguita con esso. Infatti grazie a questi accorgimenti è stato possibile creare con una sottrazione booleana elementi aderenti anche dopo l'operazione di Inclinazione o Rotazione del Dente nella posizione "non corretta".

Per creare l'elemento PDL è stata fatta una copia dell'immagine di ogni Dente e, per mezzo del comando "rifila con curva", è stata ritagliata la parte superiore di esso seguendo

un contorno leggermente superiore a quello delineato dall'intersezione dell'immagine del Dente con la superficie orizzontale superiore dell'Osso Alveolare.

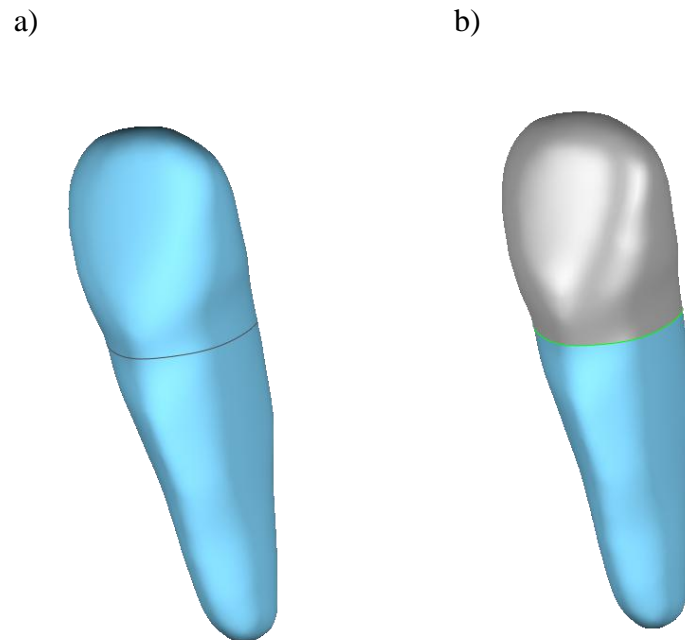


Fig 2.10: rifilatura PDL: a) Dente originale, b) creazione PDL

In questo modo è stata ottenuta un'immagine di una superficie concava bidimensionale completamente aderente alla Radice del Dente e quindi ideale per costituire la base per il modello del Legamento Paradontale. Come avvenuto per gli elementi precedenti, sono stati individuati i contorni, create le patch e successivamente le griglie.

Nel caso dei PDL, non essendoci necessità di particolari patch che delimitano le aree di contatto, sono stati tracciati i contorni seguendo solamente i due profili principali in senso longitudinale e, solo nel caso dei Legamenti Paradontali dalla geometria complessa, sono state fatte leggere variazioni fatte comunque in modo da creare un'insieme di patch di forma semplice.

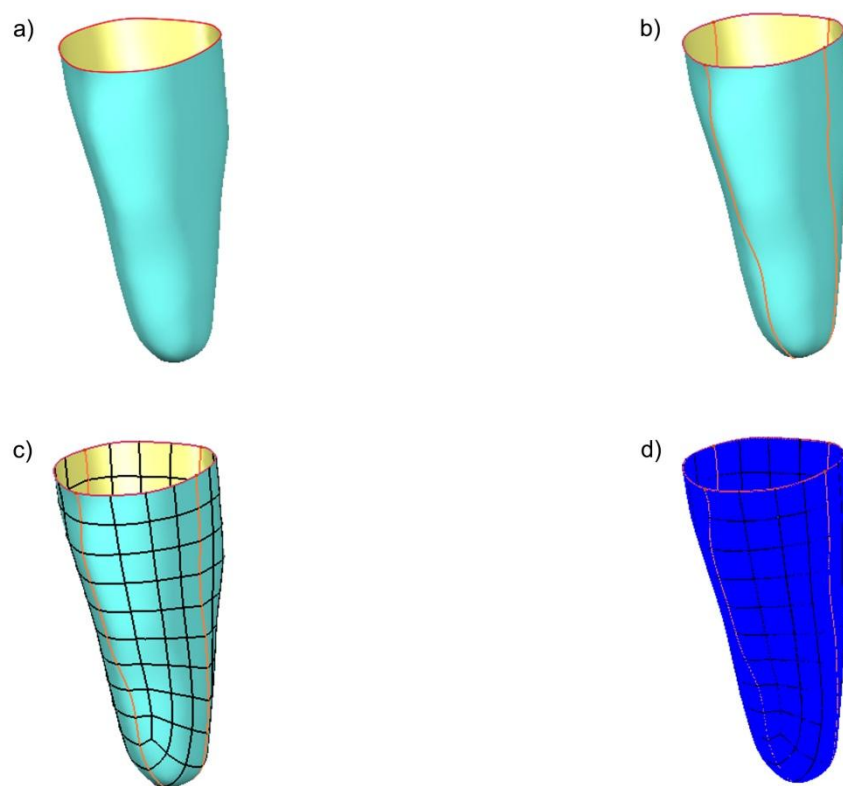


Fig. 2.11: a) immagine bidimensionale PDL, b) definizione contorni, c) suddivisione in patch, creazione griglie

Come avvenuto in precedenza, dopo l'operazione della grigliatura, sono state create le superfici NURBS e l'oggetto CAD è stato successivamente salvato nel formato IGES.



Fig 2.12: PDL sottoforma di oggetto CAD

2.4. Modellazione Allineatori

Il procedimento di modellazione delle varie tipologie di Allineatori è stato suddiviso in due fasi principali valide per tutte le terne dentarie su cui si è lavorato. La prima fase, che è comune a tutte e tre le tipologie di Apparecchio, consiste nella creazione dell'immagine base bidimensionale, mentre nella seconda fase sono state realizzate le diverse caratteristiche degli Allineatori.

2.4.1. Modellazione base bidimensionale degli Allineatori

Per realizzare l'immagine base, come prima cosa, sono state fatte delle copie delle immagini della terna di Denti come avvenuto nel caso del PDL. A questo punto tutte e tre le immagini sono state tagliate con un piano parallelo al piano XY per mezzo del comando "rifila con piano" eliminando le parti inferiori. L'altezza a cui è avvenuto questo sezionamento varia a seconda della terna di Denti su cui è stato effettuato. Essa infatti dipende dalla Corona Clinica che è quella parte del Dente visibile e sulla quale viene effettuato il calco. La posizione del piano è stata valutata quindi tenendo conto della Gengiva, del fatto che è necessario lasciare uno spazio tra essa e il bordo dell'Allineatore e dell'eventuale Malposizionamento dei Denti.

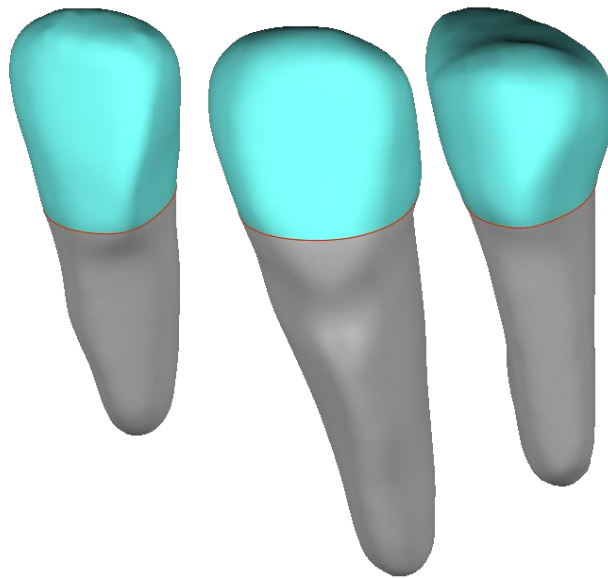


Fig. 2.13: rifilatura Allineatore

Il passo successivo è stato ritagliare col "comando rifila con curva" le pareti attigue tra Dente e Dente e quindi nei piani Mesiale e Distale di queste tre immagini. Tale operazione è stata effettuata considerando i parametri geometrici di ogni Dente e di quello attiguo alla parete interessata cercando di eliminare quelle porzioni di superficie che non risulterebbero coinvolte dal calco o dalla termoformatura dell'Allineatore.

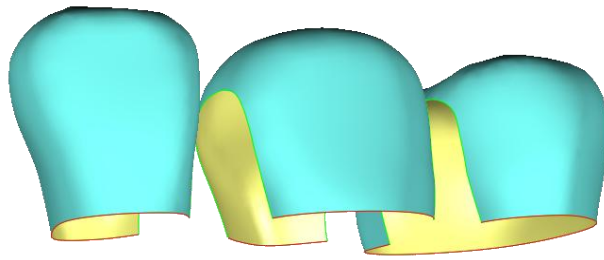


Fig. 2.14: rifilatura per realizzare le connessioni

Una volta ottenute queste superfici, per mezzo del comando “combina” le tre immagini sono state unite per formare un unico elemento geometrico senza tuttavia comportare alcun cambiamento della forma. Questo passaggio è stato necessario per poter far interagire le parti rendendo possibile la modellazione.

Per poter terminare la costruzione della base bidimensionale dell’Allineatore, a questo punto, sono state create quelle parti dell’Apparecchio non a contatto diretto coi Denti creando così le connessioni tra le superfici precedentemente create. Per modellare queste parti dell’Allineatore sono stati creati dei poligoni congiungenti in punti ben precisi dei bordi delle tre superfici. Come primo criterio è stato scelto quello mantenere la continuità del bordo inferiore dove precedentemente è avvenuto il taglio creando i primi quattro “ponti” bidimensionali. Per cercare di mantenere il più possibile la curvatura dei profili dentari sono stati creati altri tre di questi ponti per ogni connessione. Uno per ognuna di esse è andato a costituire il punto più vicino agli apici delle Corone Dentarie, gli altri sono andati ad occupare una posizione intermedia tra questi ultimi e quelli del bordo dell’Allineatore tenendo comunque conto delle curvature dei profili dei Denti e cercandone di assecondarne la forma. Questo passaggio è stato possibile grazie al comando “riempi singolo” con l’opzione “crea ponte piatto”.

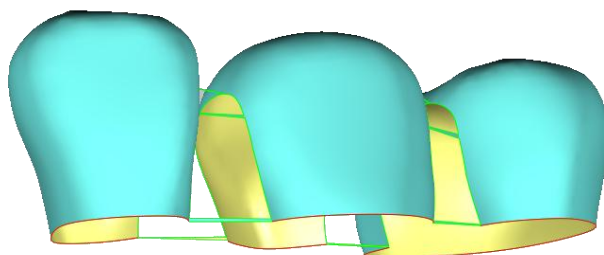


Fig. 2.15: creazione ponti

Per completare la modellazioni delle connessioni tra le parti, sono state riempite quelle aree vuote formatesi con la creazione dei ponti utilizzando il comando "riempi tutto" con l'opzione "piatto".

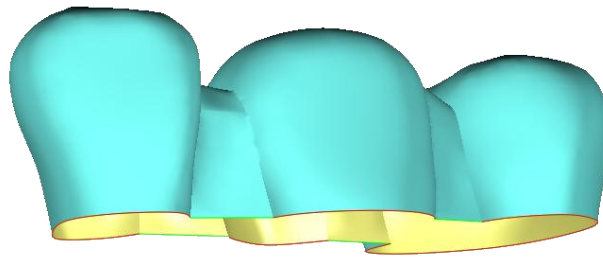


Fig. 2.16: riempimento aree

Con questo passaggio è stato completato il procedimento comune per ogni terna dentaria per la realizzazione della base bidimensionale che è stata utilizza per la realizzazione di tutte e tre le tipologia di Allineatore .

2.4.2. Caratterizzazione Allineatori

Le maggiori differenze si sono avute tra la realizzazione dell'Allineatore con Attacco e le altre due tipologie. L'Allineatore con Punti di Contatto infatti è stato modellato a partire proprio dall'Allineatore Semplice introducendo in seguito i punti. Per questo motivo la naturale successione con cui sono stati realizzati gli Allineatori è stata: Allineatore Semplice, Allineatore con Punti di Contatto ed infine Allineatore con Attacco.

L'Allineatore Semplice è stato realizzato inspessendo l'immagine base bidimensionale attraverso il comando "guscio". Questo comando ha creato nuovi poligoni riproducendo la

forma e le curvature della base bidimensionale verso l'esterno per la misura dello spessore imposto creando così l'immagine tridimensionale dell'Allineatore. A causa della natura della termoformatura, lo spessore dell'Allineatore nella realtà varia a seconda della zona su cui il materiale va ad adattarsi e, non potendo fare una previsione su come il materiale si dispone durante questo processo, è stato scelto di mantenere uno spessore costante ma cautelativo di 0,7 mm per ogni Apparecchio.

Come si può notare dalla figura, il bordo dell'Allineatore è risultato irregolare a causa della creazione dello spessore che segue le curvature della base bidimensionale. Per questo motivo l'immagine è stata ritagliata orizzontalmente attraverso il comando "rifila con piano" delineando così un bordo regolare e completando la modellazione dell'Allineatore Semplice.

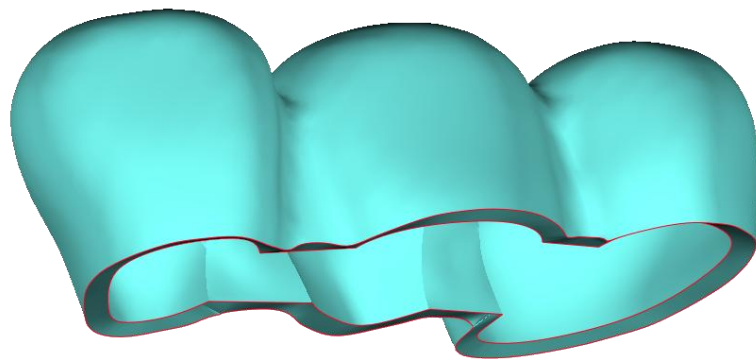


Fig. 2.17: inspessimento

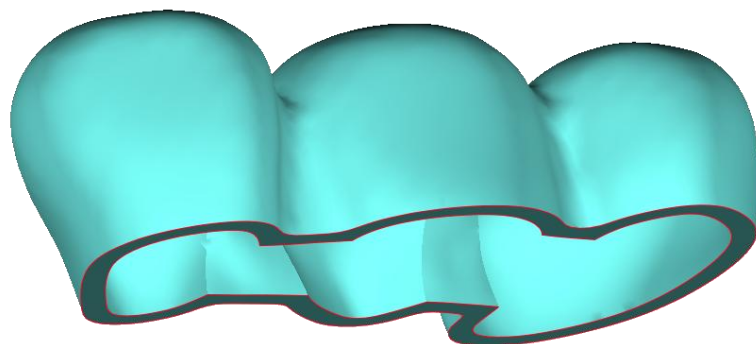


Fig. 2.18: rifilatura bordi

Come avvenuto per gli altri elementi a questo punto si è proceduto con l'individuazione dei contorni. Sono stati quindi mantenuti i contorni relativi al bordo dell'Allineatore e a questi sono stati aggiunti i contorni che suddividono le zone di contatto coi Denti dalle altre.

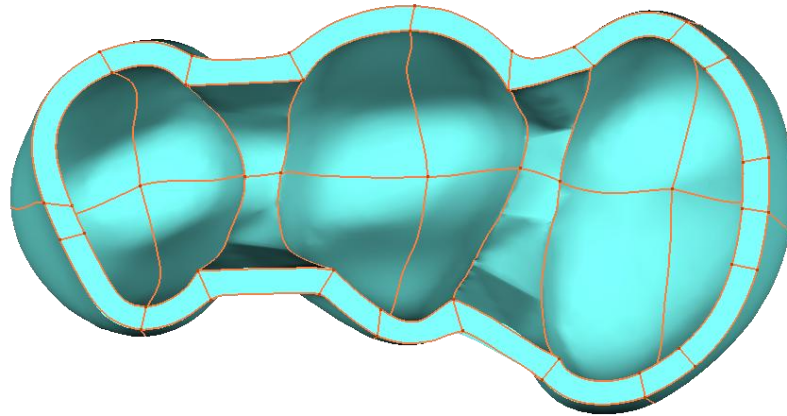


Fig. 2.19: definizione bordi

Alcuni contorni sono stati tracciati per poter rendere la successiva suddivisione automatica in patch più semplice e razionale.

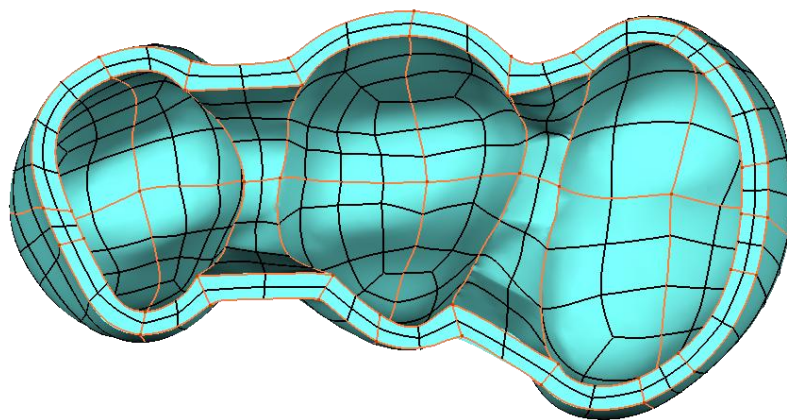


Fig. 2.20: suddivisione in patch

Nel passaggio dell'aggiunta delle griglie per via della complessità delle curvature, nascono problemi di attorcigliamento ed auto intersezione. Questi sono stati risolti come in precedenza aggiustando manualmente le griglie con l'apposito comando oppure tornando al passo precedente e modificando la forma o la dimensione della singola patch.

Per trasformare l'immagine in un elemento CAD sono state create le superfici NURBS completando così la creazione dell'Allineatore Semplice.

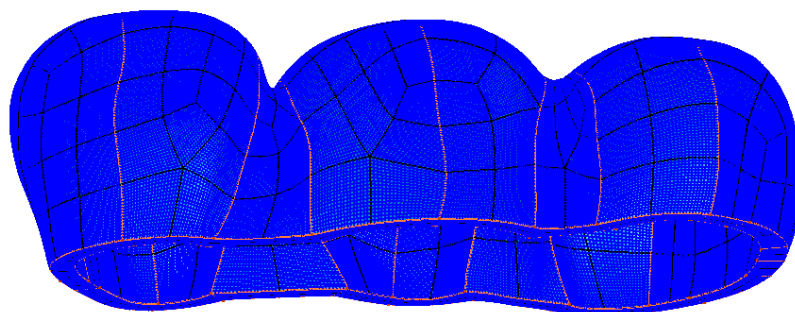


Fig. 2.21: creazione griglie

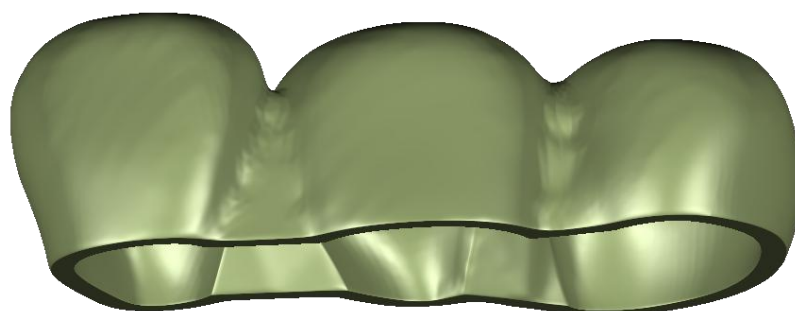


Fig.2.22: Allineatore sottoforma di oggetto CAD

Per costruire il modello dell'Allineatore con Punti di Contatto è stato preso il modello dell'Allineatore Semplice prima che fosse suddiviso in patch e prima che su quest'ultimo fossero tracciati i contorni. I Punti di Contatto sono stati ricavati da delle sfere che, una volta ritagliate, sono state unite all'Allineatore. Queste sfere sono state create con un diametro di 1,5 mm col comando “crea sfera da parametri” nella sezione feature e, sempre in questa sezione sono state trasformate in immagini di poligoni.

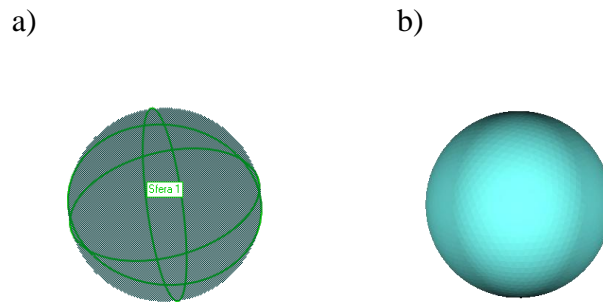


Fig. 2.23: Sfera: a) formato feature, b) immagine di poligoni

Il numero di queste sfere e la loro posizione sull'Allineatore sono stati variati a seconda del Dente e del movimento che gli si è voluto imprimere. In questo studio sono state realizzate tre configurazioni valide ed efficienti per il Torque del Premolare, la sua Rotazione e quella dei Canini. Per quanto riguarda il Torque del Premolare il principio utilizzato è quello di sfruttare il massimo braccio dal centro di resistenza del Dente posizionando due sfere simmetricamente rispetto all'asse Z ad una distanza di 2 mm l'una dall'altra. Per massimizzare l'efficacia, il posizionamento di questi punti di contatto, ha tenuto conto ovviamente dell'irregolarità e della curvatura del profilo e della superficie del Dente. Infatti è importante la direzione della forza di reazione del Punto di Contatto per trovare la posizione in cui si ha il braccio favorevole. Una volta individuati questi punti sulla superficie dell'Allineatore a contatto col Dente, su di essi sono stati posizionati i centri delle sfere. Successivamente seguendo la perpendicolare al piano tangente in questo punto, sono state fatte traslare verso l'esterno in modo tale far sporgere dalla superficie interna dell'Allineatore una porzione di Sfera di altezza 0,15 mm. La misura di quest'altezza è stata scelta tenendo conto delle compenetrazioni iniziali rilevate nelle simulazioni degli Allineatori Semplici ed è stato tenuto come parametro iniziale per ogni Punto di Contatto

dei relativi Allineatori. Per un'ottimale efficacia degli Apparecchi infatti, tale misura è stata variata in modo iterativo dopo ogni simulazione con spostamenti dell'ordine del centesimo di millimetro nel verso del contatto o in quello opposto. Tali aggiustamenti per esempio nel caso del Premolare hanno avuto la funzione di limitare o aumentare la forza risultante utile alla movimentazione del Dente oppure, regolando l'altezza di una sfera rispetto all'altra, di regolare e contrastare l'insorgere del momento di Rotazione attorno all'asse Z.

Per accentuare questo effetto di "controllo", sulla superficie opposta alle due sfere principali è stata posizionato un altro Punto di contatto nella parte inferiore dell'Allineatore in corrispondenza dell'asse Z. La funzione di questo punto è stata quella di fornire un contatto sul quale fare perno e quindi concentrare in quel punto favorevole i contatti tra quella superficie e il Dente. Per svolgere la sua funzione la misura dell'altezza di questo Punto di Contatto è stata scelta di 0,1 mm, inferiore rispetto a quella delle altre due.

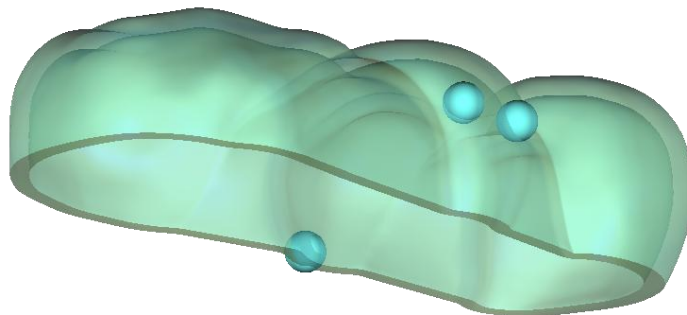
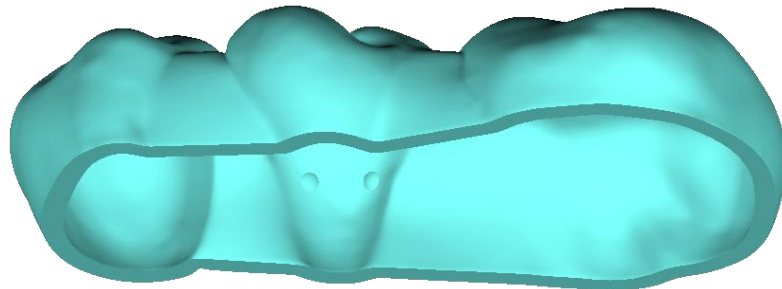


Fig. 2.24: posizionamento sfere movimento Torque

Una volta posizionate correttamente le sfere sono state ritagliate col comando "rifila con piano" individuando un piano passante per tre punti della sfera in oggetto ed eliminandone la parte superflua uscente dalla parte esterna dell'Allineatore. Una volta completato il Punto di Contatto è stato unito all'Apparecchio per mezzo del comando booleano "unisci"

terminando così la modellazione dell'Allineatore con Punti di Contatto per il movimento Torque del Premolare.

a)



b)

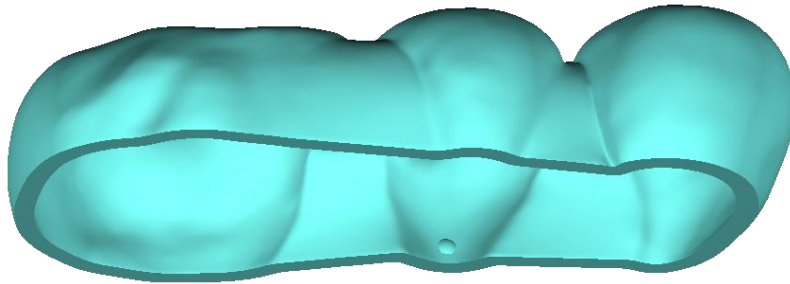


Fig.2.25: creazione Punti di Contatto: a) faccia Vestibolare Dente, b) faccia Linguale

Per quanto riguarda gli altri movimenti, il procedimento di modellazione è stato simile variando solamente la posizione e la misura dell'altezza delle sfere dove necessario.

Per la Rotazione del Premolare, tenendo conto della geometria del profilo del Dente sul piano XY assimilabile ad un quadrilatero, è stato scelto lo sfruttamento di entrambe le superfici di contatto per creare una coppia di forze poste alla medesima altezza massimizzando così il momento e quindi l'efficacia per l'innescare del movimento di Rotazione del Dente. Per ottenere un controllo sull' indesiderato Torque e distribuire al meglio le forze di reazione sul Dente, è stato scelto di utilizzare due Punti di Contatto posti sulla stessa verticale ad una distanza di 2 mm l'una dall'altra per ogni superficie per un totale di 4. Come nel caso precedente la misura dell'altezza iniziale delle sfere è stata

fissata a 0,15 mm e ottimizza in modo iterativo alle simulazioni trovando infine la configurazione più efficiente.

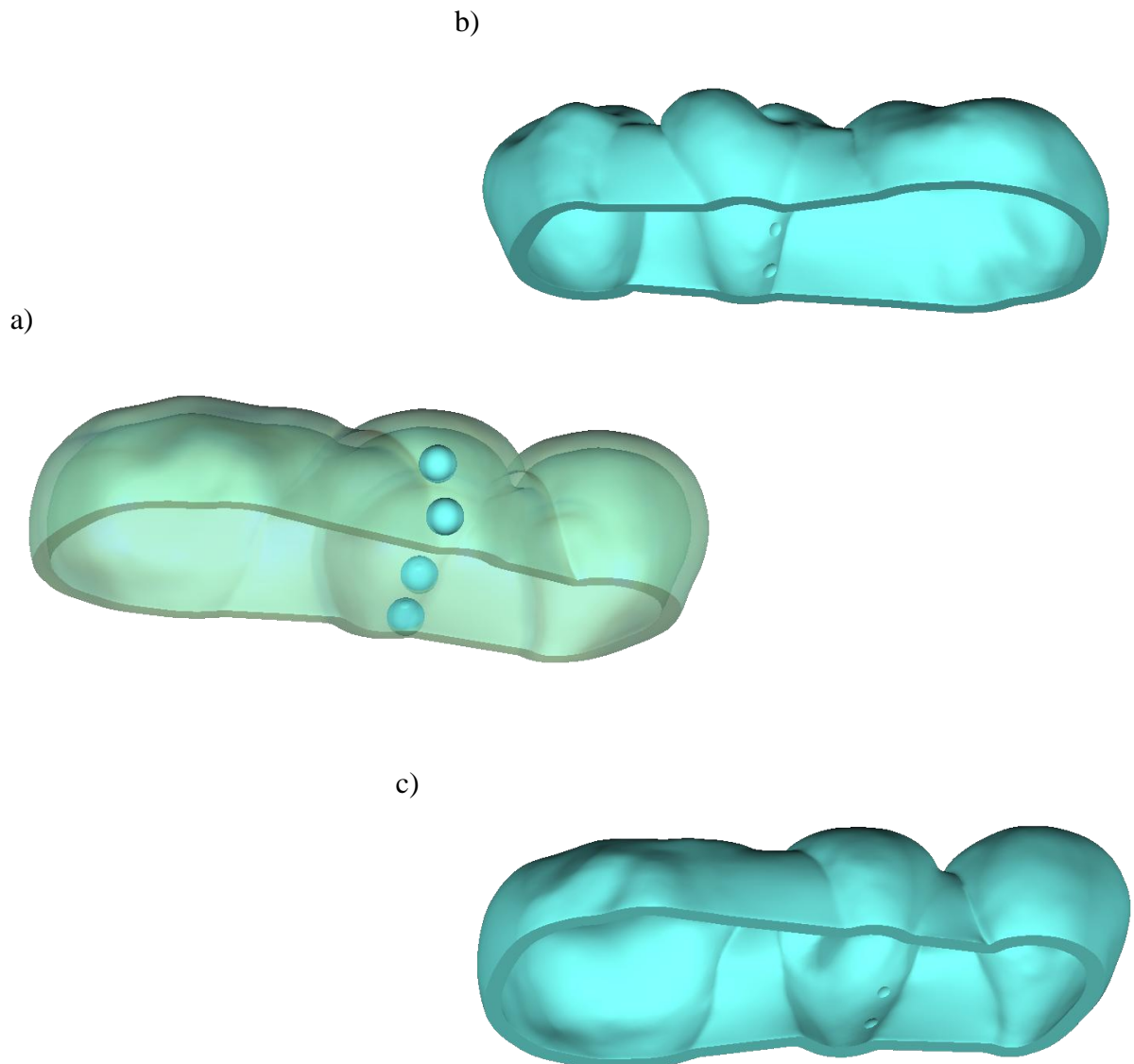
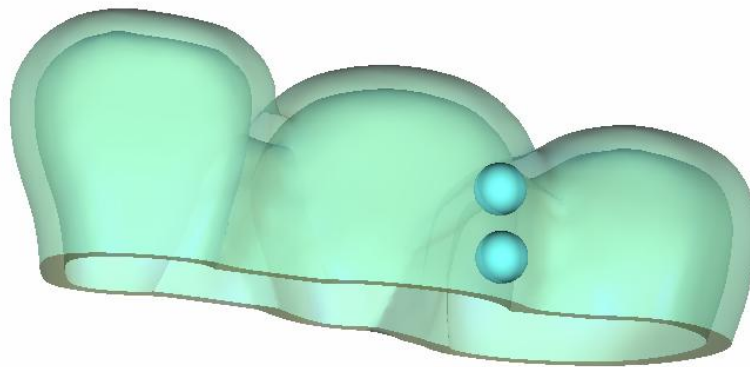


Fig. 2.26: a) posizionamento Sfere, b) creazione Punti di contatto faccia Vestibolare,
c) faccia Linguale

Per quanto riguarda i Canini è stato scelto di utilizzare solamente una coppia di sfere poste in corrispondenza della superficie Vestibolare del Dente. Questo a causa della geometria del suo profilo più assimilabile ad un triangolo che rende controproducente lo sfruttamento di più superfici. Come nel caso del Premolare, le sfere sono state poste sulla stessa

verticale a una distanza di 2 mm l'una dall'altra e l'altezza iniziale è stata fissata a 0,15 mm. Il posizionamento sulla superficie scelta è stato effettuato cercando di massimizzare il braccio con l'asse Z e, come avvenuto in precedenza, tenendo conto della direzione della forza di reazione del Punto di Contatto e del verso del momento da imporre al Dente

a)



b)

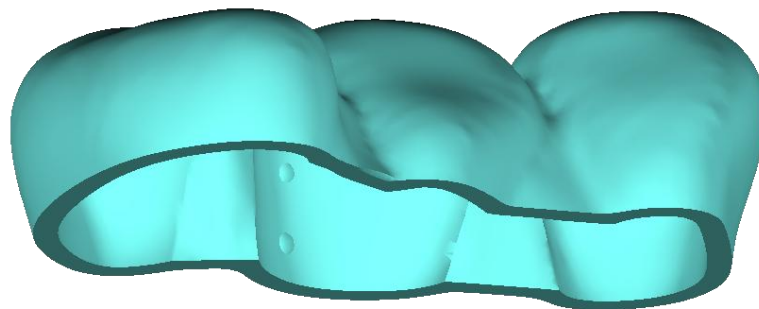
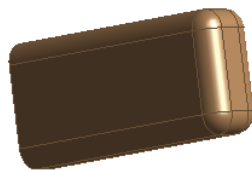


Fig. 2.27: a) posizionamento sfere, creazione Punti di Contatto faccia Vestibolare

Una volta completata la modellazione di ogni Allineatore, sono stati tracciati i contorni in riprendendo quelli utilizzati per gli Allineatori Semplici attraverso il loro modello precedentemente salvato e importato su questa tipologia. Successivamente è stata avviata la consueta suddivisione in patch, quindi è stata fatta la consueta creazione delle griglie ed è stata eseguita la loro eventuale riparazione. Infine sono state create le superfici NURBS e quindi l'oggetto CAD successivamente salvato in formato IGES.

Prima di iniziare la modellazione dell'Allineatore con Attacco è stato necessario creare l'Attacco stesso. Esso è stato modellato nella sezione geometrica del programma di analisi FEM sulla base del Dente obbiettivo e tenendo conto del movimento voluto. L'Attacco è stato costruito con la forma di un parallelepipedo la cui base rettangolare 2 mm x 1 mm è stata disegnata sul piano YZ del Dente obbiettivo ed è stato posizionata a cavallo dell'asse Z e all'altezza ottimale per poter interagire con l'Allineatore. La differenza tra Rotazione e Torque è stata nella disposizione del lato maggiore della base rettangolare che, nel primo caso, è stata posizionata in direzione verticale mentre nell'altro in orizzontale. A seconda del Dente obbiettivo, l'altezza del parallelepipedo con cui sporge dal Dente è stata mantenuta all'incirca di 1 mm. Per completarne la modellazione gli spigoli della parte di parallelepipedo rimanente sono stati smussati con un raggio di 0,3 mm costante per evitare singolarità ed errori nelle successive simulazione. A questo punto l'attacco è stato salvato in formato IGES ed importato in Geomagic.

a)



b)

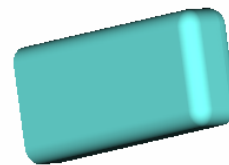


Fig. 2.28: Attacco: a) versione CAD, b) versione immagine importata in Geomagic

Insieme alla sua immagine è stata importata una copia dell'immagine base bidimensionale degli Allineatori. Per mezzo del comando booleano “unisci” di questo programma è stato possibile creare l'immagine base bidimensionale necessaria per l'Allineatore con Attacco.

L'Attacco infatti in questo caso è stato considerato dall'operazione automatica del programma come un'immagine bidimensionale di un corpo concavo adattandosi a quella degli Allineatori.

a)

b)

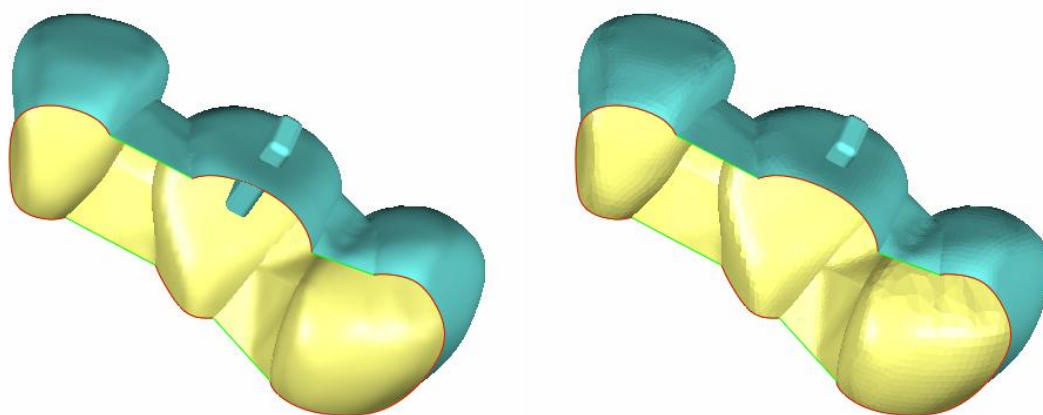


Fig. 2.29: creazione Allineatore con Attacco: a) posizionamento Attacco, b) unione delle due parti

Il passo successivo è stato quello di dare lo spessore di 0,7 mm all'immagine bidimensionale per mezzo del comando "guscio" e di rifinire il bordo inferiore tramite il comando "rifila con piano" come già avvenuto per l'Allineatore semplice terminando così la modellazione dell'Allineatore con Attacco.

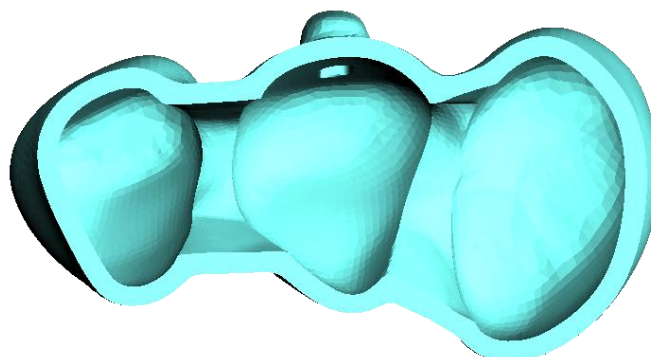


Fig. 2.30: inspessimento base bidimensionale

Successivamente procedendo con l'impostazione della parte geometrica del programma per l'analisi FEM, è stata effettuata un'altro passaggio per la modellazione dell'Attacco prima della simulazione, infatti tramite un'operazione booleana è stata sottratta dal parallelepipedo la parte in compenetrazione con il Dente creando così un la superficie di contatto aderente tra esso e l'Attacco.

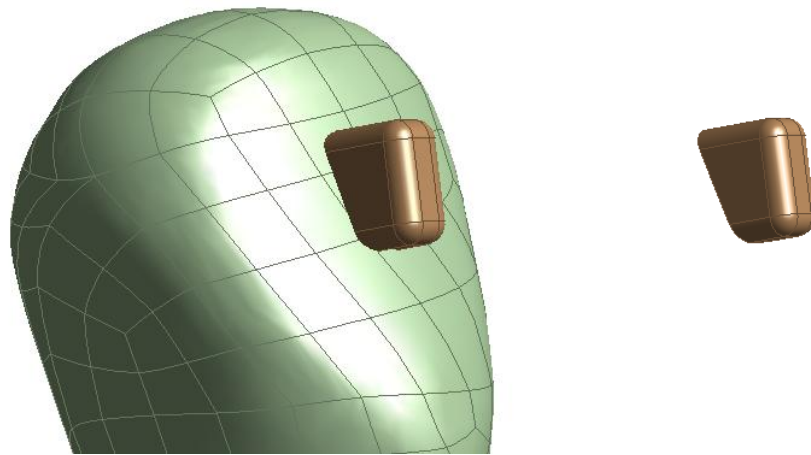


Fig. 2.31: a) posizionamento Attacco sul Dente obiettivo, b) eliminazione parte superflua

Tornando alla modellazione dell'Allineatore, come avvenuto per gli altri, a questo punto sono stati tracciati i contorni prestando attenzione a delimitare la zona della sede dell'Attacco.

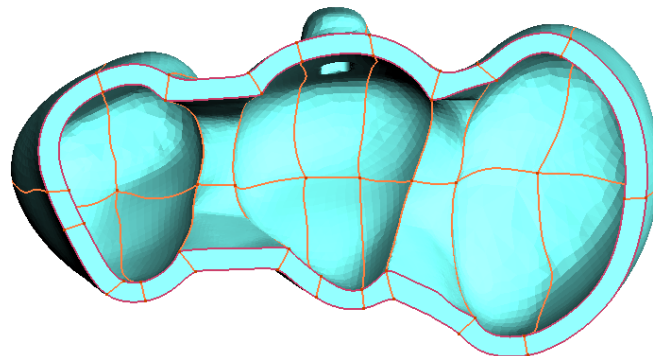


Fig. 2.32: definizione contorni

Successivamente sono state inserite le patch con il consueto comando automatico.

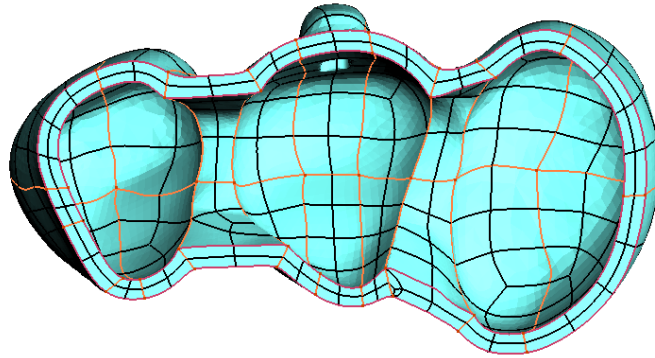


Fig. 2.33: suddivisione in patch

Infine sono state create le griglie, sistemati gli eventuali attorcigliamenti ed auto intersezioni. sono state create le superfici NURBS e quindi l'oggetto CAD salvato nel formato pronto per essere importato nel programma per l'analisi FEM.

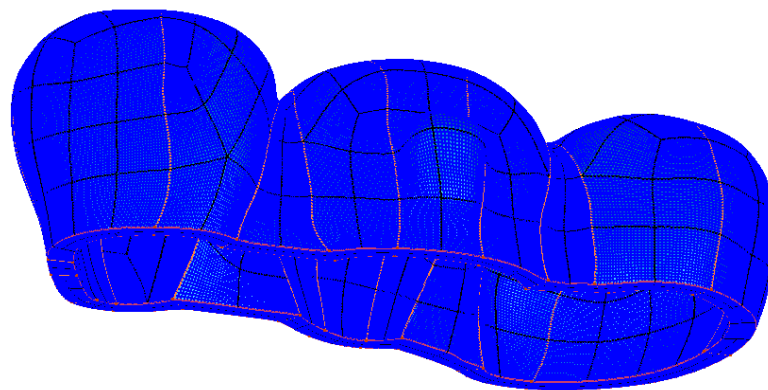


Fig. 2.34: creazione griglie

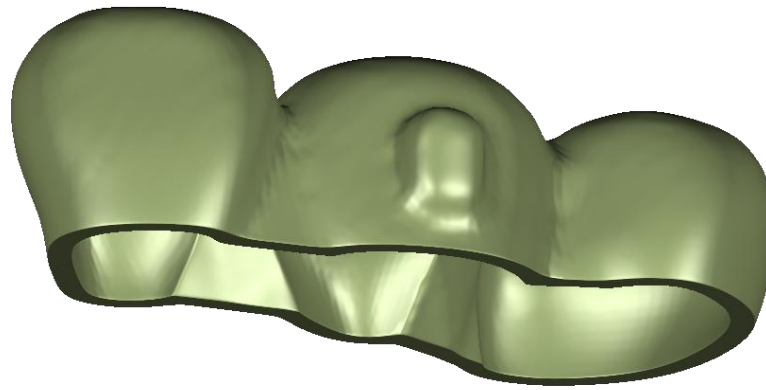


Fig 2.35: Allineatore con Attacco sottoforma di oggetto CAD

Con i procedimenti descritti sono stati realizzati tutti gli elementi necessari per i diversi modelli delle terne dentarie da importare nelle simulazioni.

3. Analisi FEM

L'analisi a elementi finiti è stata condotta per mezzo del programma Ansys nella versione 14.0 nel quale sono stati importati i vari elementi CAD. Questi sono stati assemblati per costituire i vari modelli nella parte geometrica del programma e nella parte FEM su questi modelli sono state impostate ed avviate le simulazioni. Il sistema scelto per l'analisi è stato lo Static Structural in quanto in questo studio sono stati ricercati gli spostamenti, le pressioni, le forze e i momenti insorgenti nella parte iniziale del trattamento con le varie tipologie di Allineatori e in quanto le tensioni che i contatti trasmettono tra gli elementi del modello sono state considerate di tipo statico.

3.1. Caratteristiche materiali utilizzati

Il primo passo per impostare le analisi FEM è stato scegliere le caratteristiche dei materiali da assegnare agli elementi del modello. La scelta è stata fatta sulla base di precedenti studi che, anche se con approssimazioni, interpretano in modo accettabile il comportamento meccanico dei materiali biologici. Essendo un'analisi condotta sugli spostamenti e le sollecitazioni prodotte da contatti con una compenetrazione iniziale, le caratteristiche più importanti sono quelle che determinano il modo in cui gli elementi si deformano e quantificano le sollecitazioni derivanti dalle deformazioni e dagli spostamenti prodotti. Quindi sono state create nella sezione "Engineering Data" del programma le proprietà elastiche delle differenti tipologie di elementi presenti nel modello.

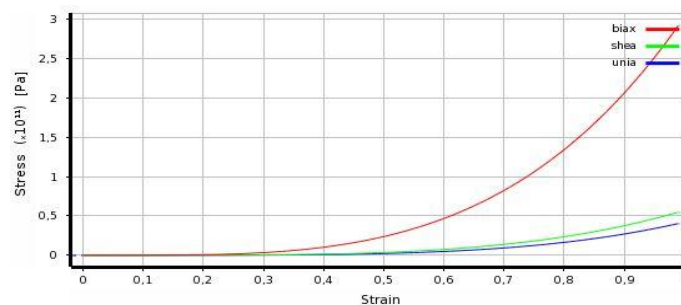
Per quanto riguarda gli Allineatori sono stati impostati i valori del materiale solitamente impiegato, il PETG, avente il Modulo Elastico di 2,050 GPa e il Coefficiente di Poisson di 0,3. Nell'analisi dei risultati è stato tenuto conto del Limite di Snervamento di 45 Mpa.

I materiali più resistenti e rigidi sono stati quelli assegnati all'Osso Alveolare e ai Denti per i quali è stato impostato il medesimo Coefficiente di Poisson di 0,3 e il Modulo

Elastico rispettivamente di 13,8 Gpa e di 20 Gpa. L'Attacco, presente nelle simulazioni con il rispettivo Allineatore è stato considerato costituito del medesimo materiale del Dente e quindi con le stesse caratteristiche.

Per quanto riguarda l'assegnazione delle proprietà elastiche del Legamento Paradontale, è stato scelto di adottare un modello viscoelastico realizzato in uno studio precedente e già utilizzata in analisi simili a questa che ha ricreato il comportamento delle sue fibre. Questo modello è stato realizzato attraverso l'interpolazione di punti ottenuti da una serie di sperimentazioni i quali valori sono stati utilizzati per definire una curva polinomiale di terzo ordine per descrivere il rapporto tra Tensione e Deformazione e quindi tale comportamento viscoelastico.

Volumetric finite strain viscoelastic				
N		1	2	3
C_{10}		0.01	5	1000
D_i		2	0.01	0.001
Prony constants	τ	0.0025	0.1	0.5
	K	0.155	0.4	0.15
	G	0	0	0



Tab. 3.1: Tabella estratta dall'articolo [1] e grafico tensione-deformazione Legamento Paradontale (PDL)

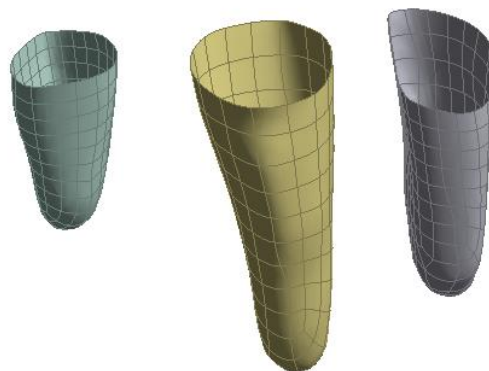
3.2. Assemblaggio Modello

La costruzione del modello in Ansys 14 è stata eseguita nella apposita parte geometrica del programma chiamata "Design Modeler". In essa sono stati importati tutti i componenti necessari a ognuna delle simulazioni sotto forma di elementi "frozen" dei quali è stato mantenuto l'orientamento e la posizione secondo il sistema creato precedentemente conservando quindi la configurazione corretta. Le operazioni eseguite in questa modalità

sono comuni per ogni tipo di simulazione ad eccezione di quelle che hanno previsto l'impiego dell'Allineatore con Attacco nelle quali, come precedentemente spiegato, è stato creato e modellato l'Attacco stesso.

La prima operazione che è stata eseguita è stata dare lo spessore al Legamento Paradontale utilizzando il comando "Thin" ed impostando lo spessore di 0,2 mm verso l'esterno compatibile con la media degli spessori reali nel corso della vita dell'essere umano.

a)



b)

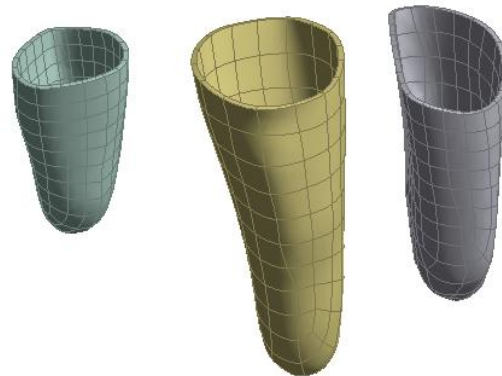


Fig. 3.1: PDL: a) bidimensionali, b) con 0,2 mm di spessore

Il passo successivo è stato quello di posizionare il Dente obiettivo, il relativo Legamento Paradontale e l'eventuale Attacco nella posizione "non corretta" attraverso il comando "Rotate" appartenente alle "Body Operation". L'unica distinzione avvenuta in questa operazione è stato relativo al movimento del Dente obiettivo. L'entità degli spostamenti Torque e Rotazione infatti è stata scelta sulla base di prove di simulazione confrontando i

risultati con i valori limite di forze, pressioni e movimenti presenti in letteratura. Quindi sono stati imposti cautelativamente movimenti che hanno prodotto risultati ben al di sotto dei valori limite ma comunque significativi per essere analizzati. Per le simulazioni in cui è stato previsto il movimento Torque è stata impostata una rotazione attorno all'asse Y di $-0,2^\circ$ mentre per quelle in cui è stata prevista la Rotazione una rotazione attorno all'asse Z di $0,5^\circ$ nel verso impostato a seconda delle terne dentarie. L'ultima operazione effettuata nel "Design Modeler" è stata quella di creare le sedi nell'Osso Alveolare che sono andate ad ospitare le Radici dei Denti delle terne dentarie. Questa è stata condotta per mezzo del comando "boolean" di sottrazione utilizzando come utensile i PDL sull'elemento dell'Osso le cui parti in eccesso sono state eliminate facendo spazio per le sedi dei Legamenti Paradontali e delle Radici dei Denti.

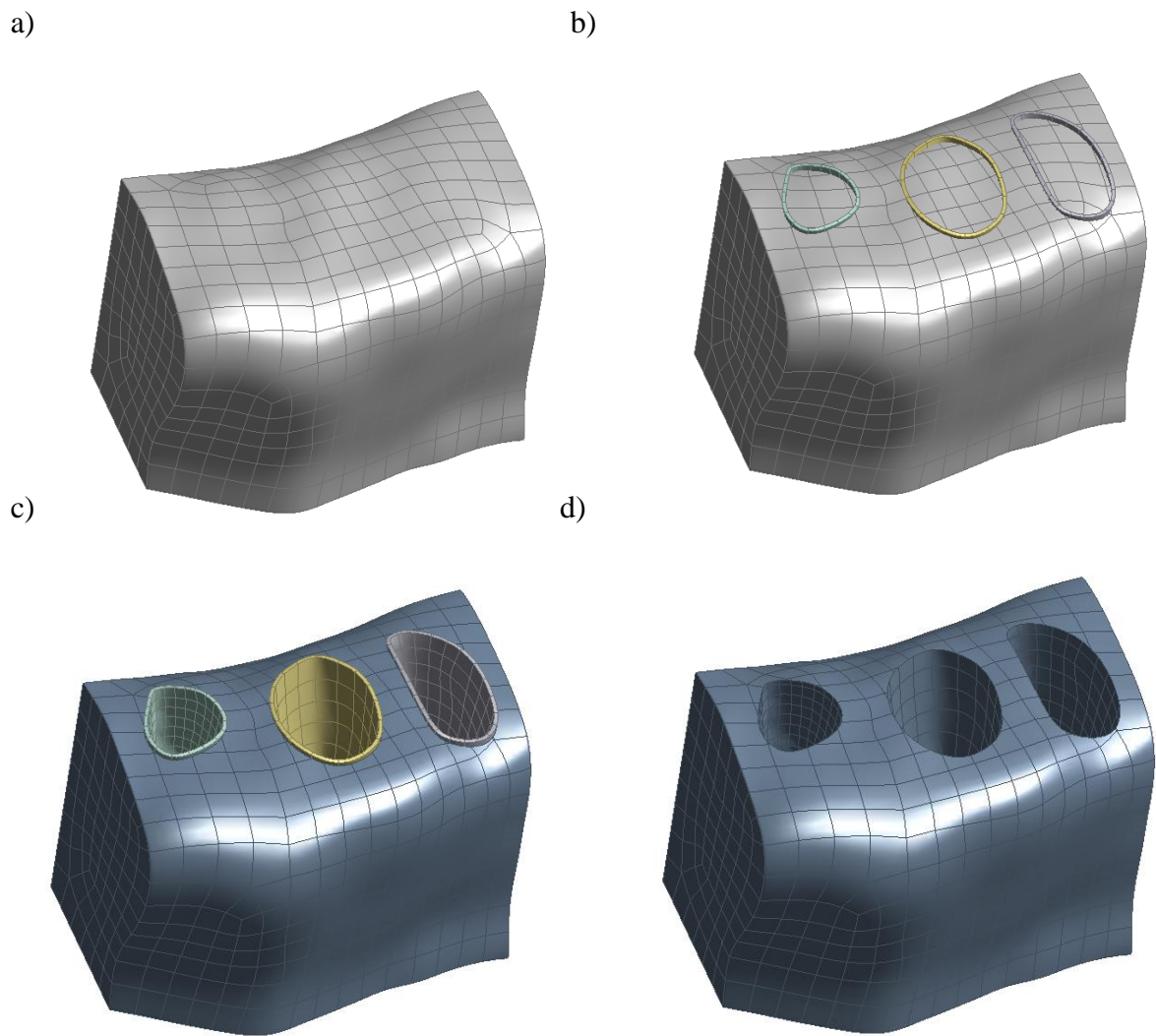


Fig. 3.2: creazione Alveoli: a) base ossea, b) posizionamento PDL, c) sottrazione materiale, d) base Osso Alveolare completa

3.3. Impostazione Simulazioni

Terminata la parte relativa al “Design Modeler” è stata impostata quella relativa alle simulazioni di nome “Mechanical”. Una volta entrati in questa sezione sono stati assegnati ai singoli elementi del modello i materiali precedentemente impostati nella sezione “Engineering Data”. Il passo successivo è stato selezionare il Dente obiettivo come “Remote Point” per poter monitorare i movimenti attorno agli assi del modello per mezzo delle stringhe di comando “APDL” (Ansys Parametric Design Language).

Una delle operazioni più importanti è stata quella di impostare i contatti tra gli elementi. Per ottimizzare le simulazioni e riprodurre al meglio le interazioni tra gli elementi, sono state create tre tipologie di connessioni. Gli elementi Osso Alveolare con i PDL, ogni PDL con il relativo Dente e l’eventuale Attacco col Dente obiettivo, sono stati vincolati tra di loro per formare un’unica struttura.

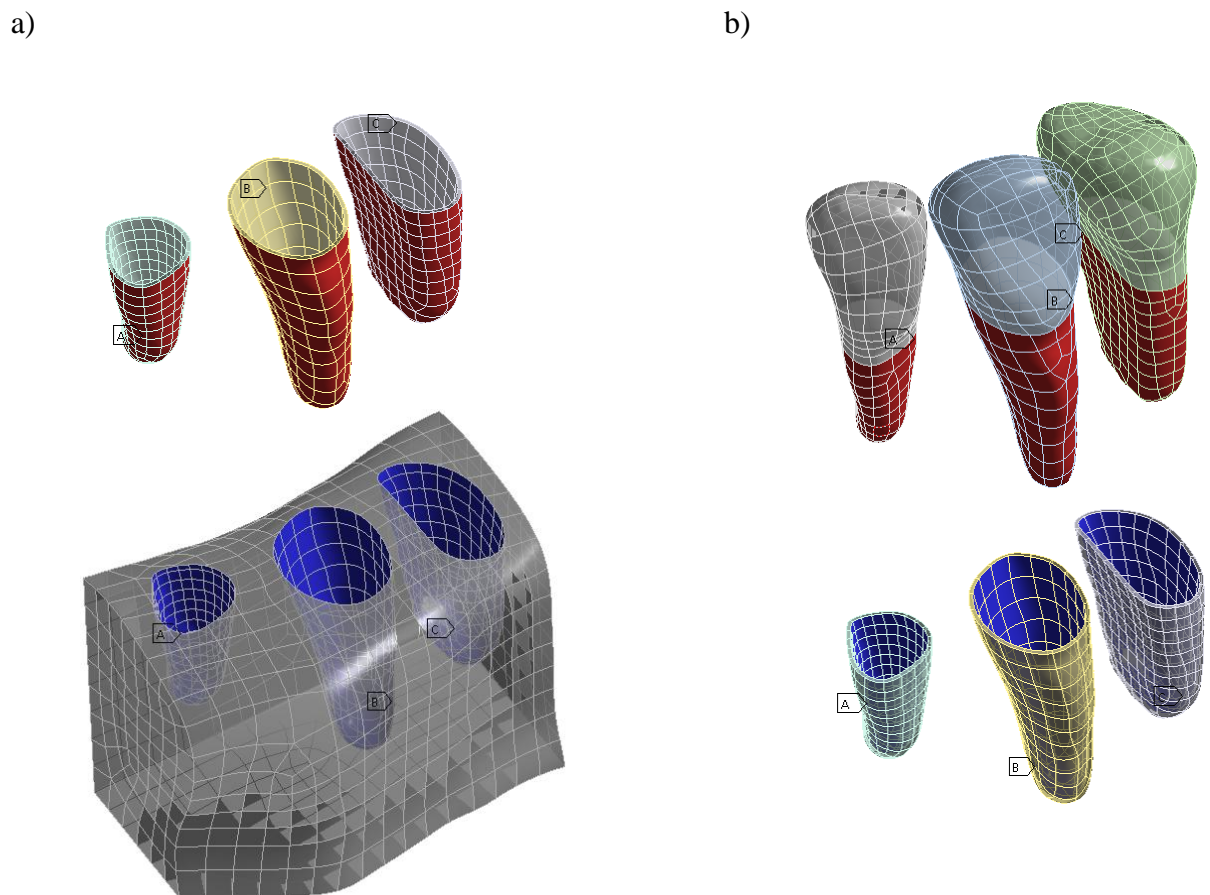


Fig. 3.3: contatti: a) Osso Alveolare - PDL, b) PDL - Radici

Queste connessioni sono state realizzate per mezzo dell'opzione "bonded" che ha la funzione di far aderire completamente e di vincolare le superfici a contatto a prescindere da eventuali gap, penetrazioni, caricamenti e comportamenti degli altri elementi del modello. Per quanto riguarda le connessioni dei diversi Allineatori con i Denti è stata fatta distinzione tra i contatti con i Denti ancoraggio e con quelli obiettivo. In entrambi i casi si tratta di contatto "frictionless" e sono state impostate le opzioni "augmented Lagrange" e "on gauss point" ma, mentre per le connessioni con gli ancoraggi è stata scelta l'opzione "adjust to touch", per la connessione tra Allineatore e Dente obiettivo sono state scelte le opzioni "add offset" e "with ramped effects" . L'opzione "frictionless" in confronto con "bonded" è stata scelta in quanto permette uno scorrimento tra le superfici. Questo scorrimento è stato considerato senza la presenza di attrito tra la superficie del Dente e quella dell'Allineatore in quanto non sono presenti in letteratura coefficienti a riguardo che comprendono anche la presenza della saliva. Questa tuttavia è stata una approssimazione accettabile in quanto ha avuto come eventuale effetto quello di ridurre l'efficacia di tutti Allineatori in modo pressoché equo tra tutte le tipologie. La differenza tra l'opzione "adjust to touch" e quelle utilizzate per il Dente obiettivo sta nel fatto che la prima viene utilizzata per approssimare lo stato delle superfici come se fossero in adesione anche in presenza di gap o penetrazioni, mentre con la seconda le superfici di forma complessa se compenetrano vengono spostate e deformate fino ad ottenere l'adesione.

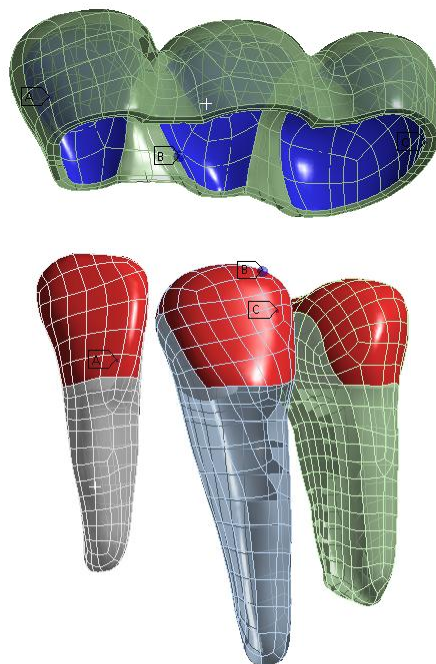


Fig. 3.4: contatti Allineatore – Denti

L'effetto dovuto a questo tipo di impostazioni è stato sfruttato proprio per causare gli spostamenti che sono quindi innescati dalle compenetrazioni tra la superficie del Dente obbiettivo nella posizione “non corretta” e la superficie della sua sede all'interno dell'Allineatore. Per garantire la connessione e facilitare l'individuazione dei contatti in presenza dei gap e delle compenetrazioni è stato settato per le superfici di contatto relative al Dente obbiettivo una “pinball region” radiale di 0,3 mm e per tutti gli altri una dello stesso tipo ma di 0,1 mm. Una volta definiti i contatti l'intero modello è stato vincolato imponendo come supporto fisso le superfici dell'Osso Alveolare rivolte verso i piani Distale, Mesiale e Linguale.

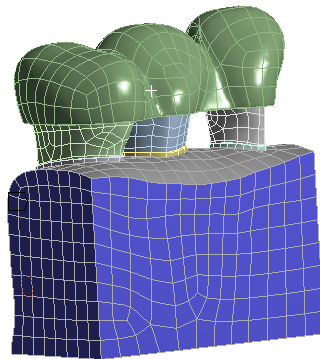


Fig. 3.5: fissaggio modello

Nella sezione “analysis settings” sono state lasciate le impostazioni di default a parte gli “output controls” che sono stati attivati insieme controllo della soluzione chiamato “large deflection” necessario quando sono previsti materiali e deformazioni come quelle del Legamento Paradontale.

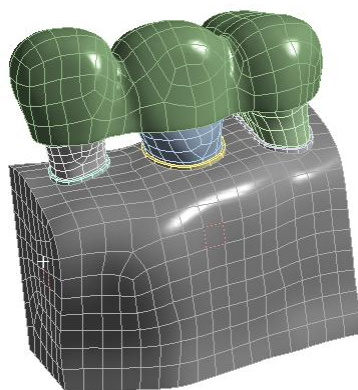


Fig. 3.6: modello completo

Un altro passaggio importante per la riuscita delle simulazioni e per far sì che risultino il meno pesante possibile per il calcolatore, è stata l'impostazione della "mesh" per i singoli componenti del modello. Tale operazione è stata realizzata tenendo conto della maniera in cui i singoli oggetti intervengono nella simulazione, della loro natura e della loro geometria. Per i componenti biologici e quindi per L'Osso Alveolare, i Legamenti Paradontali, i Denti ed gli eventuali Attacchi sono stati scelti gli elementi di tipo tetraedrico mentre per gli Allineatori sono stati mantenuti gli elementi di default. Un'altra operazione importante è stata definire la dimensione della "mesh" che è stata decisa sulla base dell'importanza del componente, dei contatti e dell'entità delle penetrazioni.

Il corpo principale dell'Osso Alveolare, avendo esso solamente la funzione di base per il modello, è stato impostato con elementi di dimensione 5 mm mentre le sue superfici in contatto coi PDL sono state impostate con elementi di dimensione 1 mm.

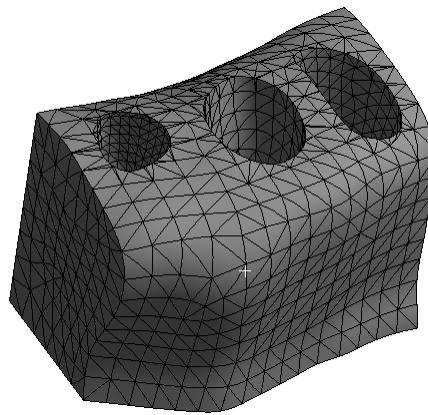


Fig. 3.6: mesh Osso Alveolare

I Legamenti Paradontali essendo componenti più sensibili dal punto di vista geometrico e costitutivo sono stati impostati con elementi di dimensione 0,5 mm e a certe aree sono stati applicati dei raffinamenti. Queste aree sono state scelte sulla base della geometria in zone con curvature più strette oppure in quelle aree che intuitivamente o sulla base di simulazioni precedenti sono risultate essere più sollecitate come per esempio nel caso del movimento Torque i bordi Linguale e Vestibolare del PDL e la zona inferiore della Radice.

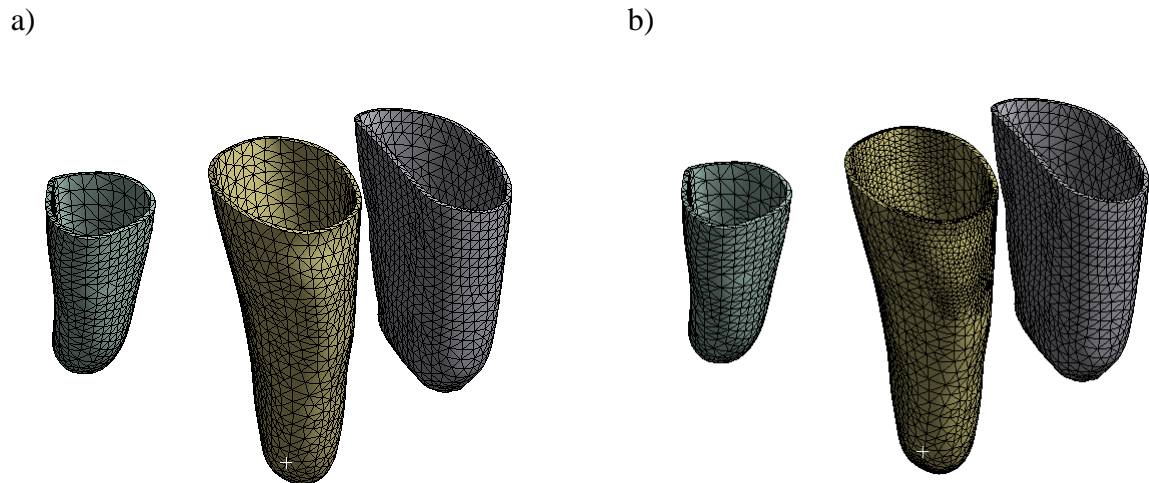


Fig. 3.7: a) mesh PDL, b) con affinamento

Per quanto riguarda gli elementi appartenenti ai Denti sono stati impostati con una dimensione principale di 1 mm mentre quelli sulle superfici a contatto con l'Allineatore sono stati impostati con una dimensione di 0,5 mm.

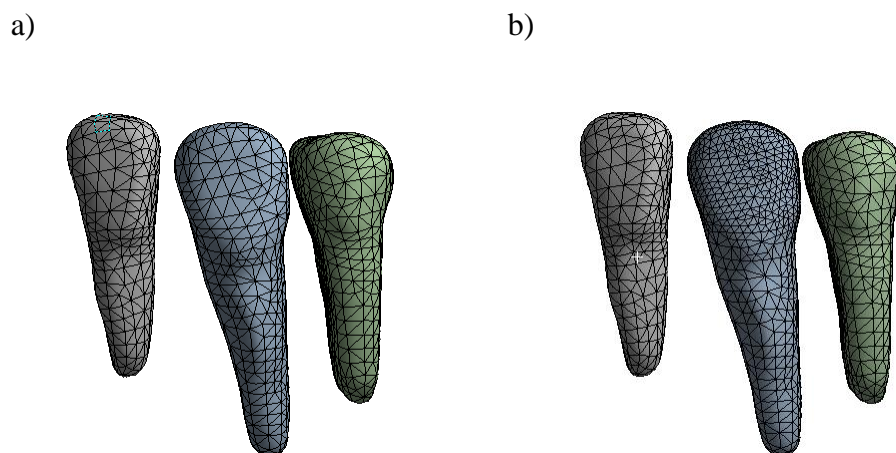


Fig. 3.8: a) mesh Denti, b) infittimento nelle aree di contatto con l'Allineatore

I affinamenti sono stati definiti in quelle aree geometriche problematiche, dove sono previste le compenetrazioni, le aree in corrispondenza di quelle che sono state raffinate nel PDL e, nel caso del Dente obiettivo, dove si sono riscontrate le maggiori sollecitazioni. Un esempio di ciò è stato nel caso delle simulazioni con l'Allineatore con Punti di Contatto nelle quali sono state raffinate le aree del Dente a contatto coi Punti dell'Allineatore oltre a

quelle zone che sono state rifinite a causa della geometria come per esempio in corrispondenza delle cuspidi.

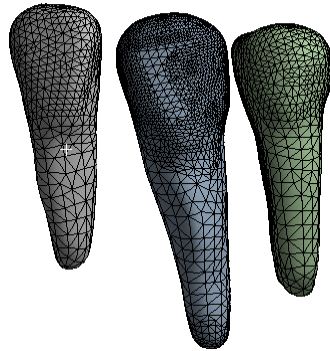
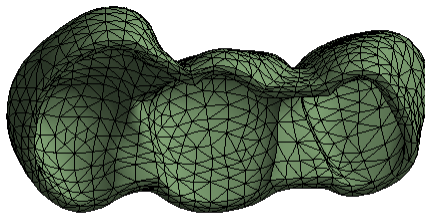


Fig. 3.9: affinamento

Anche nel caso degli Allineatori gli elementi del corpo principale sono stati impostati con la dimensione di 1 mm e gli elementi delle superfici a contatto coi denti con la dimensione di 0,5 mm.

a)



b)

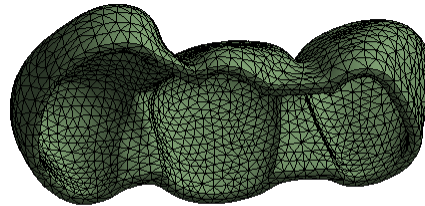


Fig. 3.10: a) mesh Allineatore, b) affinamento aree di contatto

I affinamenti sono stati impostati nelle aree in corrispondenza di quelle raffinate nei Denti e in quelle aree con spigoli, con una geometria problematica o dove sono state previste le maggiori sollecitazioni come per esempio nei Punti di Contatto nel caso delle simulazioni con i relativi Allineatori.

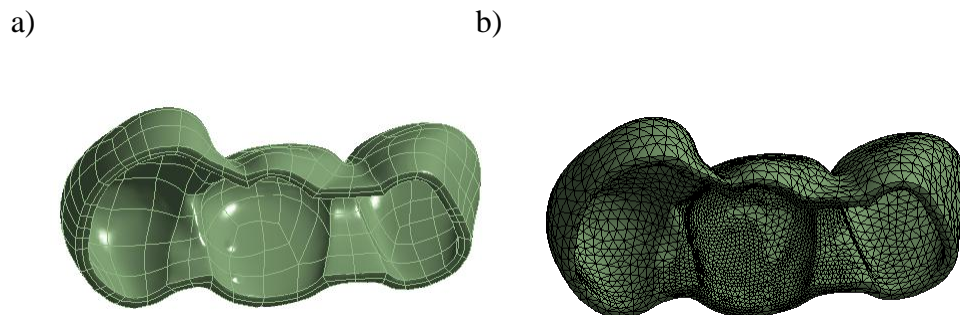


Fig. 3.11: a) Allineatore con Punti di Contatto, b) affinamento

Le dimensioni degli elementi sono state impostate nel modo descritto per ottimizzare la durata delle simulazioni che con un numero di elementi superiore a 90000 si sono rivelate troppo lunghe. Per poter avere risultati più vicini alla realtà, se si è in possesso di una macchina performante è consigliabile infittire la “mesh” soprattutto nelle zone dei contatti.

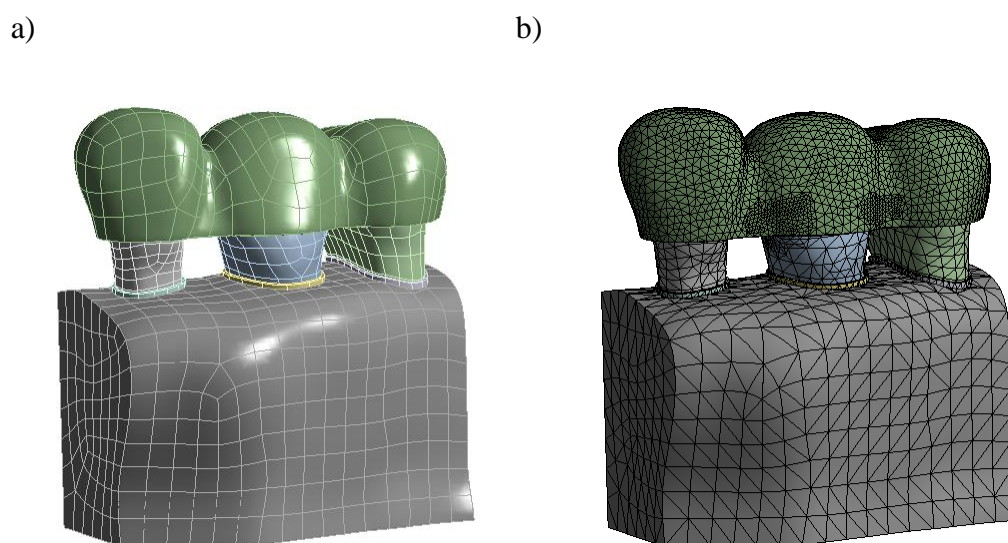


Fig. 3.12: a) modello completo, b) mesh modello completo

3.4. Risultati analisi Torque

Nelle simulazioni che prevedono il movimento Torque è stata rilevata una maggior resistenza del Dente allo spostamento voluto. Per questo motivo la differenza tra la posizione “non corretta” e quella voluta è stata impostata in queste simulazioni solamente di $0,2^\circ$. I risultati utili per effettuare l’analisi e il confronto tra di esse sono stati quindi: le tensioni equivalenti sul Dente obbiettivo per rilevarne l’intensità e la distribuzione, il momento trasmesso da questo al Legamento Paradontale e le tensioni normali alla direzione Vestibolo-Linguale che sono state riscontrate nel PDL. Altri parametri sono stati tenuti indicativamente in considerazione come limiti entro cui poter effettuare queste simulazioni e sono: la tensione equivalente degli Allineatori per determinare eventuali superamenti del limite di snervamento e le forze risultanti trasmesse dal Dente obbiettivo al PDL in modo tale da rilevare il possibile superamento delle loro intensità ottimali per lo spostamento. Questi ultimi valori sono stati utilizzati per determinare in successive iterazioni delle simulazioni lo spostamento di $0,2^\circ$ iniziale e, insieme agli altri valori, le migliori configurazioni delle diverse tipologie di Allineatore.

3.4.1. Torque Premolare paziente L

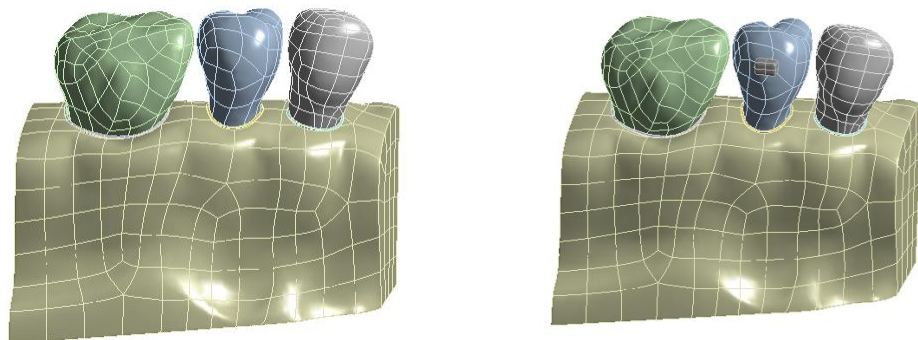


Fig. 3.13: modello movimento Torque paziente L: a) normale, b) con attacco

- **Allineatore semplice**

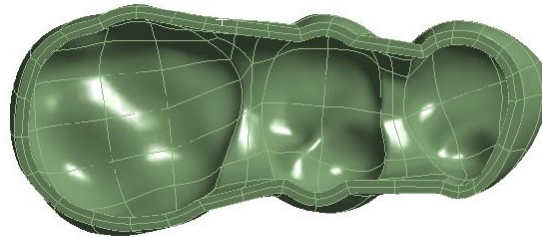


Fig. 3.14: Allineatore Semplice

Tensione Equivalente Massima Allineatore	3,77 MPa
Tensione Equivalente Massima Dente obbiettivo	2,6 MPa
Tensione Normale PDL	0,089; - 0,139 MPa
Momento	-16,73 N mm

Tab. 3.1: risultati Allineatore Semplice

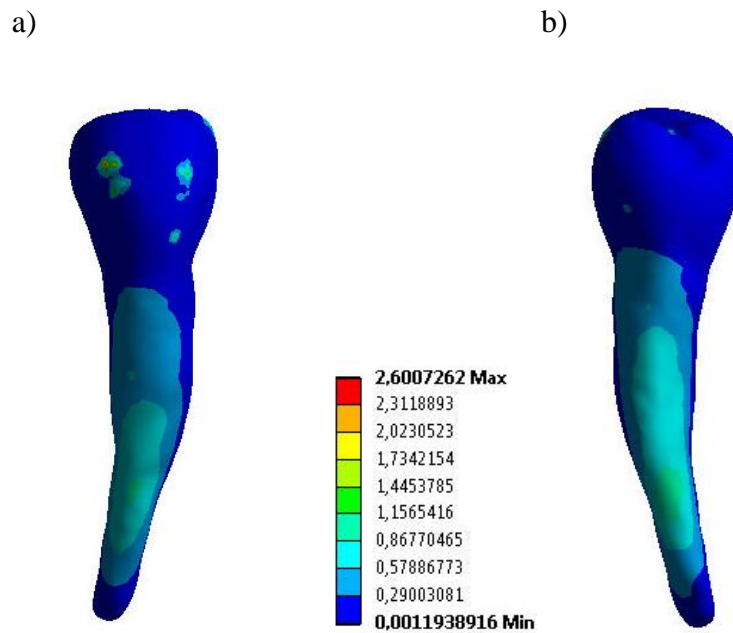


Fig. 3.15: distribuzione Tensione Equivalente sul Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

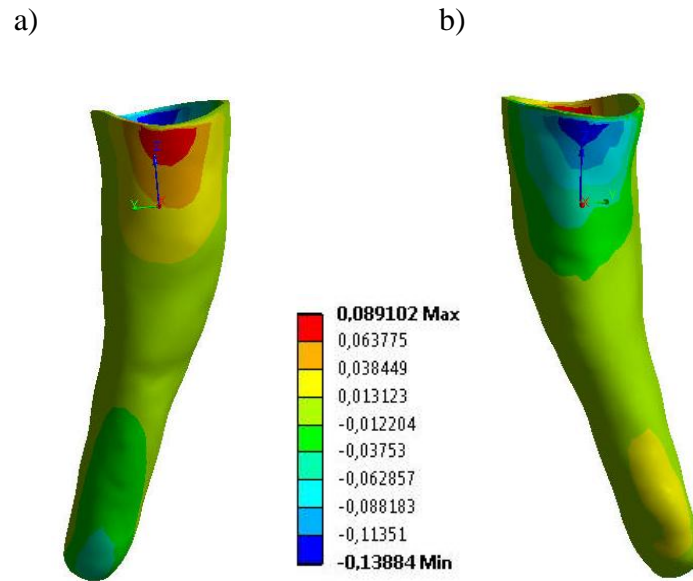


Fig. 3.16: distribuzione Tensione Normale sul PDL del Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

- **Allineatore con punti di contatto**

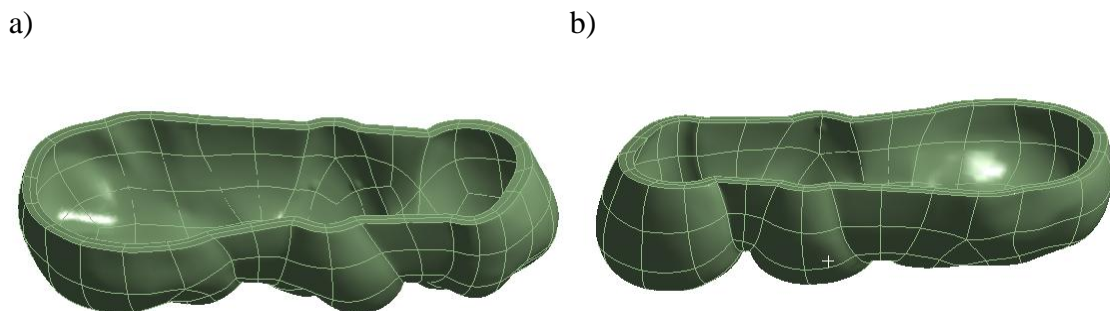


Fig. 3.17: Allineatore con Punti di Contatto: a) vista della superficie a contatto con la faccia vestibolare, b) vista della superficie a contatto con la faccia Linguale

Tensione Equivalente Massima Allineatore	11,66 MPa
Tensione Equivalente Massima Dente obbiettivo	11,69 MPa
Tensione Normale PDL	0,046; - 0,079 MPa
Momento	-10,14 N mm

Tab. 3.2: risultati Allineatore con Punti di Contatto

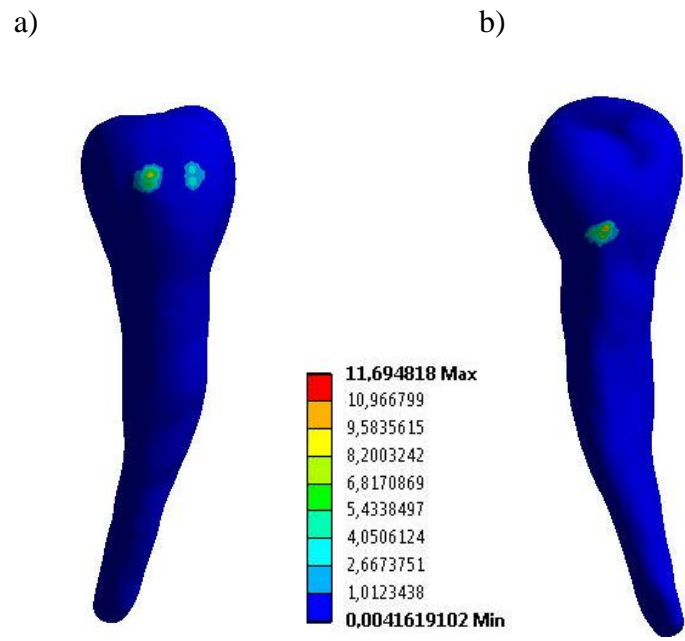


Fig. 3.18: distribuzione Tensione Equivalente sul Dente obbiettivo: a) faccia vestibolare,
b) faccia linguale

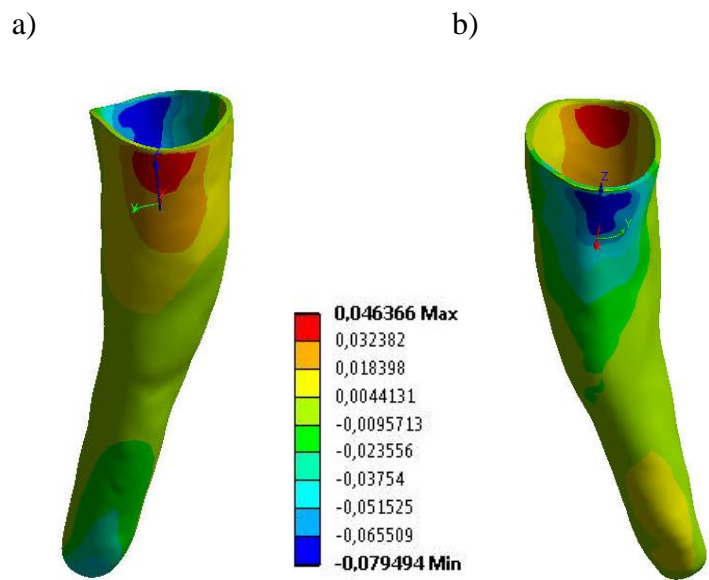


Fig. 3.19: distribuzione Tensione Normale sul PDL del Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

- **Allineatore con attacco**

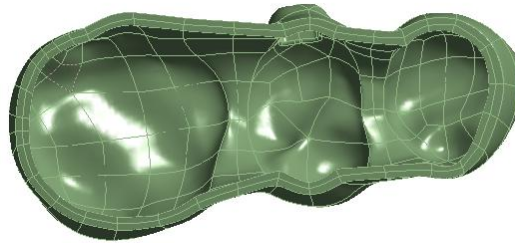


Fig. 3.20: Allineatore con Attacco

Tensione Equivalente Massima Allineatore	8,52 MPa
Tensione Equivalente Massima Dente obbiettivo	6,06 MPa
Tensione Normale PDL	0,019; - 0,034 MPa
Momento	-5,54 N mm

Tab. 3.3: risultati Allineatore con Attacco

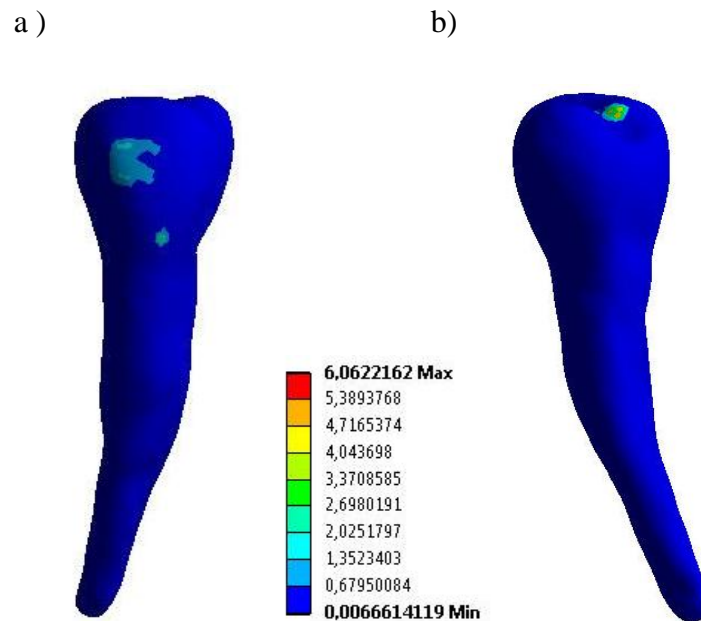


Fig. 3.21: distribuzione Tensione Equivalente sul Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

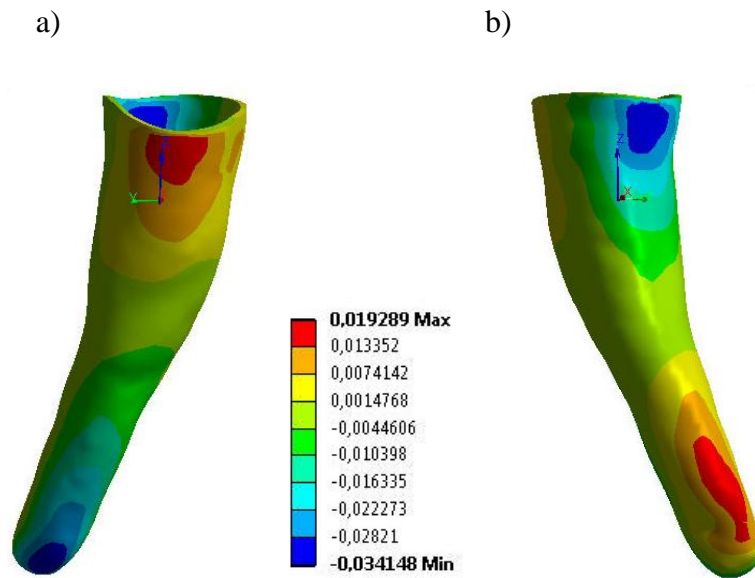


Fig. 3.22: distribuzione Tensione normale a X sul PDL del Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

3.4.2. Torque Premolare Segmentato da CBCT paziente L

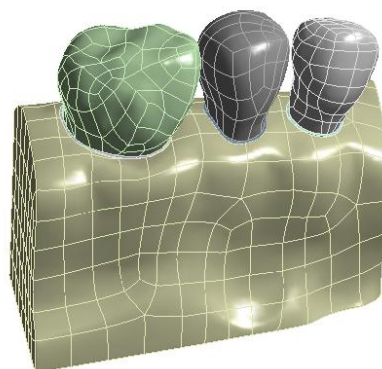


Fig. 3.23: modello movimento Torque paziente L con Dente obbiettivo segmentato

- **Allineatore semplice**

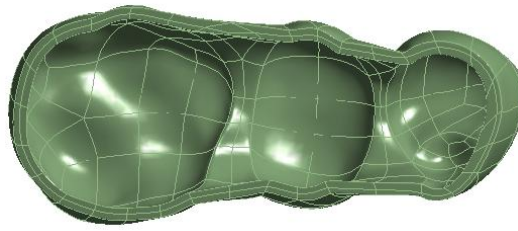


Fig. 3.24: Allineatore Semplice

Tensione Equivalente Massima Allineatore	2,44 MPa
Tensione Equivalente Massima Dente obbiettivo	1,18 MPa
Tensione Normale PDL	0,096; - 0,15 MPa
Momento	-17,74 N mm

Tab. 3.4: risultati Allineatore Semplice

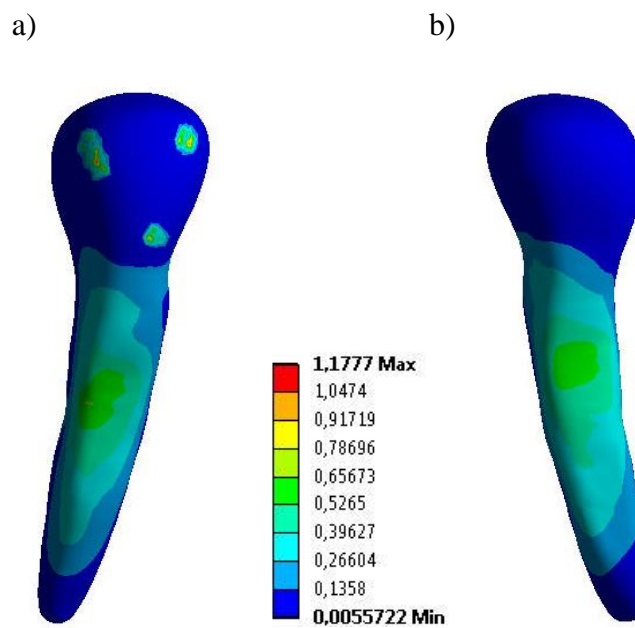


Fig. 3.25: distribuzione Tensione Equivalente sul Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

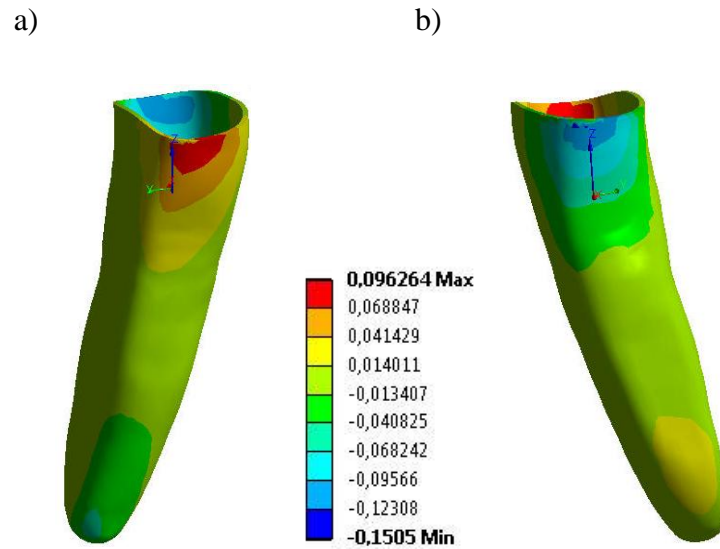


Fig. 3.26: distribuzione Tensione Equivalente sul PDL del Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

3.5. Risultati Analisi rotazione

Nelle simulazioni di Rotazione è stata impostata una differenza di profili tra Dente obbiettivo e relativa sede all'interno dell'Allineatore di $0,5^\circ$ attorno all'asse Z. Questa è maggiore rispetto a quella relativa al movimento Torque in quanto il Dente offre una minor resistenza allo spostamento e, sempre per questo motivo, il confronto tra gli spostamenti iniziali dei Denti obbiettivo ha assunto una certa rilevanza. I risultati di cui si è tenuto conto dunque sono stati individuati : nella tensione equivalente del Dente obbiettivo, nella tensione in direzione circonferenziale del Legamento Paradontale, nel momento attorno all'asse Z che viene trasmesso al PDL, e nella rotazione del Dente obbiettivo. Come nel caso del Torque sono stati tenuti in considerazione anche la tensione equivalente riscontrata sull'Allineatore e le forze risultanti per determinare la differenza iniziale di $0,5^\circ$ tra i profili e le configurazioni ottimali degli Allineatori.

3.5.1. Rotazione (0,5°) Premolare paziente L

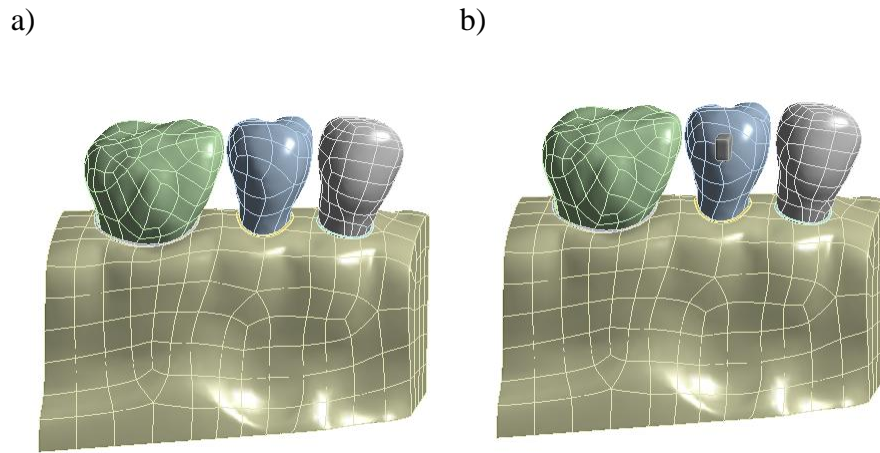


Fig. 3.27: modello movimento Rotazione paziente L: a) normale, b) con attacco

- **Allineatore semplice**

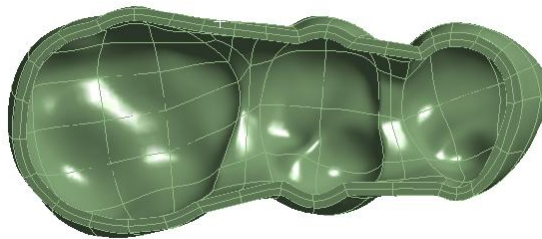


Fig. 3.28: Allineatore Semplice

Tensione Equivalente Massima Allineatore	7,46 MPa
Tensione Equivalente Massima Dente obbiettivo	4,49 MPa
Tensione Circonferenziale PDL	0,015 ; - 0,02 MPa
Momento	-1,73 N mm
Rotazione iniziale	0,23°

Tab. 3.5: risultati Allineatore Semplice

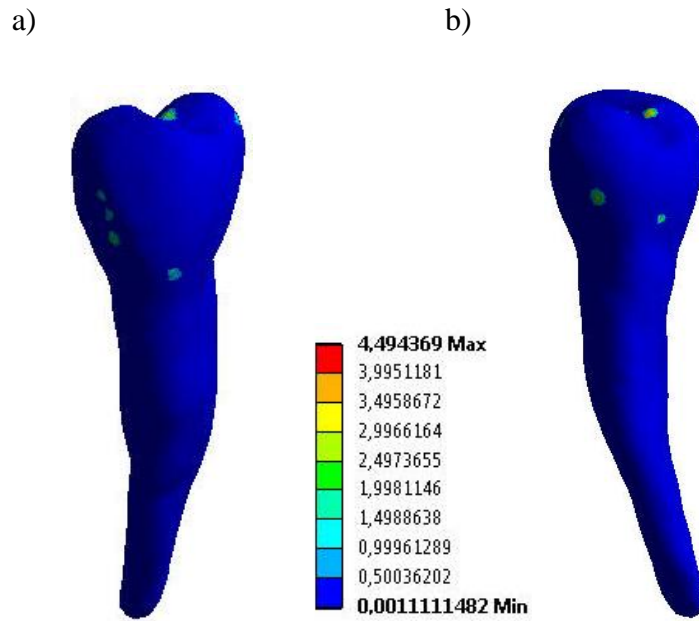


Fig. 3.29: distribuzione Tensione Equivalente sul Dente obiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

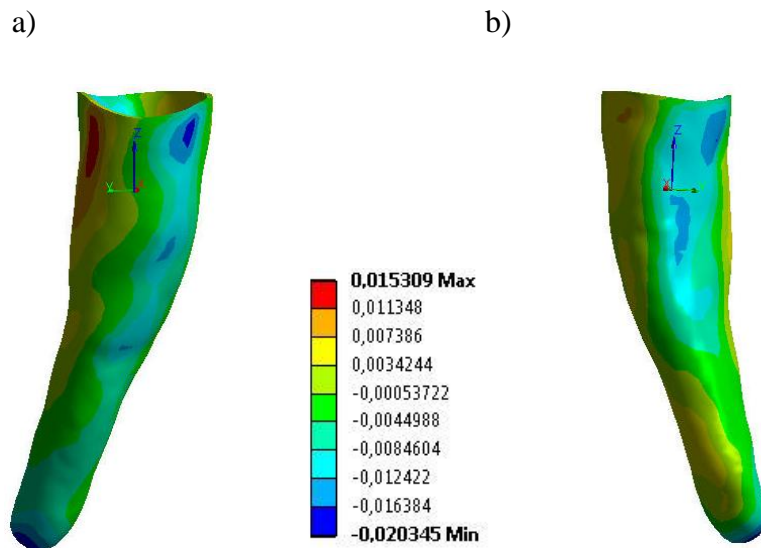


Fig. 3.30: distribuzione Tensione Equivalente sul PDL del Dente obiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

- **Allineatore con punti di contatto**

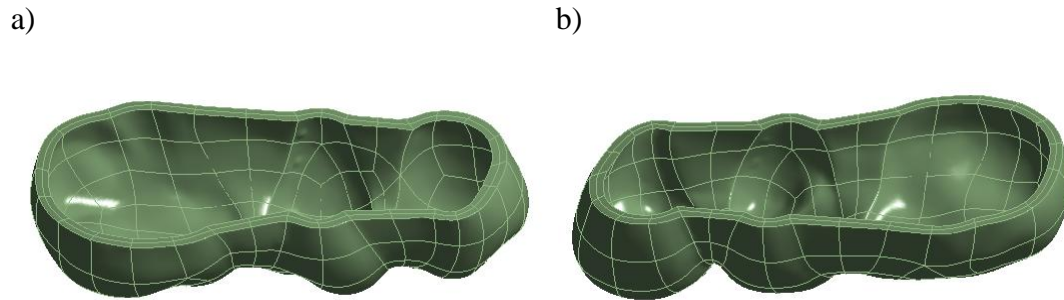


Fig. 3.31: Allineatore con Punti di Contatto: a) vista della superficie a contatto con la faccia vestibolare, b) vista della superficie a contatto con la faccia Linguale

Tensione Equivalente Massima Allineatore	22,38 MPa
Tensione Equivalente Massima Dente obbiettivo	8,57 MPa
Tensione Circonferenziale PDL	0,033 ; - 0,036 MPa
Momento	-4,18 N mm
Rotazione iniziale	0,33°

Tab. 3.6: risultati Allineatore con Punti di Contatto

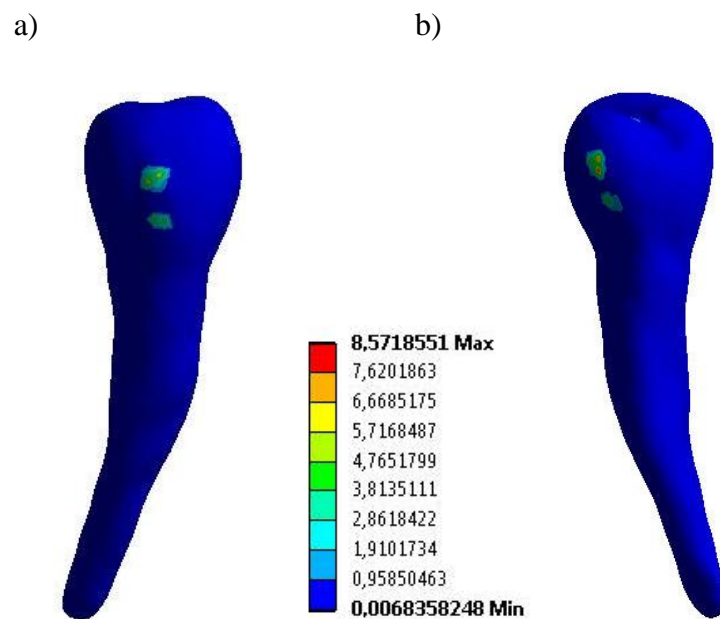


Fig. 3.32: distribuzione Tensione Equivalente sul Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

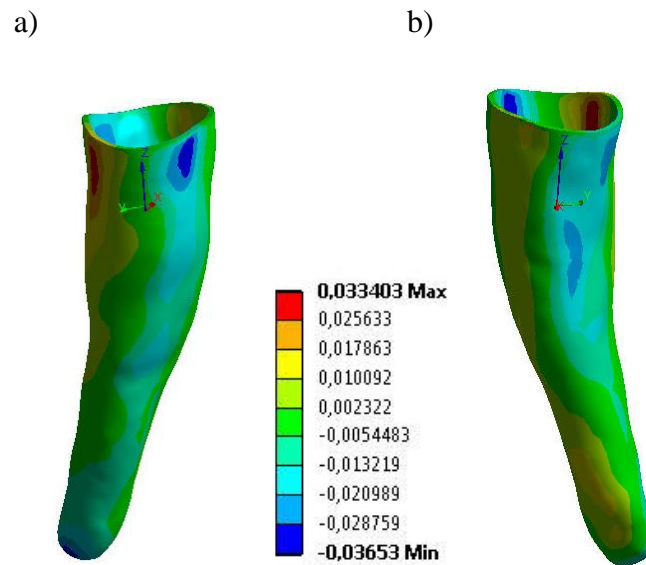


Fig. 3.33: distribuzione Tensione Equivalente sul PDL del Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

- **Allineatore con attacco**

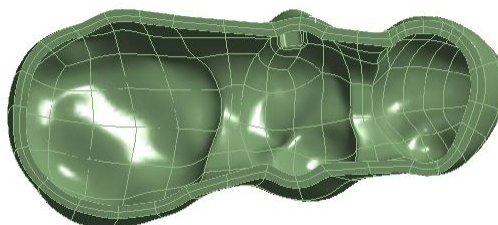


Fig. 3.34: Allineatore con Attacco

Tensione Equivalente Massima Allineatore	11,58 MPa
Tensione Equivalente Massima Dente obbiettivo	7,24 MPa
Tensione Circonferenziale PDL	0,044 ; - 0,04 MPa
Momento	-5,34 N mm
Rotazione iniziale	0,43°

Tab. 3.7: risultati Allineatore con Attacco

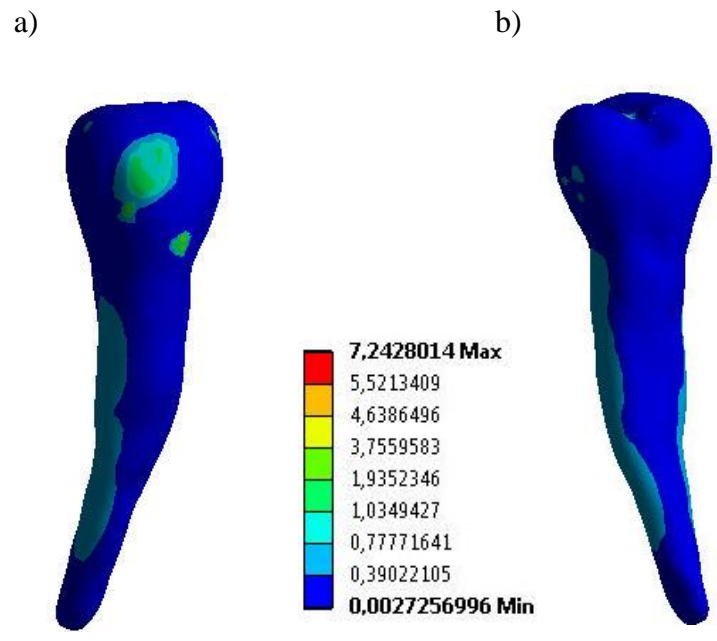


Fig. 3.35: distribuzione Tensione Equivalente sul Dente obiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

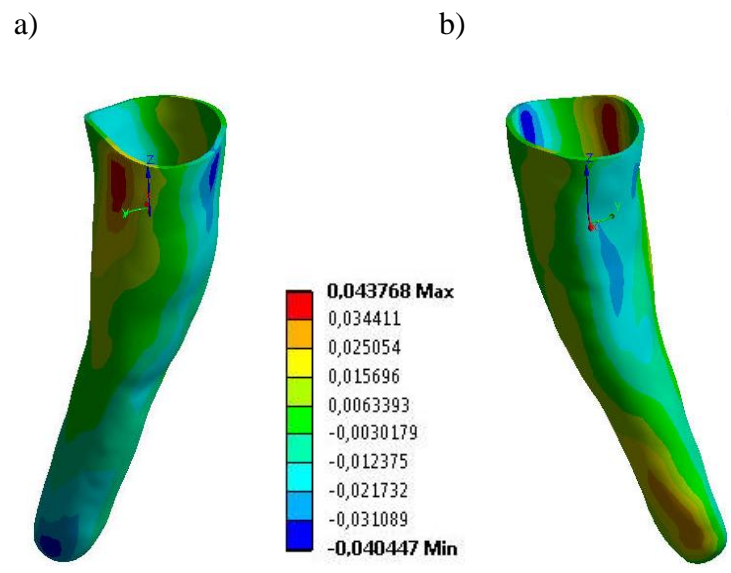


Fig. 3.36: distribuzione Tensione Equivalente sul PDL del Dente obiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

3.5.2. Rotazione (-0,5°) Canino paziente A

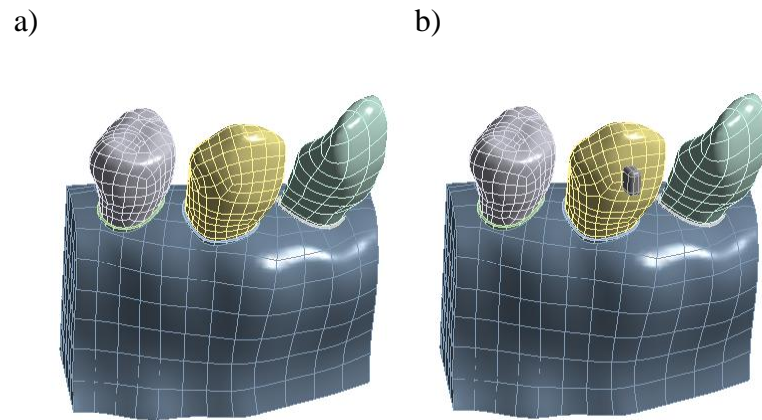


Fig. 3.37: modello movimento Rotazione paziente A: a) normale, b) con attacco

- **Allineatore semplice**

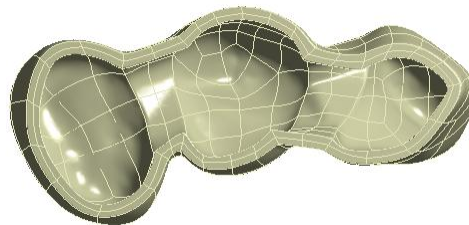


Fig. 3.38: Allineatore Semplice

Tensione Equivalente Massima Allineatore	2,38 MPa
Tensione Equivalente Massima Dente obbiettivo	0,8 MPa
Tensione Circonferenziale PDL	0,004 ; - 0,006 MPa
Momento	0,46 N mm
Rotazione iniziale	-0,23°

Tab. 3.8: risultati Allineatore Semplice

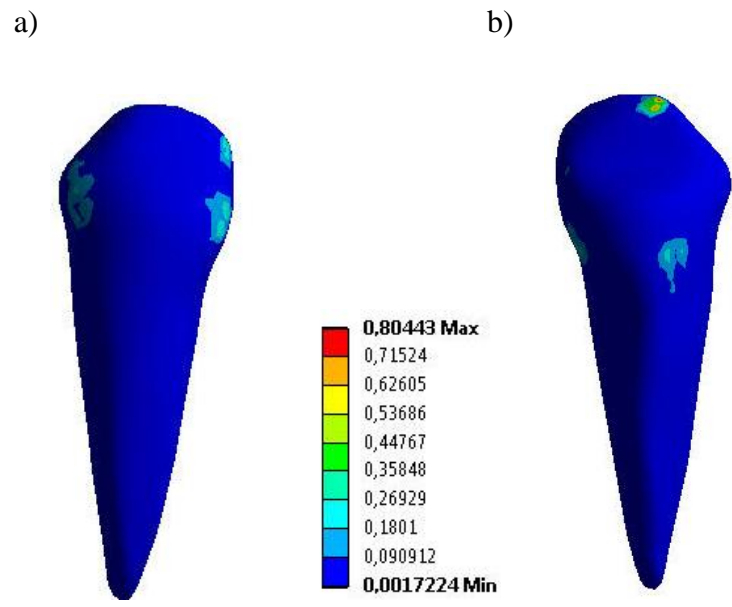


Fig. 3.39: distribuzione Tensione Equivalente sul Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

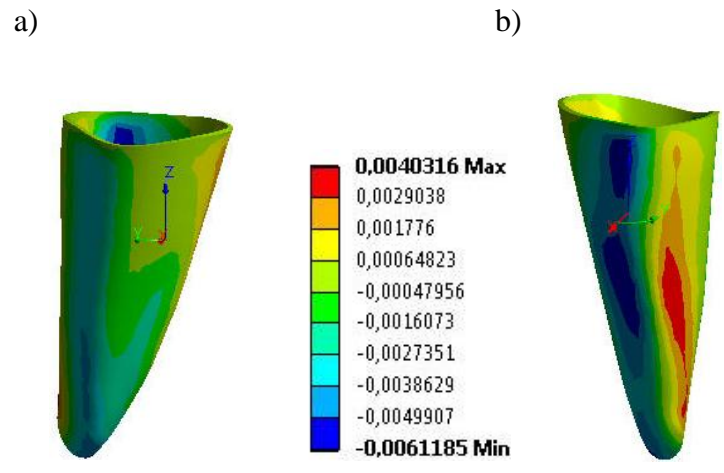


Fig. 3.40: distribuzione Tensione Equivalente sul PDL del Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

- **Allineatore con punti di contatto**

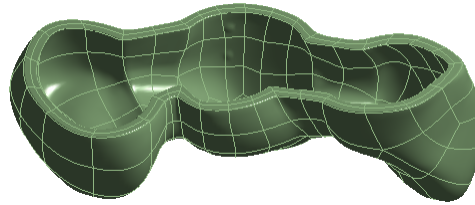


Fig. 3.41: Allineatore con Punti di Contatto

Tensione Equivalente Massima Allineatore	16,5 MPa
Tensione Equivalente Massima Dente obbiettivo	12,78 MPa
Tensione Circonferenziale PDL	0,013 ; - 0,026 MPa
Momento	1,65 N mm
Rotazione iniziale	-0,3°

Tab. 3.9: risultati Allineatore con Punti di Contatto

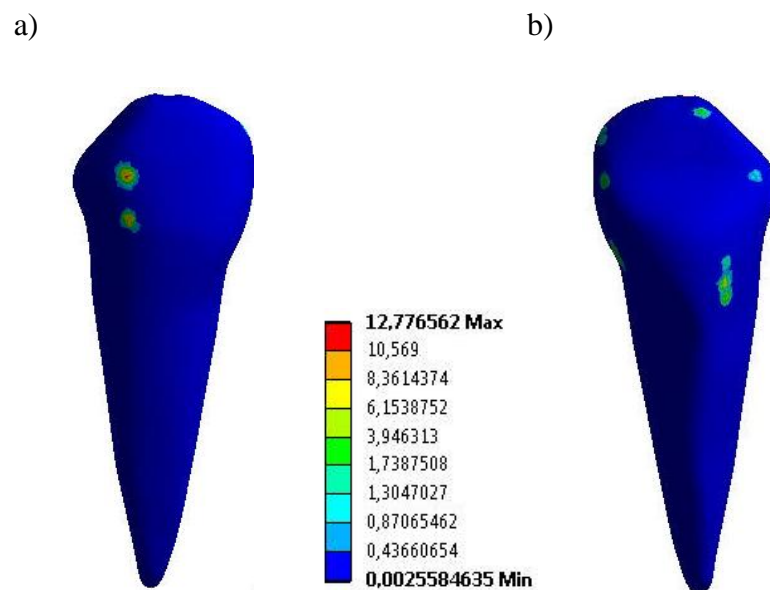


Fig. 3.42: distribuzione Tensione Equivalente sul Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

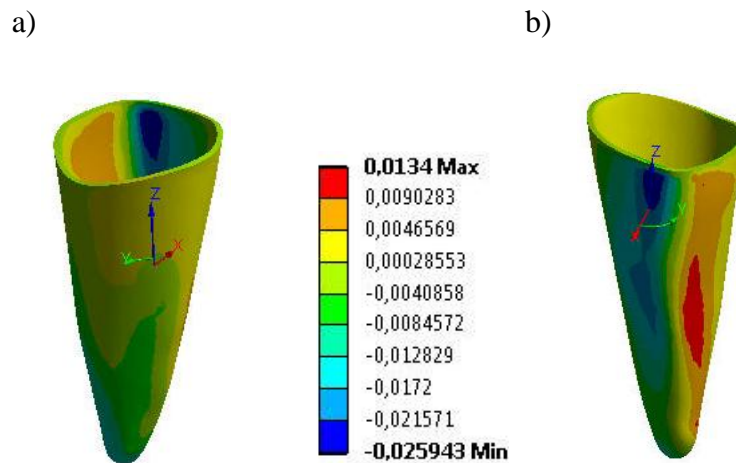


Fig. 3.43: distribuzione Tensione Equivalente sul PDL del Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

- **Allineatore con attacco**

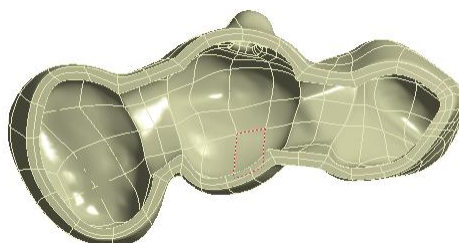


Fig. 3.44: Allineatore con Attacco

Tensione Equivalente Massima Allineatore	13 MPa
Tensione Equivalente Massima Dente obbiettivo	3,84 MPa
Tensione Circonferenziale PDL	0,017 ; - 0,019 MPa
Momento	2,05 N mm
Rotazione iniziale	-0,42°

Tab. 3.10: risultati Allineatore con Attacco

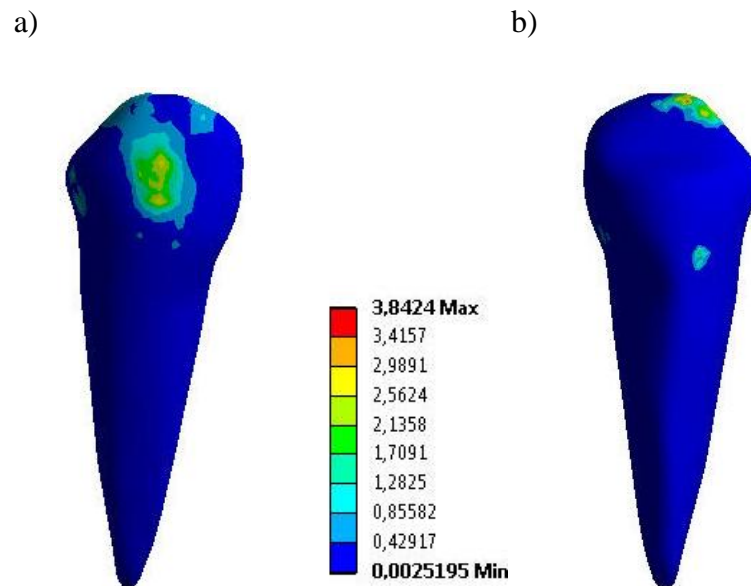


Fig. 3.45: distribuzione Tensione Equivalente sul Dente obiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

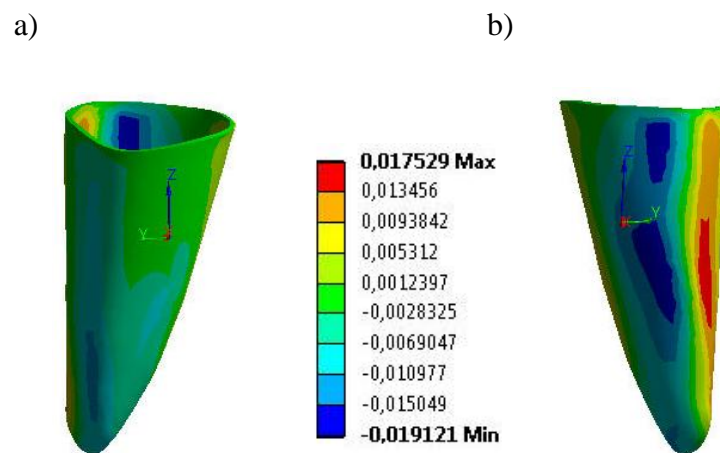


Fig. 3.46: distribuzione Tensione Equivalente sul PDL del Dente obiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

3.5.3. Rotazione (0,5°) Canino paziente I

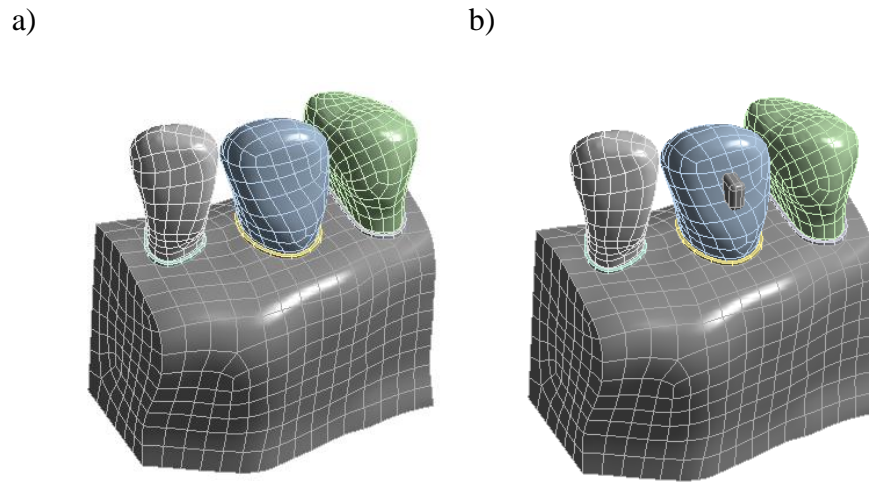


Fig. 3.47: modello movimento Rotazione paziente I: a) normale, b) con attacco

- **Allineatore semplice**

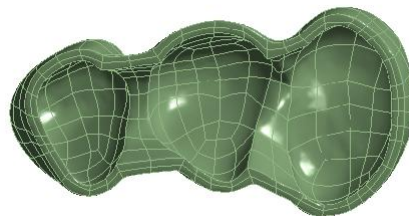


Fig. 3.48: Allineatore Semplice

Tensione Equivalente Massima Allineatore	3,83 MPa
Tensione Equivalente Massima Dente obbiettivo	1,21 MPa
Tensione Circonferenziale PDL	0,007 ; - 0,008 MPa
Momento	-1,23 N mm
Rotazione iniziale	0,23°

Tab. 3.11: risultati Allineatore Semplice

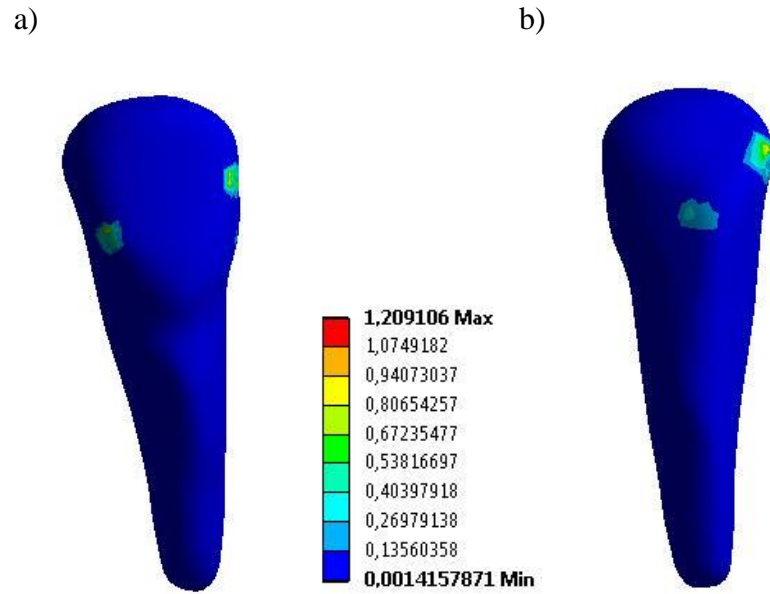


Fig. 3.49: distribuzione Tensione Equivalente sul Dente obiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

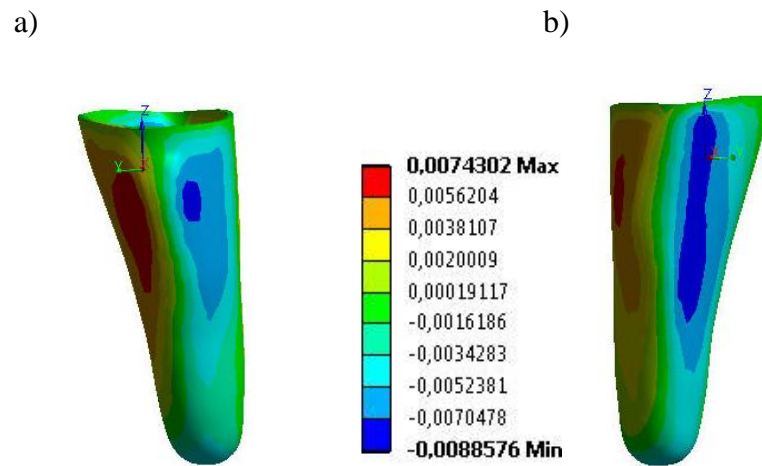


Fig. 3.50: distribuzione Tensione Equivalente sul PDL del Dente obiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

- **Allineatore con punti di contatto**

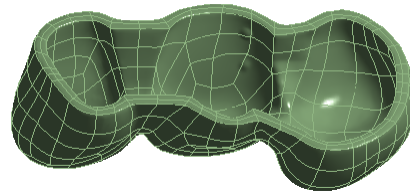


Fig. 3.51: Allineatore con Punti di Contatto

Tensione Equivalente Massima Allineatore	17,56 MPa
Tensione Equivalente Massima Dente obbiettivo	8,28 MPa
Tensione Circonferenziale PDL	0,034 ; - 0,038 MPa
Momento	-4,29 N mm
Rotazione iniziale	0,32°

Tab. 3.12: risultati Allineatore con Punti di Contatto

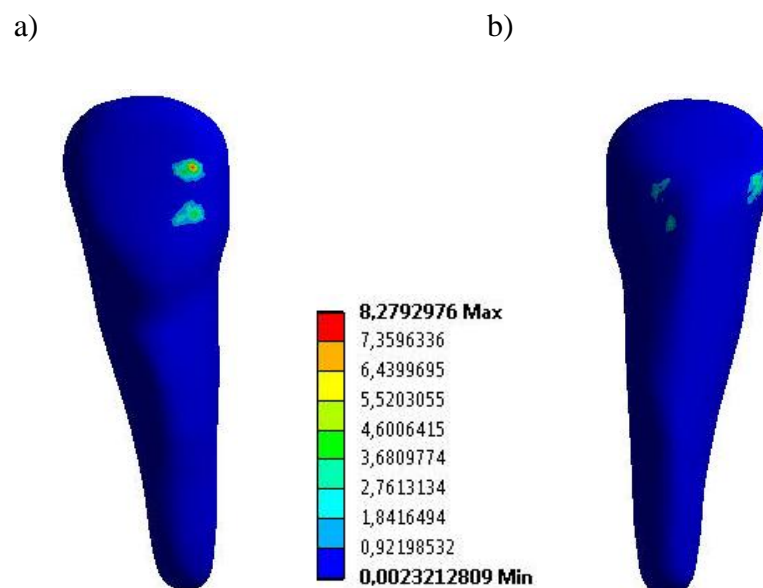


Fig. 3.52: distribuzione Tensione Equivalente sul Dente obbiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

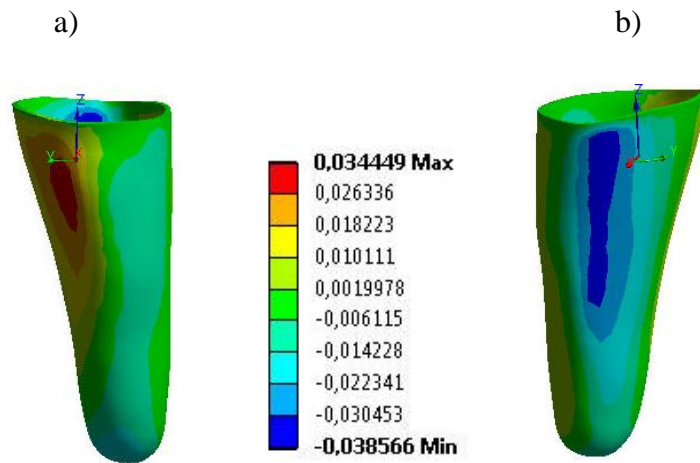


Fig. 3.53: distribuzione Tensione Equivalente sul PDL del Dente obiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

- **Allineatore con attacco**

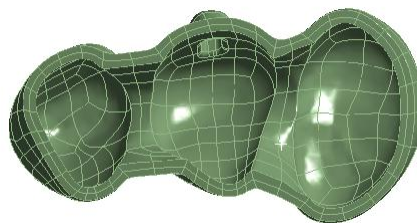


Fig. 3.54: Allineatore con Attacco

Tensione Equivalente Massima Allineatore	2,1 MPa
Tensione Equivalente Massima Dente obiettivo	0,89 MPa
Tensione Circonferenziale PDL	0,016 ; - 0,017 MPa
Momento	-2,64 N mm
Rotazione iniziale	0,31°

Tab. 3.13: risultati Allineatore con Attacco

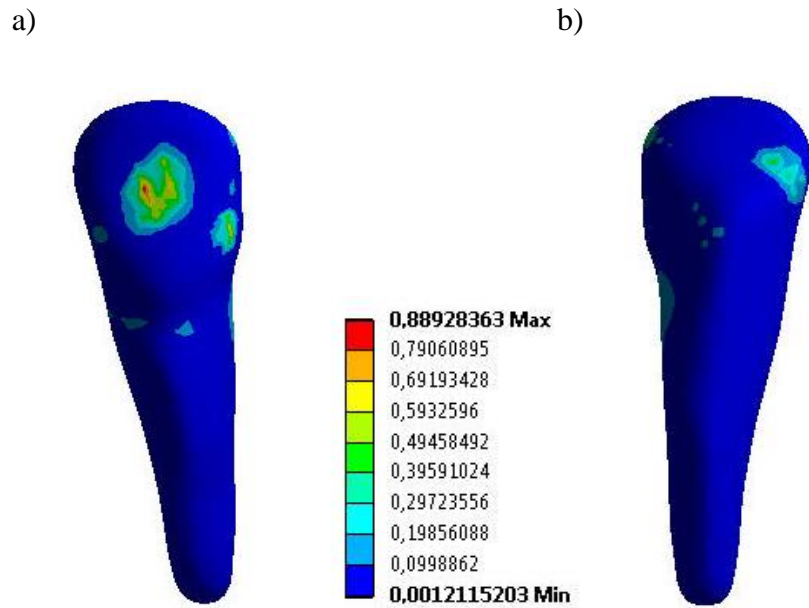


Fig. 3.55: distribuzione Tensione Equivalente sul Dente obiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

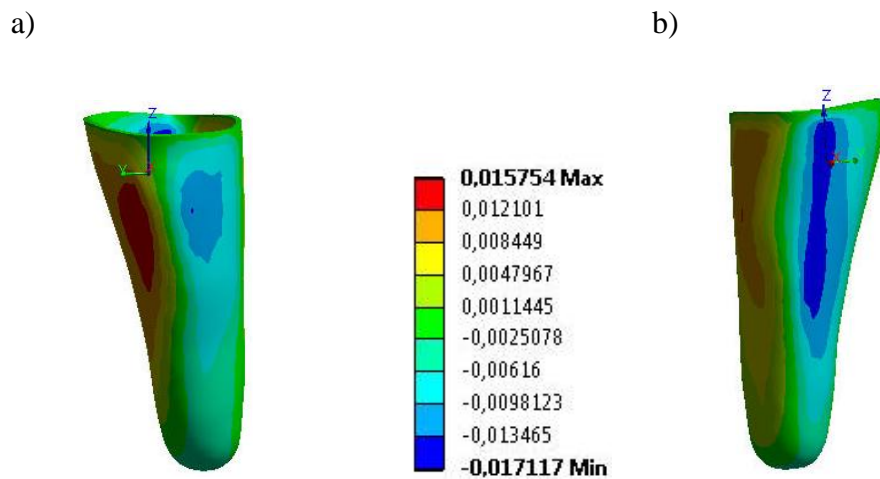


Fig. 3.56: distribuzione Tensione Equivalente sul PDL del Dente obiettivo: a) faccia Vestibolare, b) faccia Linguale

4. Conclusioni

Per quanto riguarda le simulazioni di Torque del Premolare del paziente L, l'Allineatore più efficace è stato quello Semplice che ha ottenuto i migliori risultati coi minori effetti collaterali riuscendo a trasmettere al PDL un momento attorno all'asse Y di 16,73 N*mm. Tale entità è paragonabile a quella che è stata ottenuta nella simulazione dello stesso Dente ma ricostruito con la tecnica della Segmentazione di 17,74 N*mm. Grazie a questo risultato è possibile affermare che riadattare la forma di modelli preesistenti coi parametri geometrici delle Arcate Dentarie del paziente è una possibile alternativa alle ricostruzioni che prevedono l'utilizzo della CBCT risparmiando in questo modo al paziente l'assorbimento di una certa quantità di radiazioni. Un ulteriore indice dell'efficacia dell'Allineatore è la tensione riscontrata nel Legamento Paradontale nelle cui aree in compressione e in tensione ha inizio la Ialinizzazione.

Paziente L		
	Momento[N*mm]	Tensione sul PDL[MPa]
Allineatore Semplice	-16,73	0,089; - 0,139
Allineatore con Punti di contatto	-10,14	0,046; - 0,079
Allineatore con Attacco	-5,54	0,019; - 0,034
Paziente L immagine CBCT		
Allineatore Semplice	-17,74	0,096; - 0,15

Tab. 4.1: confronto risultati Torque

Per quanto riguarda le Rotazioni, le simulazioni hanno evidenziato analogie tra i risultati di quelle relative al paziente L e di quelle relative ai pazienti A ed I ma anche piccole differenze. Le differenze dovrebbero essere associate alla differenze geometriche tra Premolare e i Canini e non all'utilizzo di diverse tipologie di immagini con cui sono stati costruiti i modelli. Tuttavia questo non è dimostrabile dalle simulazioni eseguite rendendo necessario per un corretto confronto l'utilizzo di Denti dello stesso tipo in future analisi.

Il risultato più importante ricavato dalle simulazioni delle Rotazioni è stata l'efficacia degli Allineatori con Punti di Contatto e la possibilità che questi possano essere un'alternativa agli Allineatori con Attacco che al giorno d'oggi è il tipo di terapia più utilizzata. I risultati infatti indicano che nei primi due casi i valori del Momento trasmesso al PDL e delle rotazioni dell'Allineatore con Punti di contatto risultano inferiori ma comunque efficaci rispetto a quello con Attacco e, nel caso del paziente I, un Momento superiore ed uno spostamento comparabile. Queste differenze sono dovute all'influenza sui risultati della posizione iniziale del Dente obiettivo e di come è ruotato o inclinato rispetto alla posizione voluta ma non pregiudicano il fatto che questo tipo di Allineatore è efficace e può essere utilizzato in sostituzione di quello con Attacco evitando al paziente gli inestetismi dovuti ad esso durante e dopo la terapia. Per quanto riguarda il Legamento Paradontale nel caso della rotazione la tensione sia positiva che negativa è distribuita lungo le proprie fibre interessando in maniera più lieve l'Osso Alveolare. In conseguenza di queste sollecitazioni il PDL si adatta alla nuova posizione del Dente che alla fine del trattamento risulterà fissato nella posizione corretta.

Paziente L			
	Momento[N*mm]	Rotazione[°]	Tensione massime sul PDL[MPa]
Allineatore Semplice	-1,73	0,23	0,015 ; - 0,02
Allineatore con Punti di contatto	-4,18	0,33	0,033 ; - 0,036
Allineatore con Attacco	-5,34	0,43	0,044 ; - 0,04

Paziente A			
	Momento[N*mm]	Rotazione[°]	Tensioni massime sul PDL[MPa]
Allineatore Semplice	0,46	-0,23	0,004 ; - 0,006 MPa
Allineatore con Punti di contatto	1,65	-0,3	0,013 ; - 0,026 MPa
Allineatore con Attacco	2,05	-0,42	0,017 ; - 0,019 MPa

Tab. 4.2: confronto risultati Rotazione

Paziente I			
	Momento[N*mm]	Rotazione[°]	Tensioni massime sul PDL[MPa]
Allineatore Semplice	-1,23	0,23	0,007 ; - 0,008 MPa
Allineatore con Punti di contatto	-4,29	0,32	0,034 ; - 0,038 MPa
Allineatore con Attacco	-2,64	0,31	0,016 ; - 0,017 MPa

Tab. 4.3: confronto risultati Rotazione

Il modello proposto si è rivelato dunque adatto per svolgere le simulazioni e le analisi ricostruendo in modo verosimile l'efficacia degli Allineatori già utilizzati in campo ortodontico e di quella del nuovo Allineatore con Punti di Contatto. Tuttavia è possibile migliorare questo modello infittendo ulteriormente la mesh per ottenere una simulazione più accurata necessitando però di calcolatori più prestazionali per l'inevitabile aumento di elementi e quindi per il dilatarsi dei tempi per far convergere la simulazione. Altri possibili miglioramenti potrebbero consistere nell'ideazione di un coefficiente d'attrito da inserire nei contatti tra Denti ed Allineatore che comprenda anche la presenza della saliva e una migliore caratterizzazione delle proprietà dei materiali degli elementi biologici compresi nel modello.

Bibliografia

- [1] Ming-Zen Su, Hao-Hueng Chang, Yu-Chih Chiang, Jung-Ho Cheng, Lih-Jyh Fuh, Chen-Ying Wang, Chun-Pin Lin: Modeling viscoelastic behavior of periodontal ligament with nonlinear finite element analysis
- [2] S. Barone, A. Paoli, A. V. Razionale, R. Savignano: Computer aided modelling to simulate the biomechanical behaviour of customised orthodontic removable appliances
- [3] Vicelli, R.F., Katona, T.R., Chen, J., Hartsfield, J.K., Roberts, W.E.: Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption
- [4] Wolfram Hahn*, Antonia Zapf, Henning Dathe, Julia Fialka-Fricke, Susanne Fricke-Zech*, Rudolf Gruber, Dietmar Kubein-Meesenburg* and Reza Sadat-Khonsari: Torquing an upper central incisor with aligners—acting forces and biomechanical principles
- [5] Wolfram Hahn; Benjamin Engelke; Klaus Jung; Henning Dathe; Julia Fialka-Fricke; Dietmar Kubein-Meesenburg; Reza Sadat-Khonsari: Initial Forces and Moments Delivered by Removable Thermoplastic Appliances during Rotation of an Upper Central Incisor
- [6] Sandro Barone, Alessandro Paoli, Armando Viviano Razionale: Geometrical modeling of complete dental shapes by using panoramic X-ray, digital mouth data and anatomical templates