# POLITECNICO DI TORINO

## *Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica*

*Tesi di Laurea Magistrale*

# Modellazione Numerica e Analisi FEM di una Mandibola Umana

**Relatori:**
Prof. Lorenzo Peroni
Ing. Martina Scapin

**Candidata:**
Carol Martina

Marzo 2021

# Abstract

Nel corso degli anni il sistema muscoloscheletrico umano è stato ampiamente studiato, mentre è ancora di forte interesse lo studio della mandibola e dell'articolazione temporo-mandibolare, in quanto a causa della sua complessità, sono poche le informazioni a riguardo. Obiettivo di questa tesi è la modellazione numerica di una mandibola umana e lo studio della masticazione tramite l'analisi agli elementi finiti. È stata modellata una mandibola edentula ottenuta da scansioni TC di un uomo adulto, dividendola in base alle diverse zone di rigidezza sia per il layer di osso corticale che per quello di osso trabecolare, e sono stati modellati i legamenti accessori dell'articolazione temporo-mandibolare con delle molle, mentre per le capsule articolari sono state inserite quattro molle per condilo. Il contributo muscolare è rappresentato dall'applicazione diretta delle forze sull'osso mandibolare e, per simulare le zone di occlusione nei vari morsi, sono stati inseriti dei vincoli sull'arcata dentale dell'osso mandibolare. I movimenti di apertura e chiusura della bocca durante la masticazione sono stati simulati tramite l'inserimento di un giunto che permette la sola rotazione attorno all'asse bicondilare; mentre nei casi di studio relativi ai morsi statici è stata vincolata anche tale rotazione. Nell'analisi dei risultati sono stati valutati gli stati di tensione e deformazione, che risultano di fondamentale importanza per l'ottimizzazione degli interventi medici e le terapie (come l'applicazione di qualsiasi hardware) per condizioni patologiche o legate a traumi dell'osso mandibolare e dell'articolazione temporo-mandibolare. L'analisi dei risultati ha permesso di concludere che il modello realizzato risulta essere una buona approssimazione della realtà per i casi testati.

# Sommario

*Indice delle figure* ..... II

*Indice delle tabelle* ..... V

*Introduzione* ..... 0

*1 Metodo agli elementi finiti* ..... 1

*1.1 I sette passi dell'analisi FEM* ..... 4

*2 Complesso Temporo-Mandibolare* ..... 8

*2.1 Osso mandibolare* ..... 8

*2.1.1 Anatomia della mandibola* ..... 12

*2.1.2 Proprietà meccaniche dell'osso mandibolare* ..... 13

*2.2 Sangue vasi e nervi* ..... 21

*2.3 Denti* ..... 21

*2.4 Legamenti accessori dell'ATM e capsula articolare* ..... 23

*2.4.1 Legamento Sfenomandibolare* ..... 24

*2.4.2 Legamento Stilomandibolare* ..... 24

*2.4.3 Legamento Temporomandibolare* ..... 25

*2.4.4 Capsula Articolare* ..... 25

*2.5 Articolazione Temporo-Mandibolare* ..... 25

*2.6 Muscoli masticatori* ..... 28

*2.6.1 Muscoli elevatori* ..... 31

*2.6.2 Muscoli abbassatori* ..... 31

*3 Movimenti della mandibola* ..... 32

*3.1 Movimenti nel piano orizzontale* ..... 33

*3.1.1 Movimenti di Protrusione e Retrusione* ..... 33

*3.1.2 Movimenti di Lateralità* ..... 34

*3.2 Movimenti nel piano sagittale* ..... 34

*3.2.1 Movimenti di Apertura e Chiusura* ..... 34

*4 Biomeccanica della mandibola* ..... 39

*4.1 Metodi per la valutazione degli stati di tensione e deformazione* ..... 40

*4.2 Stati di sollecitazione dell'osso* ..... 41

**4.3 Stati di tensione e deformazione della mandibola durante la masticazione** ..... 44

*5 Modellazione numerica della mandibola* ..... 46

*5.1 Workflow* ..... 46

*5.2 Manipolazione e ottimizzazione della Mesh* ..... 47

*5.2.1 Remeshing con Meshmixer* ..... 48

*5.2.2 Remeshing con Meshlab* ..... 51

*5.2.3 Meshlab vs Meshmixer* ... 53
*5.3 Ricostruzione della regione di osso trabecolare* ... 56
*5.4 Creazione dei volumi* ... 57
*5.5 Definizione dei materiali* ... 59
*5.6 Generazione dei contatti* ... 60
*5.7 Modellazione dei legamenti* ... 61
*5.8 Carichi e vincoli* ... 63
*6 Studio della masticazione* ... 65
*6.1 Apertura della bocca* ... 65
*6.2 Chiusura della bocca* ... 68
*6.3 Morso molare intercuspidale – serraggio* ... 71
*6.4 Morso molare bilaterale* ... 76
*6.5 Morsro molare unilaterale* ... 80
*6.6 Morso incisale* ... 87
*Conclusioni* ... 93
Riferimenti ... 94

# *Indice delle figure*

Figura 1 Fasi dell'analisi FEM ... 1
Figura 2 Discretizzazione di un dominio continuo bidimensionale. Dominio 2D continuo (a), dominio 2D finito (b), elemento finito triangolare (c) (Tekkaya AE, 2014) ... 2
Figura 3 Elementi finiti 3D (Verma, 2016) ... 2
Figura 4 Spostamenti nodali in un elemento asta (Fabbri, 2010) ... 5
Figura 5 Osso corticale (a sinistra), Osso trabecolare (a destra) (M. A. K. Liebschner, 2003) ... 8
Figura 6 Organizzazione strutturale gerarchica dell'osso (Rho, Kuhn-Spearing, & Zioupos, 1998) ... 9
Figura 7 Struttura del tessuto osseo[ (Martini FH., 1989) (Damien Lacroix, 2019)] ... 11
Figura 8 Osso corticale, trabecolare e alveolare della mandibola (htt) ... 11
Figura 9 Vista della regione di osso trabecolare della mandibola (Surbhi Kapoor) ... 12
Figura 10 anatomia della mandibola (Medicina247, s.d.) ... 12
Figura 11 Sezione trasversale della mandibola (Medicina247, s.d.) ... 13
Figura 12 Anatomia della mandibola [Most, Sam P.; MD (2013): Fractures of the Jaw and Face. Available online at http://www.merckmanuals.com/home/injuries-and-poisoning/facial-injuries/fractures-of-the-jaw-and-face] ... 13
Figura 13 Posizione dei campioni ossei (a), vista trasversale dei campioni (b,c), campione reale di osso mandibolare (d) (Éva Lakatos, 2014) ... 14
Figura 14 Deformazioni subite dai campioni ossei nel caso di compressione, trazione e taglio (T.M.G.J. van Erijden, 2000) ... 14
Figura 15 Curva sforzo-deformazione (T.M.G.J. van Erijden, 2000) ... 15
Figura 16 Curva sforzo-deformazione dell'osso corticale e trabecolare (Biomechanics of Fractures, 2014) . 16
Figura 17 Suddivisione della mandibola secondo Misch (Misch, Qu, & Bidez, 1999) ... 17
Figura 18 Valore del modulo elastico nelle diverse regioni mandibolari (Misch, Qu, & Bidez, 1999) ... 17
Figura 19 Classificazione della densità ossea secondo Lekholm&zarb (1985) ... 19

Figura 20 Classificazione della densità ossea secondo Misch (1990) ..... 20
Figura 21 Anatomia del dente (Polimed, Centro di Medicina Specialistica, s.d.) ..... 21
Figura 22 Arcata dentale inferiore. (Polimed, Centro di Medicina Specialistica, s.d.) ..... 22
Figura 23 Mandibola completa di gengive e arcata dentale (Tra Capo e Collo, s.d.) ..... 22
Figura 24 Legamenti dell'ATM (HumanKinesi, 2020) ..... 23
Figura 25 Articolazione Temporomandibolare (Sciatti, s.d.) ..... 26
Figura 26 Vista sagittale dell'articolazione temporo-mandibolare (ATM) che mostra gli attacchi anteriore e posteriore della capsula articolare (a sinistra) Vista coronale dell'articolazione temporo-mandibolare (ATM) che mostra gli attacchi mediale e laterale della capsula articolare (a destra) (Karl Schweizerhof, 2018) ..... 27
Figura 27 Movimento dell'ATM durante l'apertura della mascella. Le fibre rilassate e tese sono rappresentate rispettivamente da linee rosse e linee nere. (Karl Schweizerhof, 2018) ..... 27
Figura 28 Il legamento temporo-mandibolare fa perno sul condilo e lo vincola a una traiettoria che assicura che le forze posteriori possano essere gestite dal disco articolare ..... 28
Figura 29 Struttura muscolare (Spijeker, s.d.) ..... 29
Figura 30 Muscoli masticatori (Hong, 2015) (Chetta, s.d.) ..... 30
Figura 31 Direzione d'azione delle forze muscolari (AlFiMM, s.d.) ..... 30
Figura 32 Piani mandibolari (a sinistra), assi di rotazione mandibolari (a destra) (AlFiMM, s.d.) ..... 33
Figura 33 Movimenti di retrusione e protrusione della mandibola (Osteolab, s.d.) ..... 33
Figura 34 Movimento di lateralità della mandibola (Osteolab, s.d.) (Martini, s.d.) ..... 34
Figura 35 Movimenti di apertura e chiusura della bocca ..... 35
Figura 36 Movimenti di rotazione e traslazione del condilo in fase di apertura della bocca ..... 35
Figura 37 Schema di Posselt (InfodentalTeamGroup) ..... 36
Figura 38 Posizione 1 dello Schema di Posselt (InfodentalTeamGroup) ..... 36
Figura 39 Posizione 2 dello Schema di Posselt (InfodentalTeamGroup) ..... 37
Figura 40 Posizione 3 dello Schema di Posselt (InfodentalTeamGroup) ..... 37
Figura 41 Posizione 4 dello Schema di Posselt (InfodentalTeamGroup) ..... 37
Figura 42 Posizione 5 dello Schema di Posselt (InfodentalTeamGroup) ..... 37
Figura 43 Coincidenza tra massima intercuspidazione e posizione più retrusa (a sinistra), centrica lunga (a destra) (InfodentalTeamGroup) ..... 39
Figura 44 Tensioni di compressione e di taglio (T.M.G.J. van Erijden, 2000) ..... 41
Figura 45 Momendo d'inerzia polare (Van Eijden, 2000) ..... 42
Figura 46 Tensione generata dal momento flettente applicato sul campione cilindrico di osso (T.M.G.J. van Erijden, 2000) ..... 43
Figura 47 Stato di sollecitazione della mandibola nel caso di morso molare unilaterale (Van Eijden, 2000). 45
Figura 48 Zone di tensione e compressione della mandibola nel caso di morso incisale (Nicolas Homsi) ..... 45
Figura 49 Workflow della modellazione numerica e analisi FEM di una mandibola umana, eseguito in questo studio ..... 46
Figura 50 File STL del modello di mandibola utilizzato in questo studio ..... 47
Figura 51 Dettaglio del foto mandibolare e del versante interno del ramo mandibolare ..... 47
Figura 52 Mesh originale a sinistra, comando "Inspector" a destra ..... 48
Figura 53 Remeshing ottenuti con due valori diversi di densità ..... 49
Figura 54 Remeshing con densità -13%. vista laterale (a sinistra), vista posteriore (a destra) ..... 49
Figura 55 Remeshing con densità -13%. vista dal basso (a sinistra), vista dall'alto (a destra) ..... 50
Figura 56 Dettaglio del ramo mandibolare ..... 50
Figura 57 Isotropic Explicit Remeshing ..... 52
Figura 58 Vista posteriore (a destra) e dettaglio sulla fossa mandibolare (a sinistra) della mesh ottenuta a seguito del Remeshing ..... 52

Figura 59 A sinistra si ha la sovrapposizione della mandibola ottenuta dal remeshing con Meshmixer e la mandibola originale, mentre a destra si ha un dettaglio della distorzione del foro mandibolare in seguito al remesh con Meshmixer ..... 54
Figura 60 Numero di facce e vertici relativo alle tre mesh (di origine, ottenuta su Meshlab, ottenuta su Meshmixer) ..... 54
Figura 61 Confronto delle mesh ottenure dai remeshing effettuati su Meshmixer e Meshlab. Vista laterale destra (a sinistra) vista frontale (al centro), vista laterale sinistra (a destra) ..... 55
Figura 62 Confronto delle mesh ottenure dai remeshing effettuati su Meshmixer e Meshlab. Vista posteriore (a sinistra) vista dal basso (al centro), vista laterale sinistra (a destra) ..... 55
Figura 63 Mandibola completa di osso trabecolare, ricostruito con Meshmixer. ..... 56
Figura 64 Osso trabecolare ricostruito con Meshmixer ..... 56
Figura 65 Mesh della regione di osso trabecolare della mandibola ..... 57
Figura 66 Vista laterale, frontale e posteriore della mesh volumetrica generata su Ansys Workbench R2020 ..... 58
Figura 67 Vista laterale e dal basso della mesh volumetrica generata su Ansys Workbench R2020. Mesh volumetrica dell'osso trabecolare (a destra) ..... 58
Figura 68 Sezioni trasversali sul ramo (a sinistra), sul collo condilare (al centro), nei condili (a destra) ..... 58
Figura 69 Mesh definitiva della mandibola divisa in base alle diverse zone di rigidezza ..... 59
Figura 70 Caratteristiche dei contatti inseriti ..... 60
Figura 71 Status dei contatti (a sinistra). Gap tra i contatti (a destra) ..... 61
Figura 72 Modellazione dei legamenti accessori dell'ATM. vista laterale della mandibola (a sinistra) dettaglio della capsula articolare sul condilo (a destra) ..... 62
Figura 73 Modellazione dei legamenti accessori dell'ATM. Vista posteriore (a sinistra), vista frontale (a destra) ..... 63
Figura 74 Giunto di rotazione attorno all'asse bicondilare ..... 64
Figura 75 Sistema di carichi e vincoli per simulare l'apertura della bocca durante la masticazione ..... 65
Figura 76 Deformata totale (a sinistra), indeformata (a destra) ..... 66
Figura 77 Deformata lungo l'asse z ..... 66
Figura 78 Forza di reazione nei condili ..... 67
Figura 79 Tensioni equivalenti (Von Mises) ..... 67
Figura 80 Tensione equivalente (Von Mises) sull'osso trabecolare Figura 81 Massima tensione equivalente nella regione di minimo spessore ..... 68
Figura 82 Sistema di carichi e vincoli per simulare la chiusura della bocca durante la masticazione ..... 68
Figura 83 Deformazione totale (a sinistra), indeformata (a destra) ..... 69
Figura 84 Deformata lungo l'asse z ..... 69
Figura 85 Forza di reazione nei condili ..... 69
Figura 86 Tensioni equivalenti di Von Mises ..... 70
Figura 87 Tensioni equivalenti di Von Mises sull'osso trabecolare ..... 70
Figura 88 Massima tensione di Von Mises nel punto di minimo spessore dell'osso corticale ..... 71
Figura 89 Sistema di carichi e vincoli per simulare il morso intercuspidale di una noce ..... 71
Figura 90 Deformazione totale ..... 72
Figura 91 Deformazione lungo l'asse x ..... 72
Figura 92 Deformazione lungo l'asse y ..... 73
Figura 93 Deformazione lungo l'asse z ..... 73
Figura 94 Momento di reazione nelle regioni di occlusioni ..... 74
Figura 95 Forze di reazione nelle regioni di occlusione ..... 74
Figura 96 Momento e forza di reazione nei condili ..... 75

Figura 97 Tensione equivalente di Von Mises, vista laterale (in alto a sinistra), vista frontale (in alto a destra), vista posteriore (in basso) ..... 75
Figura 98 sistema di carichi e vincoli per simulare un morso bilaterale di una noce ..... 76
Figura 99 Deformazione totale ..... 76
Figura 100 Deformazione lungo l'asse x ..... 77
Figura 101 Deformazione lungo l'asse y ..... 77
Figura 102 Deformazione lungo l'asse z ..... 78
Figura 103 Momento di reazione nelle zone di occlusione ..... 78
Figura 104 Forza di reazione nelle zone di occlusione ..... 79
Figura 105 Momento e forza di reazione nei condili ..... 79
Figura 106 Tensioni equivalenti di Von Mises ..... 80
Figura 107 Sistema di carichi e vincoli nel morso molare unilaterale ..... 80
Figura 108 Deformata totale ..... 81
Figura 109 Deformata lungo l'asse x ..... 82
Figura 110 Deformata lungo l'asse y ..... 82
Figura 111 Deformata lungo l'asse z ..... 83
Figura 112 Momento di reazione nella zona di occlusione ..... 83
Figura 113 Forza di reazione nel piano di occlusione ..... 84
Figura 114 Momento e forza di reazione nei condili ..... 84
Figura 115 Tensioni di taglio nel piano xy ..... 86
Figura 116 Tensioni equivalenti di Von Mises. Vista laterale (in alto a sinistra), dall'alto (in alto a destra) e dal basso (in basso) ..... 86
Figura 117 errore strutturale ..... 87
Figura 118 Sistema di carichi e vincoli nel morso incisale ..... 87
Figura 119 Deformazione totale ..... 88
Figura 120 Deformazione lungo l'asse x ..... 89
Figura 121 Deformazione lungo l'asse y ..... 89
Figura 122 Deformazione lungo l'asse z ..... 90
Figura 123 Momento e forza di reazione nella regione di occlusione ..... 90
Figura 124 Momento e forza di reazione nei condili ..... 91
Figura 125 Tensioni equivalenti di Von Mises. Vista frontale (in alto a sinistra), vista dal basso (in alto a destra), viste laterali (in basso) ..... 92
Figura 126 Errore strutturale (a sinistra) e tensioni equivalenti di Von Mises dell'osso trabecolare (a destra) ..... 92

# *Indice delle tabelle*

Tabella 1 Posizione, funzione e forza totale massima, dei muscoli masticatori [ (Woelfel, 1997) (Gray, 1918)] ..... 30
Tabella 2 Confronto tra Meshmixer e Meshlab (Formlabs, 2021) ..... 53
Tabella 3 Proprietà meccaniche della mandibola ..... 60
Tabella 4 Stato e caratteristiche dei contatti inseriti nel modello ..... 61
Tabella 5 Caratteristiche dei legamenti accessori dell'articolazione temporomandibolare e della capsula articolare ..... 62
Tabella 6 Valori delle forze muscolari dei muscoli abbassatori nel caso di apertura normale della bocca ..... 63
Tabella 7 Valori delle forze muscolari dei muscoli elevatori nel caso di chiusura della bocca a partire da una condizione di normale apertura ..... 63
Tabella 8 Valori delle forze muscolari nel caso di morso statico di una noce ..... 64

# *Introduzione*

Nel corso degli anni il sistema muscoloscheletrico umano è stato ampiamente studiato, mentre è ancora di forte interesse lo studio della mandibola e dell'articolazione temporomandibolare, in quanto a causa della sua complessità, sono poche le informazioni a riguardo. Le dinamiche masticatorie sono difficili da analizzare a causa di diversi fattori, in particolare il sistema masticatorio è costituito da un numerosi muscoli, di varie forme e dimensioni, caratterizzati da un'architettura complessa (Schumacher, 1961), pertanto risulta impossibile determinare con certezza il modo in cui cooperino per svolgere un determinato movimento [ (Wood, 1987); (Lund, 1991) ; (Hannam AG, 1994)]; [ (Schumacher, 1961) (van Eijden TMGJ, 1997)] e il loro contributo non può essere determinato solo dal loro orientamento generale (van der Helm FCT, 1991). Inoltre mascella e mandibola si articolano attraverso due articolazioni temporo-mandibolari incongruenti di forma molto complessa [ (Werner JA, 1991); (Wish-Baratz S, 1996)], tra cui è interposto un disco articolare cartilagineo, libero di muoversi tra queste superfici, in modo da assecondare il movimento dei condili all'interno della fossa temporo-mandibolare.
Oltre alla complessità intrinseca del sistema, si hanno anche diversi limiti nella raccolta dei dati sperimentali durante la masticazione. La misurazione delle forze muscolari, non è sempre permessa a causa della posizione di alcuni muscoli, situati anche parzialmente nascosti dietro a strutture ossee, il che impedisce un facile accesso per le misurazioni elettromiografiche (EMG) [ (Wood.WW, 1986); (Koole P, 1990); (Murray GM, 1999a)]; risulta difficoltosa e poco pratica anche la misurazione in vivo delle forze di occlusione (per le quali si potrebbero utilizzare ad esempio degli estensimetri posizionati sull'arcata dentale) e soprattutto quella delle forze di reazione generate nelle articolazioni.
Pertanto, un ruolo fondamentale nello studio della biomeccanica della mandibola è svolto dalla modellazione numerica e dall'analisi agli elementi finiti, che permettono di avere una descrizione accurata in merito agli stati tensionali e di deformazione subiti dalla mandibola durante il suo funzionamento, nonostante la dovuta introduzione di diversi fattori di approssimazione.
Lo scopo di questa tesi è, infatti, la modellazione numerica di una mandibola e lo studio della masticazione condotto attraverso l'analisi FEM.

A seguire verranno trattati i seguenti argomenti:

- Capitolo 1: breve descrizione del metodo agli elementi finiti
- Capitolo 2: descrizione dei componenti costituenti il complesso temporo-mandibolare e studio delle proprietà meccaniche dell'osso mandibolare.
- Capitolo 3: movimenti della mandibola in condizioni fisiologiche
- Capitolo 4: biomeccanica della mandibola
- Capitolo 5: modellazione numerica della mandibola e dei legamenti dell'articolazione temporo-mandibolare
- Capitolo 6: studio della masticazione e simulazione di alcuni tipi di morso statico
- Capitolo 7: conclusioni

# 1 Metodo agli elementi finiti

Il metodo agli elementi finiti (*FEM, Finite Element Method*) è una tecnica numerica che consente di descrivere il comportamento di un sistema reale complesso, difficile da studiare sperimentalmente, o il cui studio sperimentale comporterebbe un notevole dispendio economico. Il metodo FEM permette di ricavare in tempi rapidi le grandezze fisiche di interesse, tramite la risoluzione di un sistema di equazioni alle derivate parziali in forma integrale su un dominio finito.

Le fasi del metodo agli elementi finiti sono complessivamente tre (*Figura 1*):

• *pre-processing*: che prevede la generazione del modello strutturale, la definizione dei materiali e la generazione della mesh
• *solving*: è la fase di risoluzione del modello, ed è interamente gestita dal software di analisi in base alle istruzioni definite precedentemente dall'utente
• *post-processing*: in questa fase vengono valutati ed analizzati i risultati ottenuti. I risultati possono essere valutati in termini di tensioni-deformazioni, di caratteristiche di sollecitazione, di spostamenti e di reazioni vincolari e la valutazione può essere sia di carattere qualitativo, graficamente, che quantitativa in base ai valori tabulati prodotti automaticamente dal programma di calcolo.

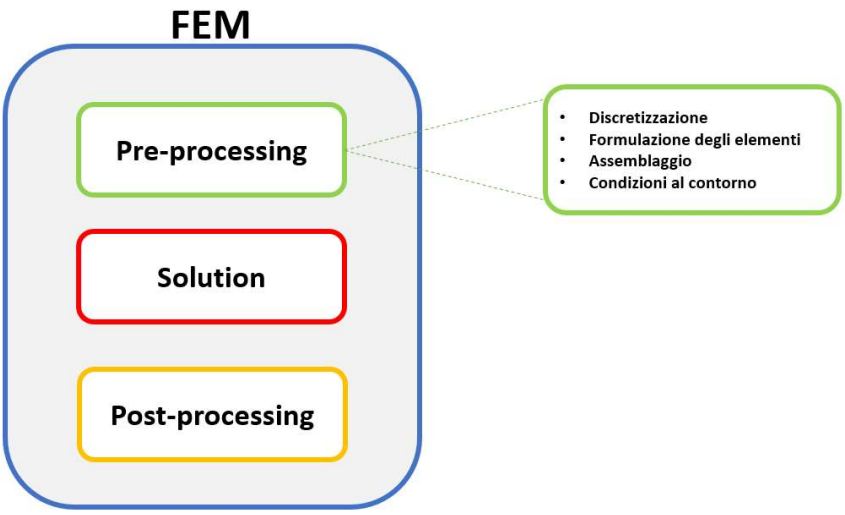



*Figura 1 Fasi dell'analisi FEM*

Nella realtà, si hanno strutture continue, caratterizzate da un numero infinito di gradi di libertà, per questo si rende necessaria la discretizzazione dei volumi che si intendono studiare. Si ottiene dunque, un sistema algebrico equivalente di equazioni con un numero finito di incognite risolvibile per via numerica. Il modello risulta rappresentato da una mesh, costituita da elementi adiacenti interconnessi da nodi, nei quali verranno misurati gli spostamenti.

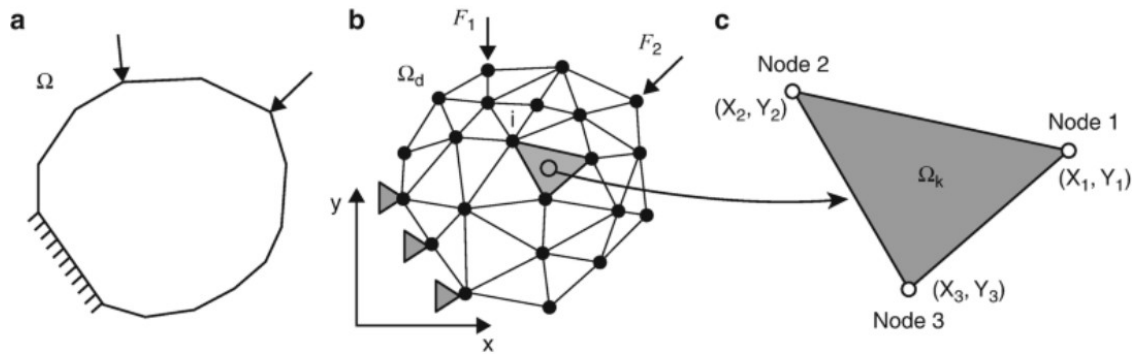



*Figura 2 Discretizzazione di un dominio continuo bidimensionale. Dominio 2D continuo (a), dominio 2D finito (b), elemento finito triangolare (c) (Tekkaya AE, 2014)*

È possibile generare mesh superficiali (costituite da elementi bidimensionali) e mesh volumetriche, tramite l'utilizzo di diverse tipologie di elementi finiti con un numero variabile di nodi, come si vede in figura:

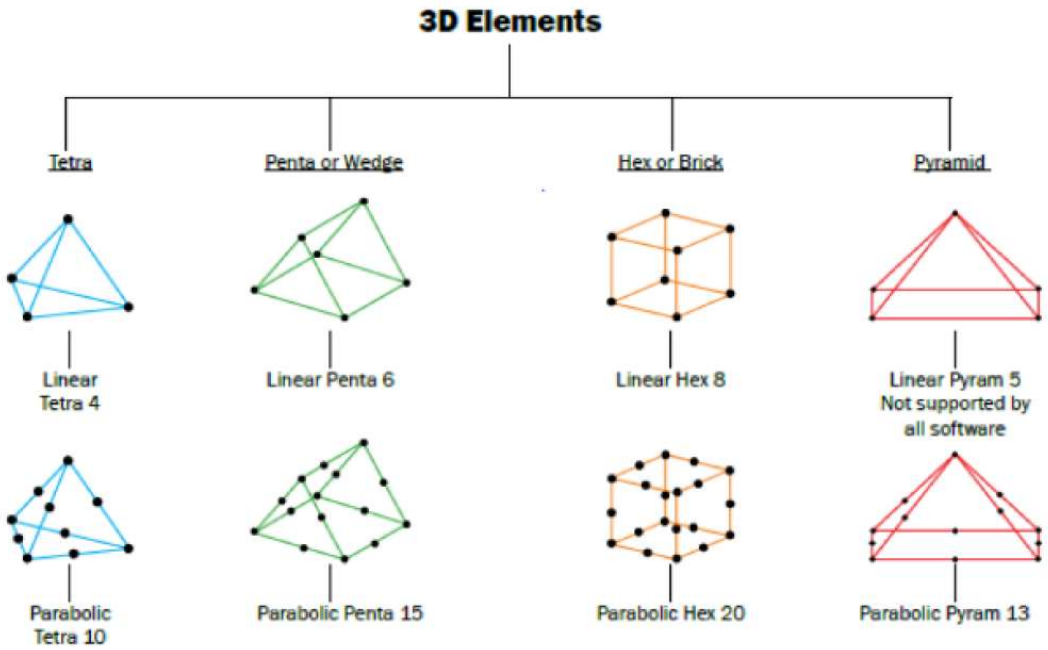



*Figura 3 Elementi finiti 3D (Verma, 2016)*

La soluzione del problema è data dalla combinazione lineare delle funzioni di forma, le quali vengono utilizzate per approssimare il campo degli spostamenti all'interno dell'elemento. La scelta di queste funzioni è arbitraria, ma solitamente vengono utilizzate funzioni polinomiali, in quanto sono generalmente utilizzati per approssimare funzioni incognite e sono facilmente derivabili. (Gugliotta, 2002). La descrizione della cinematica dell'elemento, mediante un numero finito di parametri, comporta l'introduzione di vincoli cinematici, obbligando l'elemento a deformarsi e muoversi secondo leggi imposte (Gugliotta, 2002); in tal modo, si introducono delle approssimazioni, pertanto la scelta di tale polinomio per approssimare al meglio il campo di spostamenti è importante. Con l'utilizzo delle funzioni di forma, è come se si aumentasse la rigidezza

della struttura, dunque le soluzioni risulteranno sempre approssimate e sottostimate, in quanto spostandosi meno la struttura, si otterranno anche tensioni e deformazioni minori.

Per garantire la convergenza dell'analisi al diminuire delle dimensioni dell'elemento, la funzione di forma scelta dovrà rispettare le seguenti regole (Gugliotta, 2002):

1. Deve essere continua all'interno dell'elemento e, avere derivata fino all'ordine n richiesto dal problema
2. Deve rappresentare il moto rigido dell'elemento con una corrispondente energia di deformazione nulla
3. Deve essere in grado di rappresentare uno stato di deformazione costante
4. Deve avere continuità tra gli elementi.

Il grado di approssimazione introdotto col metodo agli elementi finiti, dipende dal numero di elementi utilizzati per discretizzare il dominio in esame e dal grado del polinomio, in particolare, si hanno risultati più accurati al diminuire delle dimensioni dell'elemento (ciò comporta un aumento dei tempi computazionali) o all'aumentare del grado delle funzioni di forma (col conseguente incremento del grado di approssimazione introdotto). Di fondamentale importanza è la realizzazione del modello, il quale introduce un'approssimazione irreversibile e dovrebbe, dunque, essere il più possibile rappresentativo della realtà fisica del sistema in esame. Altri parametri che potrebbero inficiare la bontà della soluzione, sono le condizioni al contorno e i contatti introdotti tra gli elementi.

Le fonti di non-linearità in un'analisi strutturale sono da attribuirsi ai seguenti fattori (Fabbri, 2010):

- geometria
  - grandi spostamenti
  - grandi deformazioni
  - follower force
  - buckling
- materiale
- condizioni al contorno

Altro aspetto importante da tenere in considerazione sono i costi computazionali dell'analisi FEM che si intende effettuare. Nelle analisi non lineare i tempi computazionali aumentano notevolmente rispetto alle analisi lineari, in quanto il sistema di equazioni risulta risolvibile unicamente in modo iterativo (ad esempio col metodo di Newton-Raphson, e non in un unico passo come nel caso di analisi lineari), ciò implica la presenza di criteri di convergenza, identificabili verificando che il valore di alcuni parametri scelti, si riduca col progredire delle iterazioni (Fabbri, 2010). È possibile utilizzare, ad esempio, il metodo dei residui, osservando di volta in volta quanto il sistema sia lontano dall'equilibrio delle forze, oppure misurando la variazione relativa degli spostamenti, optando tra forze o spostamenti in base tipo di analisi e al carico esterno. Le iterazioni (o incrementi di carico, in senso generale) possono essere centinaia e dipendono dal valore iniziale assegnato al carico stesso e dal massimo incremento di carico ammissibile (Fabbri, 2010). Infine, per il corretto svolgimento dell'analisi e, per avere dei risultati in tempi ragionevoli, risulta importante la scelta del valore iniziale, in quando condizionerà l'andamento della soluzione. L'algoritmo di calcolo, infatti, basa ogni incremento sui risultati dell'iterazione precedente, dunque scegliendo un valore iniziale opportuno, si è in grado di raggiungere la convergenza in tempi minori.

Per quanto riguarda, infine, i costi computazionali, essi dipendono fortemente dal metodo di soluzione utilizzato. Nel caso di un'analisi lineare, è possibile risolvere il sistema di equazioni algebriche lineare in un solo passo, ad esempio per eliminazione gaussiana, mentre nel caso non lineare, si ha un sistema di equazioni non-lineare che va dunque risolto con metodi iterativi, come ad esempio il metodo di Newton-Raphson; ciò implica la presenza di criteri di convergenza, identificabili analizzando alcuni parametri dell'analisi e verificando che il loro valore si riduca col progredire delle iterazioni, ad esempio misurando quanto il sistema sia lontano dall'equilibrio delle forze, con il metodo dei residui, oppure misurando la variazione relativa degli spostamenti. La scelta di usare le forze o gli spostamenti, dipende dal tipo di analisi che si intende fare e dal carico esterno. Il numero delle iterazioni necessarie a raggiungere la convergenza, dipendono dal valore iniziale assegnato al carico stesso e dal massimo incremento di carico ammissibile. (Fabbri, 2010) La scelta del valore iniziale risulta dunque importante, in quanto condiziona l'andamento della soluzione. L'algoritmo di calcolo, infatti, basa ogni incremento sui risultati di quelli precedenti, dunque, scegliendo un valore iniziale opportuno, i tempi computazionali si riducono.

## *1.1 I sette passi dell'analisi FEM*

Una volta definito il tipo di analisi che si intende fare (lineare o non lineare), il software di analisi FEM crea un sistema di equazioni algebriche in cui le incognite sono gli spostamenti dei nodi, e una volta trovati gli spostamenti nodali, questi vengono utilizzati per ricavare altre variabili di interesse come ad esempio sforzi e deformazioni.
In caso di un'analisi strutturale lineare, il software procede alla risoluzione del seguente sistema algebrico (*Equazione 1*), che è la *Legge di Hooke per l'elasticità generalizzata*

$$\underline{F} = \underline{\underline{K}}\,\underline{u}$$

*Equazione 1*

il vettore $F$ rappresenta le forze esterne, $k$ è la matrice di rigidezza e $u$ è il vettore degli spostamenti. Nel caso di analisi non lineari, le forze esterne e le rigidezze dipenderebbero dagli spostamenti, dunque l'equazione diventa:

$$\underline{F}(\underline{u}) = \underline{\underline{K}}(\underline{u})\,\underline{u}$$

*Equazione 2*

Nel caso si voglia condurre un'analisi FEM non lineare, gli step eseguiti dal software sono i seguenti (Fabbri, 2010):

1. ***Definizione delle funzioni di forma dell'elemento***

$$\underline{u}(\underline{x}) = \underline{\underline{N}}(\underline{x})\underline{u}^{e}$$

*Equazione 3*

in cui $N$ è una matrice che lega lo spostamento $u$ all'interno dell'elemento alle variabili nodali $u^e$.

Considerando il caso più semplice, quello di un'asta di lunghezza $l$ (*Figura 4*), l'*Equazione 3* si riduce a:

$$u(x) = \begin{bmatrix} 1 - \frac{x}{l} & \frac{x}{l} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{bmatrix}$$

*Equazione 4*

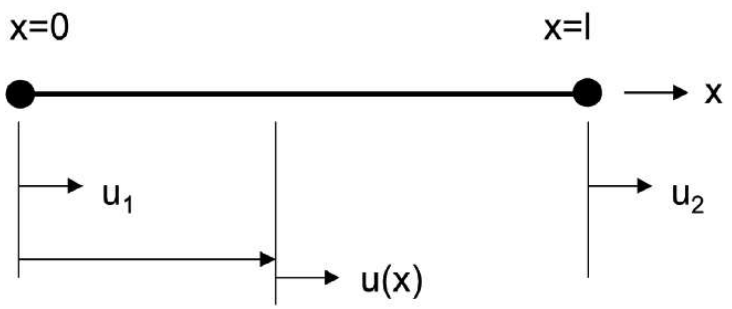



*Figura 4 Spostamenti nodali in un elemento asta (Fabbri, 2010)*

### 2. *Definizione dei legami cinematico e costitutivo*

- Il legame cinematico lega gli spostamenti nodali $u$ alle deformazioni $\varepsilon$:

$$\underline{\varepsilon}(\underline{x}) = \underline{\underline{L}}[\underline{u}(\underline{x})] \equiv \underline{\underline{B}}\,\underline{u}^e$$

*Equazione 5*

$L$ è la matrice degli operatori differenziali.

Nel caso dell'asta di lunghezza $l$ si ha:

$$\varepsilon_x(x) = \begin{bmatrix} -\frac{1}{l} & \frac{1}{l} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{bmatrix}$$

*Equazione 6*

il legame cinematico risulta essere uno sviluppo in serie al primo ordine delle deformazioni in termini di spostamenti, dunque, nella matrice degli operatori differenziali si ha la derivata prima. Per grandi deformazioni, invece, si ha una non-linearità e sarà presente il quadrato della derivata prima.

- Il legame costitutivo lega gli sforzi $\sigma$ e le deformazioni $\varepsilon$ è dato dalla seguente equazione:

$$\underline{\sigma} = \underline{\underline{D}}(x)\,\underline{\varepsilon}$$

*Equazione 7*

la matrice $D$ è una caratteristica del materiale e rappresenta il legame tra le componenti degli sforzi e delle deformazioni. Nel caso di un materiale isotropo, omogeneo, elastico e lineare, nell'esempio dell'asta monodimensionale, tale legame costitutivo è ridotto al *modulo di Young* del materiale, indicato nell'equazione dalla costante di proporzionalità $E$:

$$\sigma_x = E\,\varepsilon_x$$

*Equazione 8*

Nei casi in cui il legame costitutivo risulta essere non lineare e non elastico, è necessaria l'introduzione di un metodo iterativo per la risoluzione del sistema di equazioni, in quanto la matrice $D$, cambiando continuamente con le deformazioni, deve essere aggiornata.

### 3. *Creazione delle matrici degli elementi*

La condizione di equilibrio in cui si trova ogni elemento col sistema di forze esterne, è espressa dalla seguente equazione:

$$\underline{\underline{K}}^e \underline{u}^e + \underline{f}^e = 0$$

*Equazione 9*

$K^e$ è la matrice di rigidezza dell'elemento, mentre $f^e$ sono le forze nodali,

$$\underline{\underline{K}}^e = \int_V \underline{\underline{B}}^T \underline{\underline{D}}\,\underline{\underline{B}}\,dV$$

*Equazione 10*

L'*Equazione 10* è ottenuta da una condizione di stazionarietà dell'energia potenziale totale dell'elemento e, per un'asta di sezione $A$, diventa:

$$\underline{\underline{K}}^e = \left(\frac{EA}{l}\right)\begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix}$$

*Equazione 11*

Dall'*Equazione 11* si nota come i carichi di volume (*b*) e quelli di superficie (*t*) sono possibili fonti di non linearità, poiché possono dipendere dagli spostamenti (come ad esempio forze centrifughe nel caso di carichi di volume e contatti nel caso di carichi di superficie)

$$-f_e = \int_V \underline{\underline{N}}(x)^T \underline{b}\,dV + \int_S \underline{\underline{N}}(x)^T \underline{t}\,dS + \underline{F}$$

*Equazione 12*

$F$ sono i carichi concentrati. Nel caso di un'asta, alle sue estremità si hanno sono i carichi concentrati.

### 4. *Assemblaggio delle matrici*

Le matrici di rigidezza dei singoli elementi vengono assemblate tra loro, in modo da eliminare i gradi di libertà ridondanti dei nodi comuni tra gli elementi, ottenendo il seguente sistema di equazioni complessivo:

$$\underline{\underline{K}}\,\underline{u} + f = 0$$

*Equazione 13*

$K$ è la matrice di rigidezza del sistema.

### 5. *Risoluzione delle equazioni*

Al fine di risolvere il sistema di equazioni complessivo, si applicano le condizioni al contorno, come ad esempio forze applicate o spostamenti imposti, che vengono definiti nella fase di analisi dei requisiti del sistema:

$$\begin{bmatrix} \underline{\underline{K}}_{uu} & \underline{\underline{K}}_{us} \\ \underline{\underline{K}}_{su} & \underline{\underline{K}}_{ss} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \underline{u}_u \\ \underline{u}_s \end{bmatrix} = -\begin{bmatrix} \underline{f}_a \\ \underline{f}_r \end{bmatrix}$$

*Equazione 14*

Il pedice $a$ è relativo alle forze applicate e il pedice $r$ alle reazioni vincolari, mentre $uu$ sono gli spostamenti incogniti e $us$ sono quelli assegnati.

Risolvendo rispetto ad $uu$ e $f_r$ si ottengono le seguenti equazioni:

$$\underline{u}_u = -\underline{\underline{K}}_{uu}^{-1}(\underline{f}_a + \underline{\underline{K}}_{us}\underline{u}_s)$$

*Equazione 15*

$$\underline{f}_r = -(\underline{\underline{K}}_{su}\underline{u}_u + \underline{\underline{K}}_{ss}\underline{u}_s)$$

*Equazione 16*

Si nota come la soluzione del sistema di equazioni risulti influenzato sia dalle condizioni al contorno, che dalla matrice di rigidezza e, se uno dei due o entrambi dipendessero dagli spostamenti $u$, per risolverlo, sarebbe necessario ricorrere ad un metodo iterativo.

### 6. *Calcolo degli sforzi e delle deformazioni*

Una volta calcolati gli spostamenti, questi vengono inseriti nel legame cinematico e costitutivo (step 2), in modo da determinare il valore degli sforzi e delle deformazioni.

# 2 Complesso Temporo-Mandibolare

## 2.1 Osso mandibolare

L'osso è il principale tessuto strutturale del sistema scheletrico. Le ossa hanno forma diversa in base alla specifica funzione svolta, esse forniscono supporto e struttura all'organismo dei vertebrati, ne consentono la mobilità e proteggono i diversi organi. Sono tessuti complessi, composti da cellule viventi, matrice organica (principalmente collagene) e minerali (sali di calcio e fosfato, principalmente idrossiapatite). Il collagene è una proteina fibrosa, che fornisce all'osso flessibilità e resistenza alla trazione, mentre i componenti minerali assicurano la sua resistenza alla compressione. Il calcio è considerato cemento osseo e ha la funzione di renderlo più forte [ (Petchey, 2012), (Wang, 2003), (Keaveny, Morgan, & Yeh, 2003)].L'osso è in grado di rimodellarsi costantemente, adattandosi dinamicamente ai cambiamenti del suo ambiente, questo grazie alla presenza degli osteoblasti, che sono cellule ossee specializzate nella sintesi ossea, e degli osteoclasti, i quali sono responsabili del riassorbimento osseo. L' attività di queste cellule è poi controllata dagli osteociti, ossia le cellule di meccanosensibilità dell'osso.

Le ossa sono costituide per il 30% da composti organici, per il 60% da idrossiapatite minerale inorganica e per il 10% da acqua, che è un determinante molto importante del comportamento meccanico dell'osso (Currey, 2002).

A seconda dell'orientamento delle fibre di collagene, si possono distinguere due tipi di osso: osso lamellare (osso corticale) e non lamellare (osso trabecolare o spongioso) [ (Petchey, 2012), (Smith, 1983)] (vedi *Figura 5*).

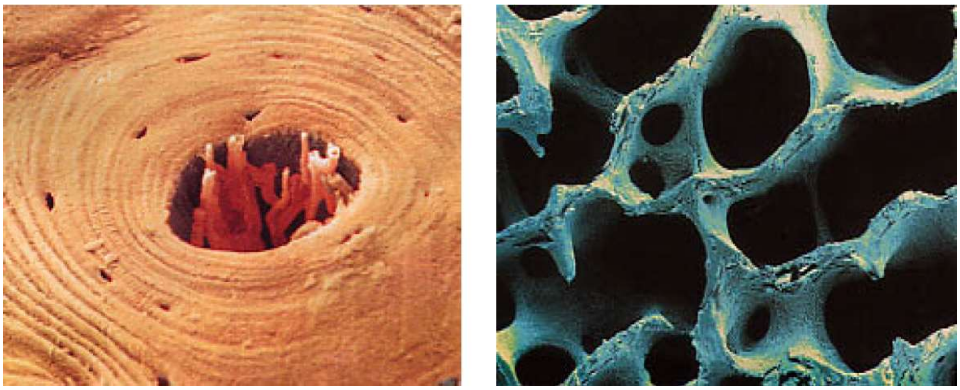


*Figura 5 Osso corticale (a sinistra), Osso trabecolare (a destra) (M. A. K. Liebschner, 2003)*

L'osso ha una struttura complessa organizzata secondo cinque livelli gerarchici differenti, come si vede in *Figura 6* (Rho, Kuhn-Spearing, & Zioupos, 1998):

1. Macrostruttura: osso spongioso e corticale;
2. Microstruttura ($10 - 500\ \mu m$): sistemi Haversiani, osteoni, singole trabecole;
3. Sottostruttura ($1 - 10\ \mu m$): lamelle;
4. Nanostruttura ($0.1 - 1\ \mu m$): collagene fibrillare e minerale incorporato; e

5. Sub-nanostruttura ($10^{-3}\mu m$): struttura molecolare degli elementi costitutivi, come proteine organiche minerali, collagene e non collagene.

Questa struttura gerarchica, rende il materiale osseo eterogeneo e anisotropo [ (Rho, Kuhn-Spearing, & Zioupos, 1998), (Fratzl & Weinkamer, 2007), (Keaveny, Morgan, & Yeh, 2003), (Taton, 2001)].

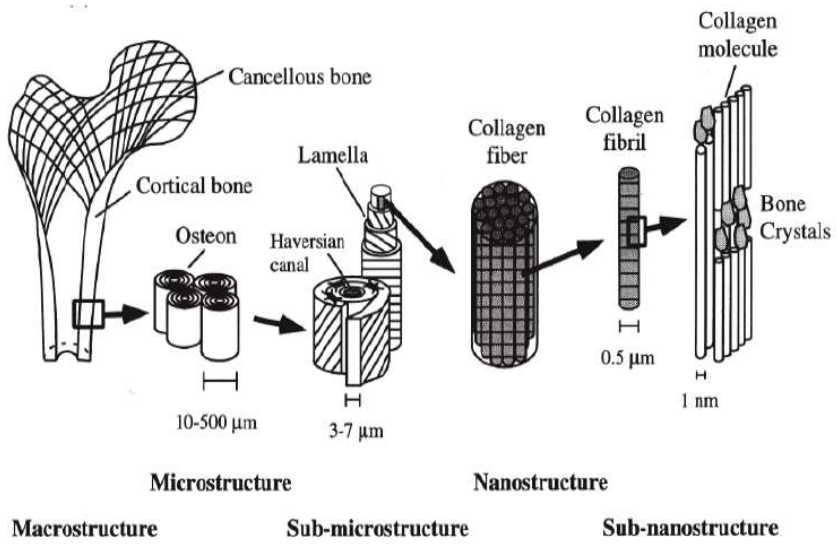



*Figura 6 Organizzazione strutturale gerarchica dell'osso (Rho, Kuhn-Spearing, & Zioupos, 1998)*

- A livello macrostrutturale, si ha la classificazione dell'osso come corticale (o compatto) oppure spongioso (o trabecolare). Entrambe i tipi possono essere facilmente distinti per il loro grado di porosità e di densità, sebbene una differenziazione più precisa si può ottenere dalla valutazione istologica della microstruttura dei tessuti (Cefalì G., 2012).
  Il tessuto osseo corticale appare come una massa solida, densa, con la presenza esclusivamente di microscopici canali, priva di cavità macroscopicamente evidenti e con una bassa porosità (5-10%), più denso rispetto all'osso trabecolare, il quale presenta una porosità che varia tra 45-95%"[ (Cescotto), (Keaveny, Morgan, & Yeh, 2003)], dotato di travate ossee, dette trabecole, orientate in varie direzioni e intersecate tra loro, e delimitanti cavità, le cavità midollari, che in vivo sono ripiene di midollo osseo ematopoietico. L'osso spongioso è molto più attivo metabolicamente ed è sottoposto a processi di rimodellamento più frequenti, risultando così in media più giovane rispetto all'osso corticale [ (Bedini, 2009), (Cefalì G., 2012)].
  L'osso corticale è formato da diversi fasci di lamelle di collagene mineralizzate affiancate e allineate tra loro, mentre l'osso trabecolare è formato da una rete di trabecole interconnesse tra loro a formare una struttura tridimensionale e gli spazi delimitati da queste, sono generalmente chiamati cavità midollari [ (Ambrosi, 2006), (Cefalì G., 2012)].
  L'osso corticale è la zona più esterna dell'osso, e può raggiungere uno spessore compreso tra diversi decimi di millimetro (nelle vertebre) e diversi millimetri o addirittura centimetri (nel fusto medio delle ossa lunghe), mentre la regione più interna di osso trabecolare, presenta uno spessore delle trabecole abbastanza costante, con valori compresi tra uno e trecento micrometri [ (Bandyopadhyay-Ghosh, 2008), (Keaveny, Morgan, & Yeh, 2003)].

- A livello microstrutturale, l'osso corticale è costituito da fibre di collagene mineralizzato a loro volta organizzate in laminati chiamati lamelle, spesse dai $3\ ai\ 7\ \mu m$, le quali possono formare osso lamellare (o osteonale) quando si organizzano in strati concentrici di circa 3-8 lamelle intorno ad un canale centrale in una struttura chiamata osteone. L'osteone è caratterizzato da una struttura cilindrica il cui diametro varia tra $100 - 500\ \mu m$ ed è attraversato assialmente per tutta la sua lunghezza dal canale di Havers, che permette il passaggio di vasi sanguigni e terminazioni nervose. L'osso trabecolare, invece, è costituito da una rete di trabecole variamente orientate ed intrecciate tra loro a delimitare numerose cavità intercomunicanti. L'orientamento delle trabecole all'interno del tessuto osseo spugnoso lamellare non è affatto casuale bensì esse si dispongono nello spazio secondo le linee di forza che vengono esercitate sul tessuto dalle sollecitazioni meccaniche alle quali esso è sottoposto. Una trabecola presenta un diametro di circa $5 - 30\ \mu m$ [ (Rho J. Y., 1999), (Cefalì G., 2012)].

- Sulla scala sub-microstrutturale, le lamelle ossee sono spesse $3 - 7\ \mu m$, ma la disposizione e l'orientamento delle fibre di collagene mineralizzate negli strati che costituiscono una lamella sono ancora in discussione, in particolare nel caso di osso lamellare. L'idea più comune riguardo la disposizione delle fibre di collagene nell'osso lamellare è che esse si trovino in strati paralleli all'interno di ogni lamella, con una variazione di orientamento delle fibre da un livello all'altro [ (Gebhardt W., 1906); (Giraud-Guille, 1988), (Weiner, 1997), (Cefalì G., 2012)].

- A livello nanostrutturale, invece, le strutture più importanti che si osservano sono le fibre di collagene. Le molecole di collagene si ritrovano circondate e allo stesso tempo compenetrate dai cristalli di idrossiapatite, formando così dei compositi che vengono comunemente chiamati fibre di collagene mineralizzato [ (Franzoso G., 2008), (Cefalì G., 2012)]. Le fibre sono rappresentate per la quasi totalità da molecole di collagene, principalmente di tipo I. Il collagene dell'osso possiede un elevato numero di legami crociati che tengono unite le singole molecole di tropocollagene. Le microfibrille di collagene si aggregano a formare fibre di collagene di spessore rilevante [ (Bedini, 2009), (Cefalì G., 2012)].

- A livello sub nanostrutturale, si ha la struttura molecolare degli elementi costitutivi, ossia delle molecole di collagene e dei cristalli minerali di idrossiapatite. I cristalli appiattiti di apatite sono presenti all'interno degli interspazi tra le fibrille di collagene, che limitano così un eventuale crescita eccessiva dei cristalli, costringendoli ad essere di dimensione contenuta e discontinui. Questi crescono con un orientamento specifico, in modo che l'asse principale dei cristalli sia il più possibile parallelo agli assi lunghi delle fibrille di collagene. Le dimensioni medie dei cristalli appiattiti sono $50x25\ nm$, mentre lo spessore è circa di $2 - 3\ nm$ [Kuhn-Spearing et al., 1996; Landis, 1995; Ziv and Weiner, 1994]. La componente principale della matrice organica è il collagene di tipo I.

In *Figura 7* si una rappresentazione grafica della struttura del tessuto osseo appena descritta.

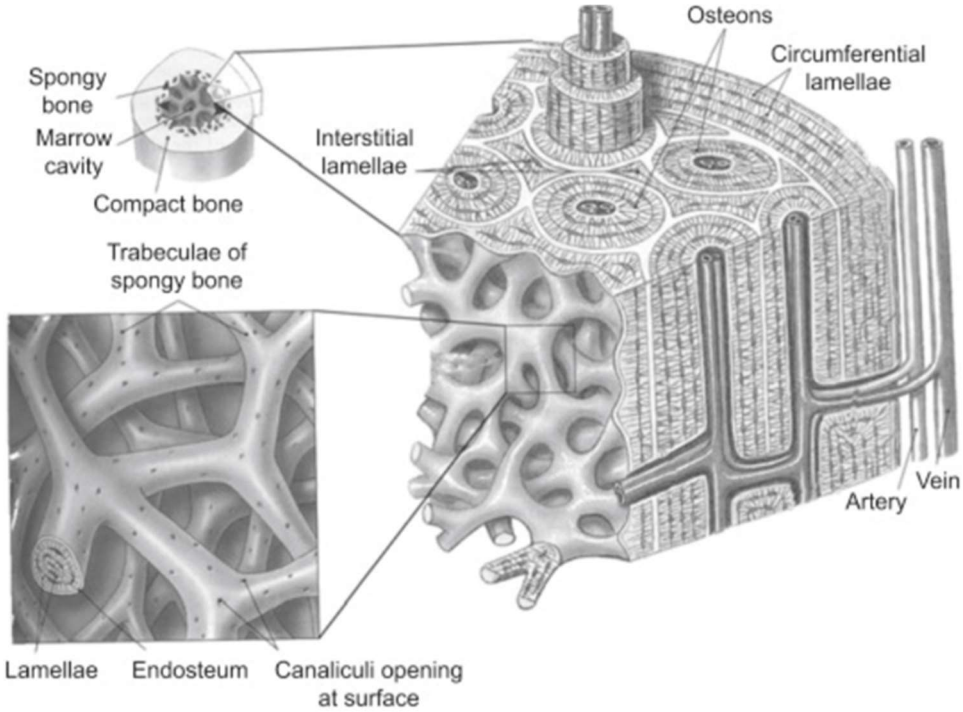



*Figura 7 Struttura del tessuto osseo[ (Martini FH., 1989) (Damien Lacroix, 2019)]*

Nelle *Figure 8* e *9*, è possibile apprezzare la distribuzione delle diverse regioni di osso corticale, trabecolare e alveolare della mandibola. L'osso corticale costituisce il layer superficiale, più esterno dell'osso mandibolare, l'osso trabecolare occupa la regione interna del corpo della mandibola e l'osso alveolare si ha in prossimità dell'arcata dentale, ospita le radici dentali.

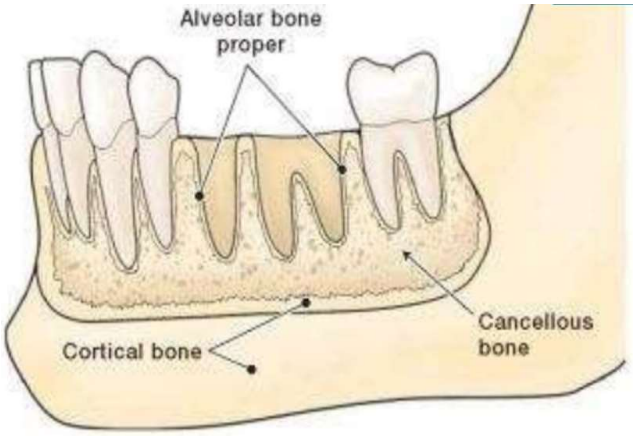



*Figura 8 Osso corticale, trabecolare e alveolare della mandibola (htt)*

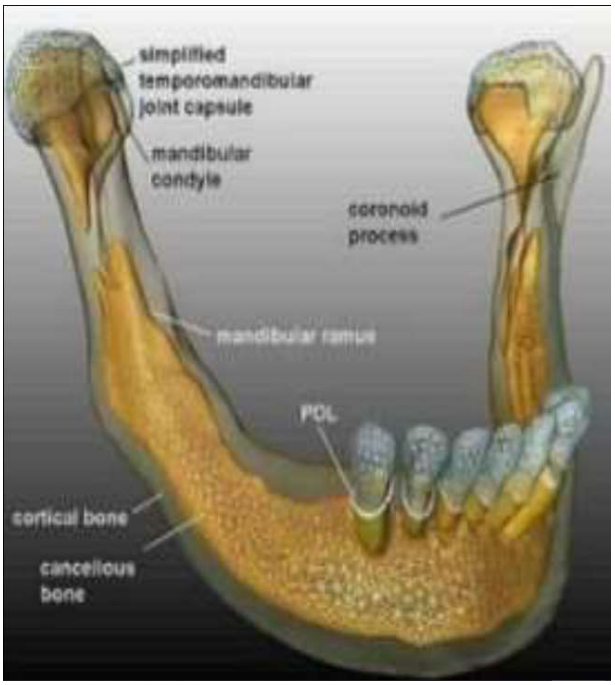



*Figura 9 Vista della regione di osso trabecolare della mandibola (Surbhi Kapoor)*

## *2.1.1 Anatomia della mandibola*

La mandibola, è un osso piatto dello scheletro umano, il più grande e robusto dello splancocranio. Si presenta con una forma che ricorda la staffa di ferro di cavallo, convessa anteriormente. È l'unico osso mobile cranio e, ospita l'arcata dentale inferiore, per questi motivi, risulta fondamentale per la masticazione. La mandibola è composta da 2 emimandibole unite sulla linea mediana da una sinfisi verticale, le quali si fondono per formare un unico osso all'età di 2 anni. Ogni emimandibola è composta da un corpo orizzontale, chiamato corpo, e da un'estensione verticale posteriore, chiamato ramo (Jahan-Parwar & MD, 2013).

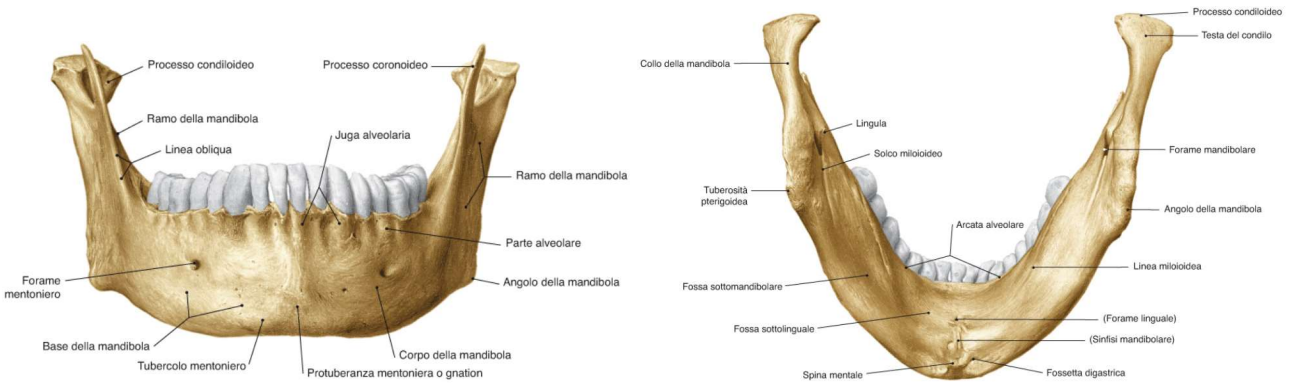



*Figura 10 anatomia della mandibola (Medicina247, s.d.)*

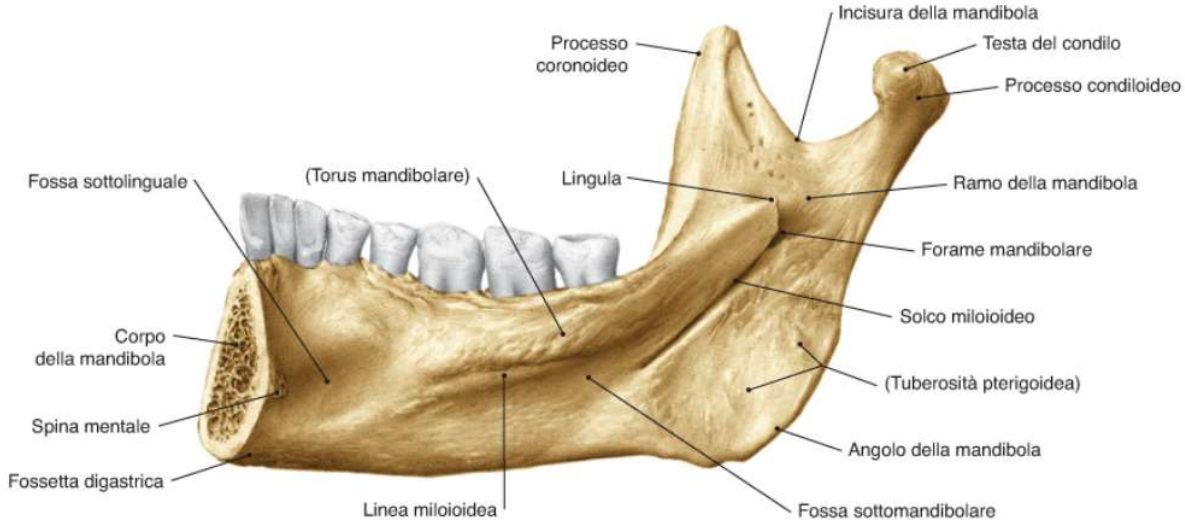



*Figura 11 Sezione trasversale della mandibola (Medicina247, s.d.)*

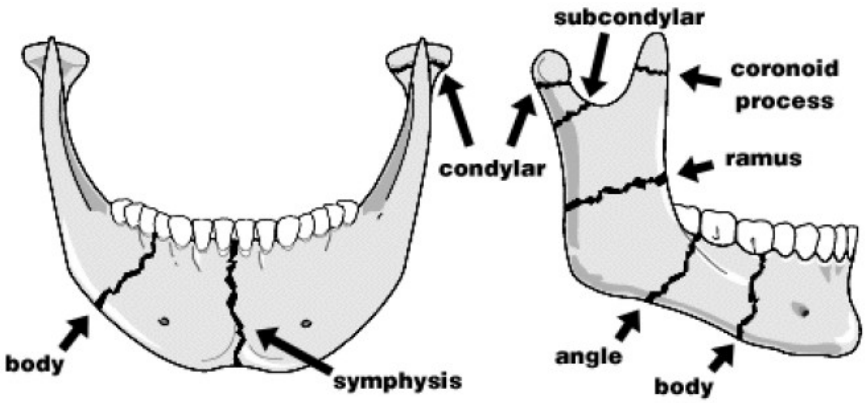



*Figura 12 Anatomia della mandibola [Most, Sam P.; MD (2013): Fractures of the Jaw and Face. Available online at http://www.merckmanuals.com/home/injuries-and-poisoning/facial-injuries/fractures-of-the-jaw-and-face]*

## *2.1.2 Proprietà meccaniche dell'osso mandibolare*

In questo paragrafo verranno discusse le proprietà meccaniche che caratterizzano l'osso mandibolare. Ciò permette di identificare i diversi comportamenti dell'osso sotto stress e carichi. La mandibola viene considerata come una struttura rigida, in cui la deformazione viene trascurata, ma a causa del fattore di stress esterno, vengono introdotte alcune sollecitazioni e deformazioni, le cui distribuzioni e intervalli di valori dipendono dalla natura del carico esterno, dalle proprietà del materiale e dalla geometria della mandibola, inclusa la distribuzione del tessuto osseo (Van Eijden, 2000). I dati ottenuti sperimentalmente, dipendono da diversi fattori, come la tecnica di misura utilizzata(velocità di deformazione, supporti), il metodo di estrazione, la tecnica di conservazione e preparazione del campione e da fattori fisiologici, che risultano determinanti, come ad esempio la specie, la posizione anatomica, l'età, il sesso ed eventuali malattie del donatore, che possono influenzare ad esempio la densità, la porosità e il contenuto di minerali del campione (come avviene ad esempio nel caso di osteoporosi, patologia del tessuto osseo che comporta una riduzione della

massa ossea e un deterioramento della microarchitettura del tessuto, conducendo ad una aumentata fragilità dello scheletro, e al conseguente aumento del rischio di fratture (Ministero della Salute)).

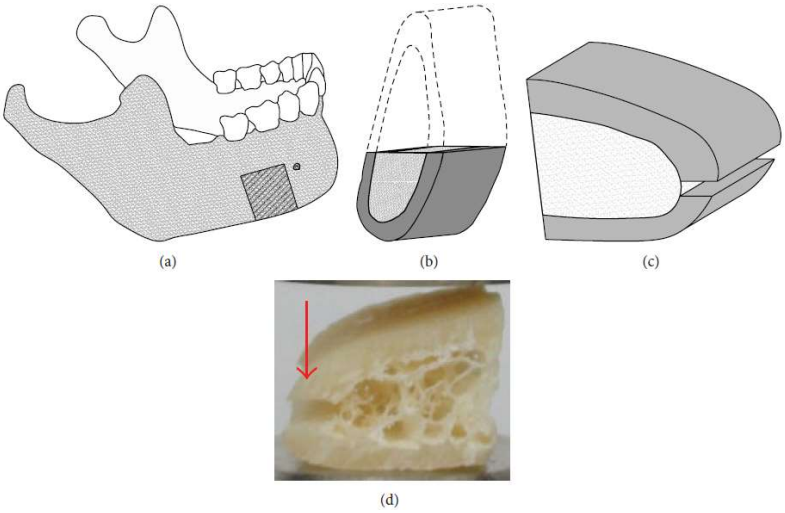



*Figura 13 Posizione dei campioni ossei (a), vista trasversale dei campioni (b,c), campione reale di osso mandibolare (d) (Éva Lakatos, 2014)*

A seconda di come viene applicato, un carico può essere classificato come causa di sollecitazione di trazione, compressione o taglio, come si vede in *Figura 14*. La sollecitazione di compressione comporta come deformazione primaria una diminuzione dell'altezza del provino e come deformazione secondaria un aumento della sezione trasversale, mentre la sollecitazione di trazione comporta un aumento dell'altezza come deformazione primaria e una diminuzione, un assottigliamento, della sezione trasversale. Infine, in presenza di taglio si verifica il movimento in parallero di una regione ossea, rispetto ad una regione adiacente (R. C. W. Wong, 2009).

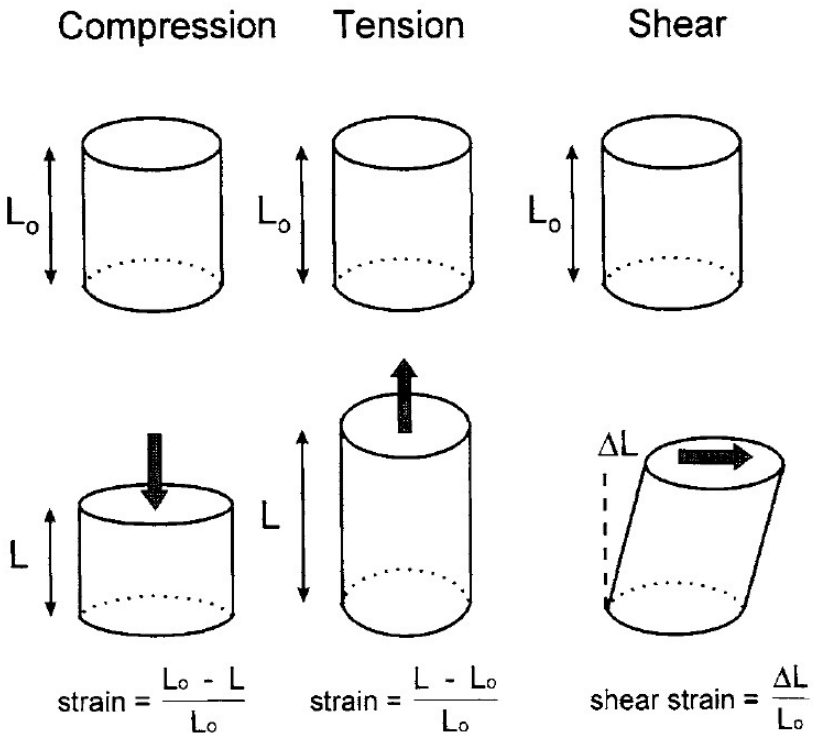



*Figura 14 Deformazioni subite dai campioni ossei nel caso di compressione, trazione e taglio (T.M.G.J. van Erijden, 2000)*

La relazione tensione-deformazione del tessuto osseo e di un materiale in generale, può essere descritta da una curva sforzo-deformazione (*Figura 15*). Le deformazioni subite dal materiale, che delimita le regioni di deformazione elastica e plastica. Nella regione elastica, gli stress generano sul materiale delle deformazioni di tipo elastico, dunque una volta cessata la sollecitazione, l'osso tornerà alla sua forma iniziale, che aveva prima dell'applicazione del carico, mentre nella regione plastica si avrà una deformazione permanente, ossia a seguito della cessazione del carico, verrà recuperata la dimensione originale solo parzialmente. Il punto di separazione tra la zona di deformazione elastica e quella di deformazione plastica è detto limite di snervamento, oltre il quale gli stress applicati danneggeranno il tessuto osseo. Lo yield strength è la massima forza sopportata dal tessuto, mentre la forza ultima è la sollecitazione che comporterà la rottura dell'osso, dunque la frattura; solitamente tali valori nell'osso coindidono. Il valore della resistenza ultima dell'osso dipende dal tipo di sollecitazione subita, variando anche in base alla direzione e alla posizione, in particolare, la tensione ultima (assoluta) di compressione del tessuto osseo, è superiore a quella di trazione e di taglio, dunque l'osso risulta più debole nel taglio e nella tensione che nella compressione [ (T.M.G.J. van Erijden, 2000), (Bell F.)]. Ad esempio, lo sforzo di taglio finale per l'osso corticale femorale in direzione longitudinale è riferito a 67 MPa, mentre il suo sforzo di trazione finale è di 135 MPa e il suo sforzo di compressione finale è di 205 MPa (Reilly e Burstein, 1975).

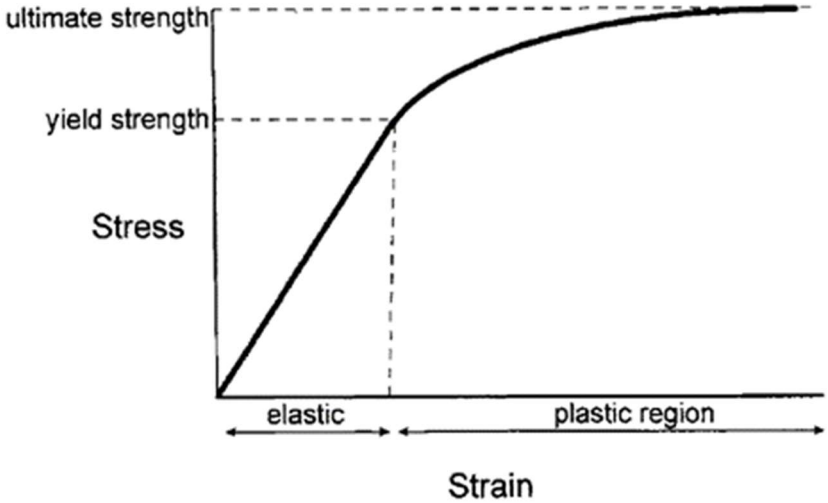


*Figura 15 Curva sforzo-deformazione (T.M.G.J. van Erijden, 2000)*

Dal grafico sforzo-deformazione dell'osso trabecolare e corticale (*Figura 16*), si nota come l'osso corticale sia caratterizzato da un comportamento fragile e presenta un valore basso di ultima deformazione, mentre l'osso trabecolare ha una deformazione finale maggiore, dunque si deforma di più prima di arrivare a rottura e ha una rigidezza inferiore. L'osso trabecolare resiste a carichi molto più bassi rispetto all'osso corticale, con valori che variano tra 1 e 20 MPa e sono fortemente dipendenti dall'orientamento trabecolare e dalla densità apparente (Turner, 1989).

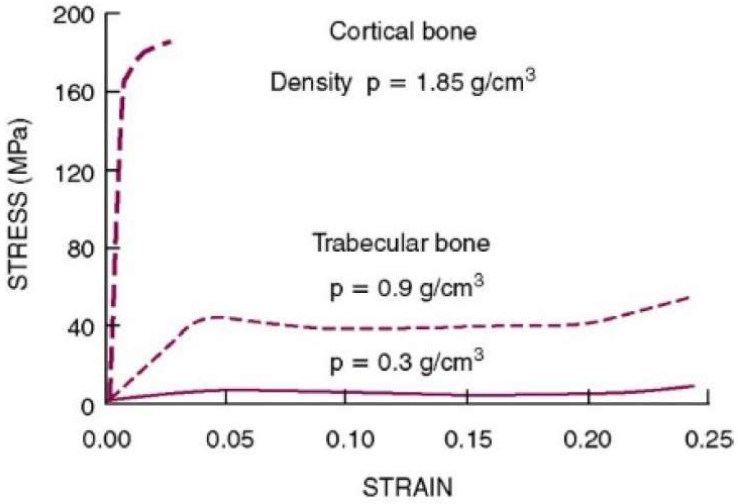



*Figura 16 Curva sforzo-deformazione dell'osso corticale e trabecolare (Biomechanics of Fractures, 2014)*

La relazione tra un carico applicato all'osso e la deformazione risultante all'interno dell'intervallo elastico è descritta dalle costanti elastiche del materiale osseo (modulo elastico, modulo di taglio e rapporto di Poisson). Quando il valore di tali proprietà è diverso nelle varie direzioni, un materiale si definisce anisotropo, mentre se non cambia, si dice isotropo. L'osso viene considerato un materiale ortotropo, in quanto tali proprietà differiscono in ciascuna delle tre direzioni perpendicolari; in alcuni casi, viene considerato trasversalmente isotropo, ossia con proprietà uguali in due delle tre direzioni. (T.M.G.J. van Erijden, 2000)

### *2.1.2.1 Modulo di Young*

Il modulo di Young ($E$) è una misura della capacità del tessuto osseo di resistere alla deformazione nella direzione del carico applicato e rappresenta la pendenza della retta relativa alla deformazione elastica della curva sforzo-deformazione del materiale. È definito come:

$$E = \sigma / \varepsilon \qquad \textit{Equazione 17}$$

in cui $\sigma$ rappresenta la tensione e $\varepsilon$ la deformazione.

Per quanto riguarda il modulo di Young relativo all'osso corticale mandibolare, Schwartz-Dabney, tramite la tecnica delle velocità ultrasoniche ha riscontrato che il suo intervallo era 12,7-22,8 GPA con un valore medio di 17,9 GPA (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003). Risultati simili, sono stati ottenuti anche da Ashman, Dechow, Erkmen e Verplancke [ (Ashman & van Buskirk, 1987) (Dechow, Nail, Schwartz-Dabney, & Ashman, 1993) (Erkmen, Simşek, Yücel, & Kurt, 2005) (Verplancke, Waele, & Bruyn, 2011)]. L'osso corticale più rigido si trova nella parte del ramo, con range 11,2 -29,8 GPA con valore medio 20,5 GPA [ (Erkmen, Simşek, Yücel, & Kurt, 2005) (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003)]. Sono stati trovati alcuni risultati diversi per il modulo elastico dell'osso corticale [ (Maurer, Knoll, & Schubert, 2003) (Odin, Savoldelli, Bouchard, & Tillier, 2010)]. Il corpo ha un modulo elastico intermedio della corticale compreso tra 11,6-26,2 GPA con un valore medio di 18,9 GPA [ (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003) (Verplancke, Waele, & Bruyn, 2011)] e sinfisi con intervallo minimo di rigidità 11-22,8 GPA con un valore medio di 16,9 GPA.

Si può concludere che il modulo elastico dell'osso corticale aumenta dalla zona anteriore della mandibola, andando verso il ramo, mentre il contrario si ha per l'osso trabecolare, in cui aumenta verso la sinfisi, come si nota in *Figura 18*, in cui sono riportati i valori dei moduli elastici delle varie regioni mandibolari individuate da Misch, Qu e Bidez nel 1999; in questo studio sono state individuare diverse regioni mandibolari (*Figura 17*), in base alla variazione regionale delle proprietà meccaniche caratterizzanti l'osso mandibolare. Tali regioni sono:

- Regione 1: sinfisi mandibolare
- Regione 2: regione premolare del corpo mandibolare
- Regione 3: regione molare del corpo mandibolare
- Regione 4: rami mandibolari

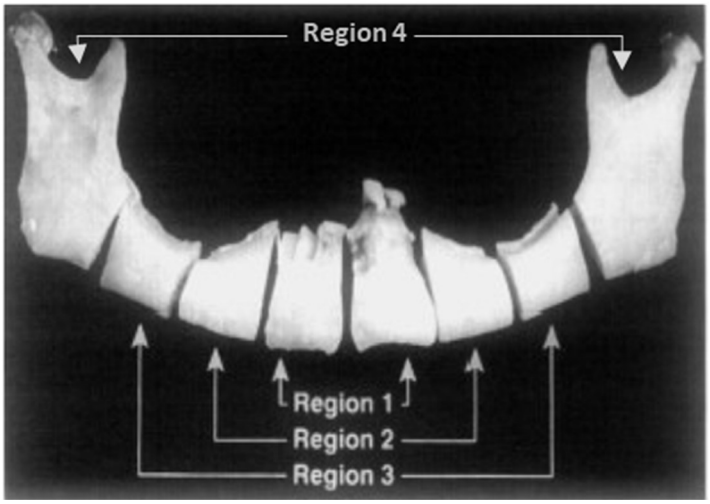



*Figura 17 Suddivisione della mandibola secondo Misch (Misch, Qu, & Bidez, 1999)*

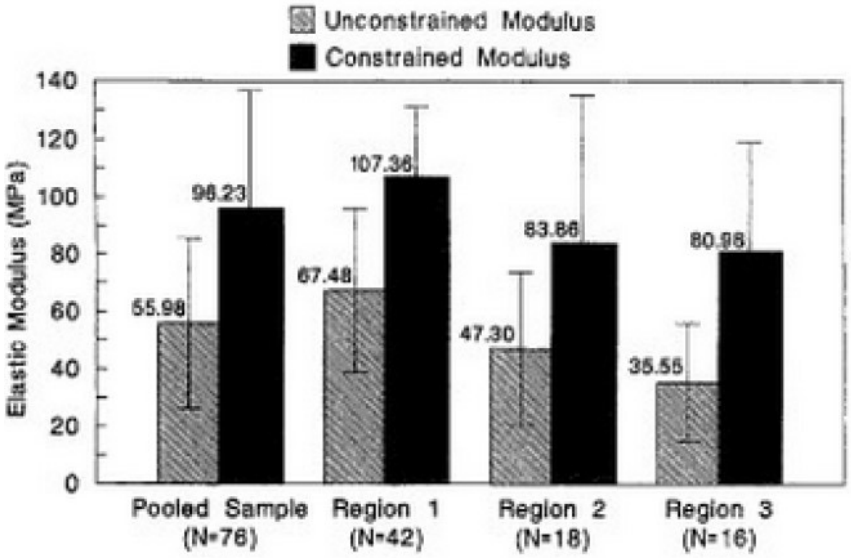



*Figura 18 Valore del modulo elastico nelle diverse regioni mandibolari (Misch, Qu, & Bidez, 1999)*

L'osso trabecolare, come accennato precedentemente, si presenta meno denso dell'osso corticale (Cescotto) e, le sue proprietà meccaniche dipendono fortemente dalla struttura e dalla sua densità apparente [ (Hodgskinson & Currey, 1990), (Van Eijden, 2000), (Carter & Hayes, 1977)]; in particolare, l'osso risulta più rigido nella direzione in cui sono allineate le trabecole [ (Giesen, 2002), (Van Eijden, 2000)]. Inoltre, il modulo elastico dell'osso trabecolare può variare con ampi intervalli a seconda dell'architettura ossea, del tipo di carico, della densità trabecolare e dell'orientamento (Van Eijden, 2000). Nello studio condotto da Misch, Qu e Bidez, si nota come le proprietà dell'osso trabecolare siano influenzate dalla presenza del layer di osso corticale; sono stati effettuati test di compressione su campioni cilindrici di mandibola di cadaveri e, i campioni coperti dallo strato corticale hanno prodotto un modulo di Young di 24,9-240 MPa (media: 96,2 MPa, variazione standard: 40,6 MPa), mentre gli altri con superficie lavorata hanno fornito 3,5-125,6 MPa (media: 56,0 MPa, variazione standard: 29.6MPa) (Misch, Qu, & Bidez, 1999).
O'Mahony, William, Katz e Spencer (A. M. O'Mahony, 2000) hanno condotto, invece, test di compressione su sette campioni di osso trabecolare mandibolare, di un singolo cadavere, prelevati in tre direzioni anatomicamente caratteristiche: inferiore (verticale), buccolinguale (orizzontale, perpendicolare all'arco della mandibola) e mesiodistale (orizzontale, nella direzione dell'arco della mandibola) e conservati tramite congelamento; ottenendo i seguenti valori del modulo di Young nelle tre direzioni, rispettivamente:114, 511 e 907 MPa. Misch e O'Mahony si sono concentrati sulla parte arcuata e di interesse implantologico (corpo mandibolare) della mandibola, mentre van Eijden (T. M. G. J. van Eijden, 2004) ha prelevato campioni di osso trabecolare dalla parte condilare della mandibola, i campioni sono stati conservati mediante imbalsamazione e testati sotto compressione in direzione orizzontale e verticale, ottenendo valori del modulo di Young pari a 438MPa e 157MPa rispettivamente.
Dunque non esiste una tecnica di misurazione standard per le proprietà meccaniche dei tessuti biologici come si ha invece in caso di materiali artificiali (Éva Lakatos, 2014).

### *2.1.2.2 Modulo di Taglio*

Il modulo di taglio ($G$) è una misura della capacità dell'osso di resistere allo sforzo di taglio in un particolare piano e tende ad essere da 1/3 a 1/2 del valore del modulo di Young *(R. C. W. Wong, 2009)*. Il modulo di taglio è definito come:

$$G = \frac{\tau}{\gamma}$$ *Equazione 18*

in cui $\tau$ rappresenta lo shear stress e $\gamma$ lo shear strain (Hayes WC., 1991).

### *2.1.2.3 Coefficiente di Poisson*

Il coefficiente di Poisson è una misura della capacità di una struttura di resistere alla deformazione in una direzione perpendicolare al carico applicato, ed è definito come:

$$\nu = \frac{\varepsilon_y}{\varepsilon_x}$$ *Equazione 19*

in cui $\mathcal{E}_y$ è la deformazione secondaria ed $\mathcal{E}_x$ la deformazione primaria.

### *2.1.2.4 Densità*

Il principio di Archimede è stato utilizzato per misurare la densità apparente ossea utilizzando campioni ossei, che contengono ossa sia corticali che trabecolari. La densità apparente della mandibola è stata misurata in $1{,}18\ g/cm^3$ (Seong, et al., 2009). La densità apparente varia da $1{,}85$ a $2{,}0\ g/cm^3$ per l'osso corticale e da $0{,}33$ a $0{,}55\ g/cm^3$ per l'osso trabecolare [ (A. M. O'Mahony, 2000), (Giesen, 2002), (Seong, et al., 2009)].
Per le ossa trabecolari con midollo osseo, è stato trovato un intervallo più elevato da $0{,}85$ a $1{,}53\ g/cm^3$ [ (Misch, Qu, & Bidez, 1999), (Seong, et al., 2009), (Mazess, 1983)]. La densità apparente nella mandibola umana anteriore è superiore a quella della mandibola posteriore poiché il momento flettente laterale aumenta da posteriore ad anteriore e raggiunge la sua massima grandezza vicino alla sinfisi [ (Kingsmill, Boyde, & A., 1998), (Seong, et al., 2009), (Van Eijden, 2000)]. Inoltre, Blok ha suggerito che le forze nella regione anteriore sono principalmente orientate in una direzione mentre nella regione posteriore le forze provenienti da due o più direzioni hanno un'influenza sulla morfologia trabecolare.
Inoltre anche l'età del soggetto influisce sulla densità, in particolare all'aumentare dell'età si ha una diminuzione dell'area della sezione trasversale e un aumento della porosità ossea e della densità (contrariamente a quanto si potrebbe immaginare) secondo lo studio di Kingsmill e Boyde (Kingsmill, Boyde, & A., 1998).

### 2.1.4.1 Classificazione della densità ossea

La classificazione secondo Lekholm&zarb (1985) distingue 4 tipologie di osso mascellare, sulla base dell'analisi della qualità ossea in pazienti edentuli, effettuata tramite valutazioni radiografiche:

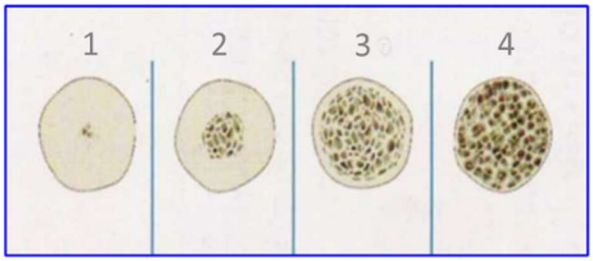



*Figura 19 Classificazione della densità ossea secondo Lekholm&zarb (1985)*

- Osso di Tipo 1: compatto e omogeneo, quasi esclusivamente corticale
- Osso di Tipo 2: corticale compatto con porzione trabecolare densa
- Osso di Tipo 3: corticale sottile con porzione trabecolare densa
- Osso di Tipo 4: corticale sottile con porzione trabecolare di bassa densità

Misch (1990) ha esteso la precedente classificazione a tutto il distretto cranio-facciale, sulla base delle caratteristiche microscopiche della componente corticale e trabecolare:

| | | |
|---|---|---|
| D1 | Dense cortical bone | Anterior mandible<br>Posterior mandible |
| D2 | Dense to porous cortical bone surrounding dense trabecular bone | Anterior mandible<br>Posterior mandible<br>Anterior maxilla |
| D3 | Thin porous cortical bone surrounding fine trabecular bone | Anterior maxilla<br>Posterior maxilla |
| D4 | Fine trabecular bone | Posterior maxilla |
| D5 | Immature, nonmineralized bone | |

*Figura 20 Classificazione della densità ossea secondo Misch (1990)*

- Tipo D1: corticale denso e scarso trabecolare
- Tipo D2: corticale spesso e trabecolare a maglie strette
- Tipo D3: corticale sottile e trabecolare trabecolare a maglie strette
- Tipo D4: corticale sottile e trabecolare a maglie larghe
- Tipo D5: osso immaturo e demineralizzato

D2, D3 e D4 sono le densità che si riscontrano più frequentemente all'interno della mandibola in condizioni fisiologiche. La tipologia D1 è presente nella regione sinfisaria in casi di elevata atrofia ossea ed è caratterizzata da una scarsa irrorazione ematica che rallenta notevolmente la rigenerazione ossea; l'applicazione di innesti o impianti in siti ossei di questo tipo non è consigliata. La densità D2 rappresenta la qualità ossea ottimale e generalmente si ha nel corpo mandibolare e nella zona frontale del mascellare; si riscontra in regioni parzialmente edentule in corrispondenza della regione sinfisaria e della regione premolare dei corpi mandibolari. L'osso di densità D3 è molto comune nella regione frontolaterale del mascellare e nel mandibolare laterale.
Ha caratteristiche simili all'osso di classe D2, ma con una vascolarizzazione della spongiosa inferiore. L'osso D4, nella mascella si trova distalmente nel 40% dei casi e anteriormente nel 10% dei casi mentre nella mandibola si può riscontrare distalmente in creste volumetricamente ben rappresentate (Acocella). Per osso D5 nella classificazione di Misch si intende l'osso immaturo.

## 2.2 Sangue vasi e nervi

Come ogni altra parte del corpo, la mascella è circondata da vasi sanguigni e nervi. I primi sono responsabili del trasportano del sangue ricco dei nutrienti necessari a svolgere le normali funzioni ai vari organi come muscoli e ossa. In particolare trasportano alle ossa, nuovo sangue dal midollo osseo. I nervi invece permettono la comunicazione tra il cervello e il resto del corpo, attraverso la trasmissione di impulsi elettrici. Tali impulsi comunicano ad esempio ai muscoli di contrarsi. Infine, le ossa, i muscoli e la pelle possono inviare segnali al cervello comunicando sensazioni di dolore, pressione ecc.. (Muftu, 2007).

## 2.3 Denti

I denti umani sono organi duri, deputati alla masticazione e al morso, essi si presentano in forme e dimensioni diverse in base al ruolo svolto durante la normale funzione della masticazione e della deglutizione.
Come visibile nell'immagine in seguente, i denti sono costituiti principalmente da tre zone:

- la corona, che si sviluppa al di fuori della gengiva
- la radice, la zona del dente che è impiantata all'interno dell'osso alveolare
- il colletto, il restringimento tra le due parti precedenti

Nell'immagine seguente si ha la sezione trasversale di un dente. Si apprezza la struttura dentaria, composta da: corona, colletto, radice, smalto, dentina, polpa, gengiva, cemento, osso, vaso sanguigno, nervo.

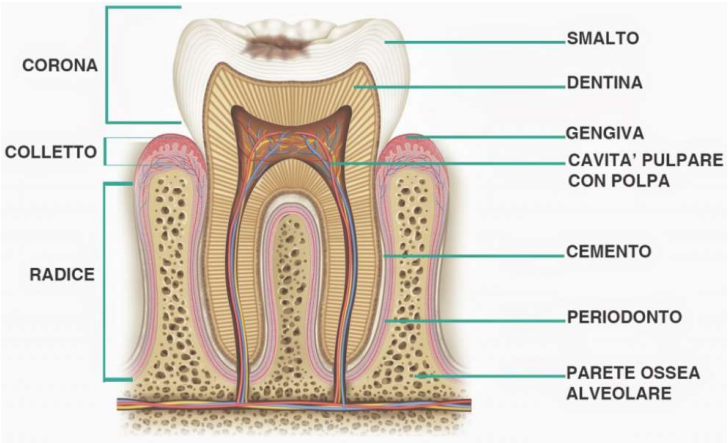



*Figura 21 Anatomia del dente (Polimed, Centro di Medicina Specialistica, s.d.)*

Come accennato prima, i denti si presentano con forme diverse, sia per la diversità delle corone che per il numero di radici. In particolare, la corona degli incisivi è piatta e tagliente, quella dei canini è a punta, mentre quella dei premolari e dei molari risulta appiattita con cuspidi che hanno la funzione di triturare il cibo. Per quanto riguarda le radici (la parte più ristretta del dente, ancorate nell'alveolo

dentale) invece, gli incisivi i canini e i premolari inferiori ne hanno solo una, mentre è doppia o tripla nei molari e nei premolari superiori. Internamente si ha la cavità pulpare contenente la polpa, altamente vascolarizzata e innervata. Attorno alla cavità pulpale si ha la dentina, a sua volta ricoperta da smalto. Lo smalto è duro ed è costituito per il 97-98% da sali organici, e rappresenta lo strato esterno del dente, cioè la parte visibile. L'estremità inferiore delle radici si presenta forata e attraverso tali fori i vasi sanguigni ed i nervi raggiungono la cavità pulpare. Infine, il colletto rappresenta il punto di passaggio tra la corona e la radice, è il tessuto di transizione attraverso il quale la mucosa forma la gengiva. (Polimed, Centro di Medicina Specialistica, s.d.)

In *Figura 22* si ha la nomenclatura relativa ai denti dell'arcata dentale inferiore e in *Figura 23* si ha una vista dall'alto di una mandibola umana, completa di gengive e arcata dentale.

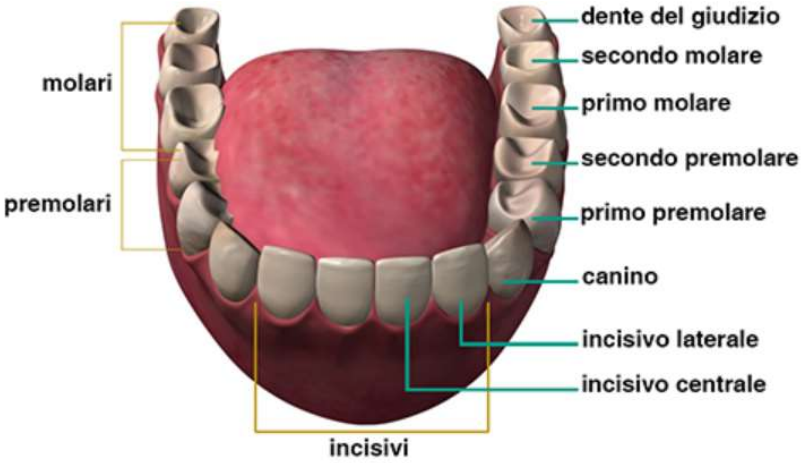



*Figura 22 Arcata dentale inferiore. (Polimed, Centro di Medicina Specialistica, s.d.)*

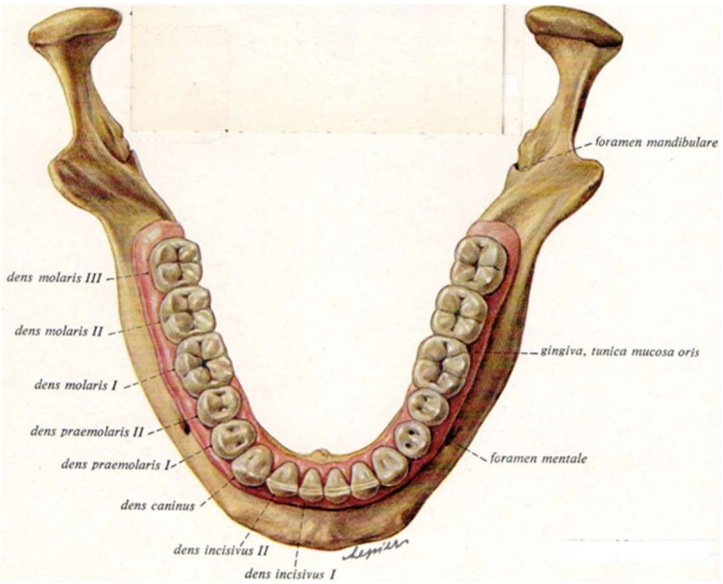



*Figura 23 Mandibola completa di gengive e arcata dentale (Tra Capo e Collo, s.d.)*

## *2.4 Legamenti accessori dell'ATM e capsula articolare*

I legamenti scheletrici, sono delle strutture che collegano le ossa delle articolazioni e hanno funzioni di stabilizzazione meccanica dei giunti, controllo e protezione dell'articolazione, limitano i movimenti non fisiologici dell'articolazione e ne riducono i gradi di libertà. Sono costituiti da bande intrecciate tra loro e hanno un aspetto bianco lucido; appaiono tesi o allentati a seconda della posizione dei segmenti ossei e delle forze applicate (Frank CB., 2004). Essi hanno anche un ruolo nella propriocezione articolare, aiutando a fornire una percezione cosciente riferita della posizione scheletrica. (Osteopathic Spine Center Education, s.d.)

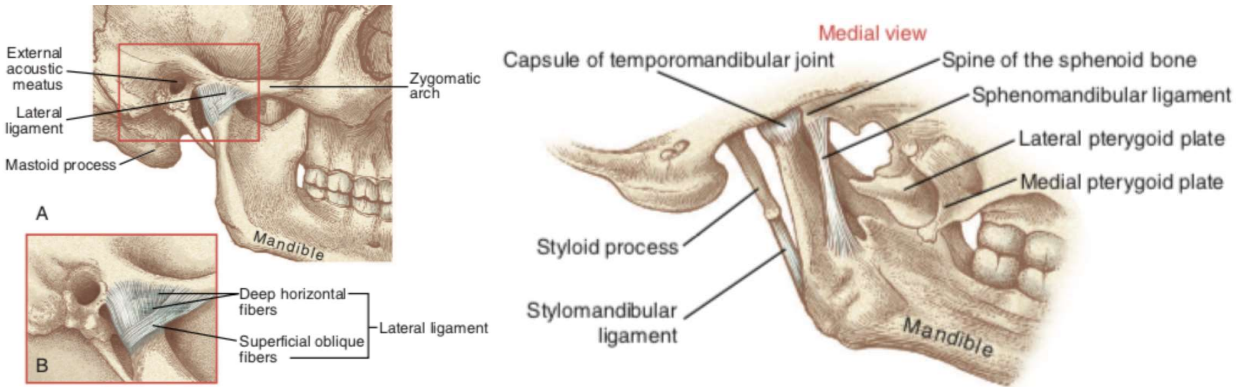



*Figura 24 Legamenti dell'ATM (HumanKinesi, 2020)*

Sono tessuti connettivi fibrosi, costituiti principalmente da fibre di collagene di tipo I e da elastina. Sono flessibili e deformabili con una deformazione limite elastica del 25%. (UniversitàRoma1)

A livello macroscopico risultano organizzati in cordoni o fasci di fibre con diametro, inserzione ossea ed orientamento spaziale diversi gli uni dagli altri, mentre microscopicamente sono costituiti da fibroblasti, fibrociti, collagene di tipo I, elastina, GAG, enzimi, glicoproteine e per il 70% da acqua. I fibroblasti presiedono alla sintesi della matrice extracellulare, quindi delle fibre di collagene ed elastina e dei proteoglicani. I fibrociti hanno l'asse maggiore orientato parallelamente ai fasci della matrice extracellulare e sono in numero superiore rispetto ai tendini, inoltre l'acqua trattenuta dai proteoglicani assicura resistenza alla compressione. Il movimento articolare produce un aumento di carico sul legamento con distensione iniziale della componente non fibrillare, a cui segue la distensione di un numero sempre crescente di fibre; a seguito dell'interruzione dello stress, il legamento ritorna al suo stato iniziale. Si comporta quindi come un ammortizzatore, inoltre se sottoposto a sollecitazioni ripetute e progressivamente crescenti si rinforza, ossia aumenta la resistenza alla rottura. I legamenti assicurano con la loro presenza il mantenimento di una pressione endoarticolare ideale per la lubrificazione della cartilagine ialina delle epifisi da parte del liquido sinoviale (S. Giannini, 2006).

Il legamento laterale (o temporo-mandibolare), insieme ai legamenti sfenomandibolare e stilomandibolare, costituiscono i legamenti accessori dell'articolazione temporo-mandibolare e, come tutti i legamenti accessori delle varie articolazioni del corpo, in condizioni fisiologiche aiutano a stabilizzare l'articolazione mantenendo la superficie articolare in un contatto anatomico ottimale. Il danneggiamento di uno qualsiasi di questi componenti può alterare la meccanica dell'ATM, influenzando i movimenti di apertura e chiusura della bocca, degenerando anche in condizioni patologiche (Osteopathic Spine Center Education, s.d.).

### *2.4.1 Legamento Sfenomandibolare*

Il legamento Sfenomandibolare è un fascio sottile ma robusto, disposto sul versante mediale dell'articolazione (all'interno). La sua inserzione avviene a livello della spina angolare dello sfenoide, portandosi poi verso il basso e ancorandosi sulla faccia interna della mandibola (più o meno sul prolungamento della linea dentale). L'ancoraggio avviene tramite una biforcazione del tessuto linguale (HumanKinesi, 2020). Questo legamento, insieme al legamento stilomandibolare sostengono e proteggono l'articolazione durante l'ampia escursione. Lo stiramento di questi legamenti è associato a disunità del disco articolare e del condilo, ipermobilità e lussazione temporo-mandibolare. Hanno una lunghezza che va dai 30 mm ai 34 mm e un inclinazione media di 50° rispetto all'asse del ramo mandibolare (Osteopathic Spine Center Education, s.d.). Questo legamento, pur essendo un legamento accessorio, ha una funzione di primaria importanza, poiché costituisce uno dei supporti passivi primari della mandibola, con l'inserzione lingulare che agisce come un'ancora. Si presenta rilassato quando la mandibola è in condizione di riposo, e rimane rilassato fin quando il condilo ruota contro la protuberanza articolare, senza lasciare la fossa articolare, mentre quando la bocca si apre, la prima parte è controllata dal legamento temporomandibolare; superati i primi 10° (l'inizio della traslazione), il legamento temporomandibolare perde il controllo del condilo e il legamento sfenomandibolare va in tensione. [ (Osborn JW.), (Osteopathic Spine Center Education, s.d.)]

### *2.4.2 Legamento Stilomandibolare*

Questo legamento viene considerato come un ispessimento della fascia cervicale profonda. Esso si estende dalle vicinanze dell'apice del processo stiloideo fino alla parte inferiore del ramo della mandibola, vicino all'angolo mandibolare. A differenza del legamento laterale, questi due legamenti sono mezzi di unione a distanza, ma nonostante questo hanno un ruolo importante nei movimenti di apertura e protrusione della mandibola. (HumanKinesi, 2020). Ha una lunghezza che va dai 20 mm ai 25 mm e un angolo medio di inclinazione rispetto al ramo mandibolare di 35° (Antonino Marco Cuccia D. C., 2011). Questo legamento si rilassa quando la mandibola si chiude e si apre massimamente, mentre va in tensione soprattutto durante i movimenti di protrusione, limitando l'avanzamento della mandibola (Alomar X).

### *2.4.3 Legamento Temporomandibolare*

Il legamento temporomandibolare ha un'inserzione ampia sul bordo inferiore del tubercolo del processo zigomatico, da questo punto le fibre si dirigono in basso unendosi a quelle della capsula articolare fino ad inserirsi poi sulla porzione laterale (fascio obliquo) e posteriore (fascio orizzontale) del collo mandibolare. Durante l'escursione mandibolare, questo legamento trattiene il condilo in stretto rapporto con il disco e con il tubercolo articolare (zigomatico), impedendo un distacco verticale e posteriore che porterebbe ad un'instabilità dell'ATM. (HumanKinesi, 2020) Questi legamenti dell'ATM sono delle strutture difficilmente separabili dalla capsula articolare (Dargaud J).

### *2.4.4 Capsula Articolare*

La capsula articolare è una strutttura fibroelastica di tessuto connettivo denso altamente vascolarizzato e innervato (Osteopathic Spine Center Education, s.d.), si presenta sottile e lassa e circonda le superfici articolari e il disco. La zona condilo-discale è caratterizzata da una capsula più rigida. (HumanKinesi, 2020). Lateralmente la capsula si inserisce al tubercolo zigomatica, al bordo laterale della fossa glenoide e tubercolo post-glenoideo, mentre medialmente si attacca al bordo mediale della fossa glenoidea. Posteriormente, invece, si attacca alla fessura petrotimpanica e si fonde con lo strato superiore della zona posteriore bilaminare. Inferiormente, si fissa al periostio del collo del condilo. L'ispessimento mediale e laterale della capsula rappresentano i legamenti collaterali. (Osteopathic Spine Center Education, s.d.)

## *2.5 Articolazione Temporo-Mandibolare*

L'articolazione temporo-mandibolare (ATM) è un'articolazione sinoviale che articola la mandibola al cranio, ed è costituita dal condilo mandibolare, dalla fossa mandibolare dell'osso temporale, dal disco articolare, dalla capsula articolare e dai legamenti.
L'ATM permette alla mandibola di compiere una serie i movimenti necessari a svolgere funzioni come masticare, deglutire e succhiare, respirare, articolare i suoni e fare espressioni facciali. L'azione coordinata di entrambe le articolazioni, permette di evitare scompensi che potrebbero degenerare in situazioni patologiche. (Karl Schweizerhof, 2018)

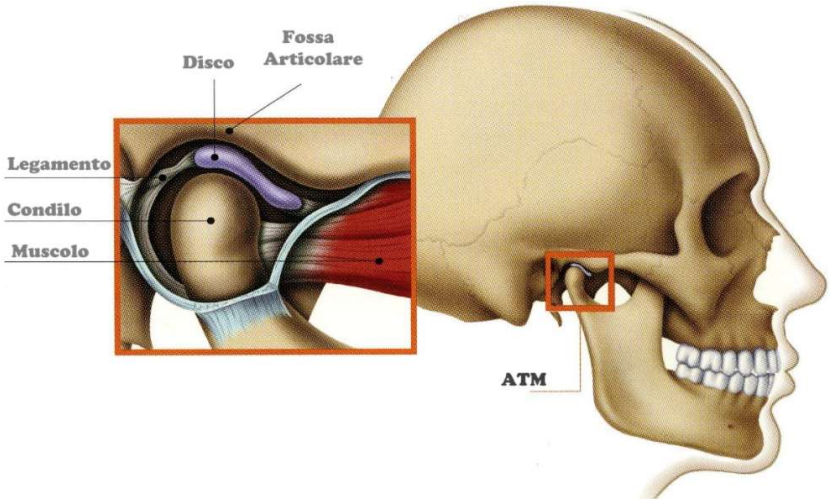



*Figura 25 Articolazione Temporomandibolare (Sciatti, s.d.)*

Le superfici articolari dei condili e della fossa mandibolare sono ricoperte da cartilagine articolare, la quale contiene sia fibre di collagene di tipo I che di tipo II, che la classificano come fibrocartilagine, a differenza della maggior parte delle altre articolazioni sinoviali composte principalmente da cartilagine ialina unitamente alla presenza del liquido sinoviale, consente una trasmissione uniforme delle forze di compressione all'osso e un bassissimo coefficiente di attrito (E. L. Radin). A causa della bassa permeabilità del tessuto, le forze di compressione aumentano rapidamente la pressione del fluido, che a sua volta sostiene la maggior parte del carico attraverso la pressurizzazione idrostatica (V. Mow, 2003), mentre le fibre di collagene della cartilagine offrono resistenza alle forze di trazione (W. Hukins, 1984). Il disco articolare è composto da fibrocartilagine e si trova tra il condilo mandibolare e la fossa temporo-mandibolare, dividendo l'articolazione sinoviale in due compartimenti; consente i movimenti relativi tra il condilo e l'osso temporale e distribuisce i carichi, dissipando anche l'energia derivata dagli urti. Gli attacchi della capsula articolare (mediale, laterale, anteriore e posteriore) collegano il disco articolare alle superfici articolari attacchi, garantendo al disco una certa libertà di movimento, limitandone i movimenti che potrebbero provocarne la dislocazione. (Karl Schweizerhof, 2018)
Il legamento temporo-mandibolare sostiene l'articolazione quando si verificano forze posteriori elevate e limita lo spostamento posteriore della mandibola. Inoltre limita il movimento del condilo durante l'apertura della mascella (J. W. Osborn, 1989). Il muscolo pterigoideo laterale si attacca al condilo e nella maggior parte dei casi anche direttamente al disco articolare. Il muscolo pterigoideo laterale è il principale responsabile dell'incursione anteriore del condilo e del disco. (Karl Schweizerhof, 2018)
La complessità dell'articolazione temporo-mandibolare, la rende molto suscettibile a problemi e disturbi, come ad esempio dolore, bruxismo, mobilità limitata, clic articolare e lussazione del disco articolare, che affliggono circa il 20-30% della popolazione [ (T. V. Macfarlane, 2002), (J. C. Llodra-Calvo, 2000)].

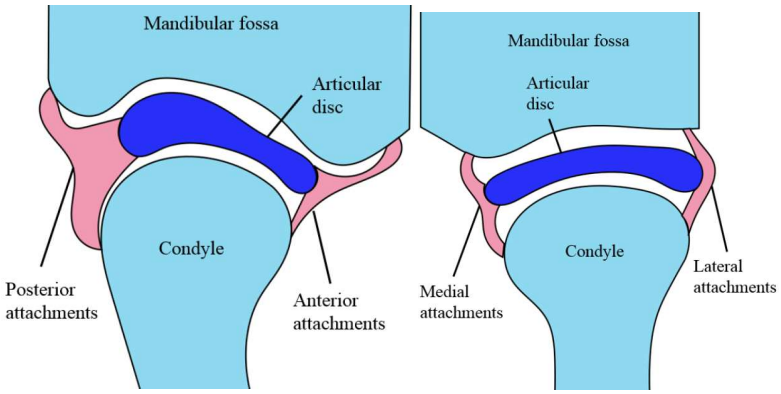



*Figura 26 Vista sagittale dell'articolazione temporo-mandibolare (ATM) che mostra gli attacchi anteriore e posteriore della capsula articolare (a sinistra) Vista coronale dell'articolazione temporo-mandibolare (ATM) che mostra gli attacchi mediale e laterale della capsula articolare (a destra) (Karl Schweizerhof, 2018)*

il condilo subisce principalmente un movimento rotatorio, con una componente traslazionale che diventa più prevalente man mano che la mascella continua ad aprirsi. Lo strato inferiore degli attacchi posteriori (tessuto retrodiscale) e gli attacchi anteriori superiori abbandoneranno stabilmente il loro stato di tensione fino a quando non si rilasseranno completamente nella fase finale del movimento. Allo stesso modo, la tensione nello strato superiore degli attacchi posteriori e degli attacchi anteriori inferiori aumenta fino a quando le fibre sono allungate alla loro massima capacità. La tensione negli attacchi anteriori inferiori tira il disco in avanti e lo mantiene sopra il condilo, mentre lo strato superiore degli attacchi posteriori limita l'incursione anteriore del disco.
La chiusura delle ganasce segue il processo inverso. Qui, quando il condilo ritorna nella sua posizione posteriore, lo strato inferiore degli attacchi posteriori accumula tensione per evitare la dislocazione del disco anteriore mentre gli attacchi anteriori superiori limitano lo spostamento posteriore del disco. Questi attacchi lavorano insieme al legamento temporo-mandibolare controbilanciando le forze posteriori sviluppate dai muscoli durante le forti forze di morso. Il legamento temporo-mandibolare fa perno sul condilo in modo da forzarlo in una traiettoria che assicuri la gestione delle forti forze posteriori da parte del disco articolare.
Il movimento seguito dal condilo durante l'apertura è conseguenza della presenza del legamento temporo-mandibolare e della risposta passiva dei muscoli. Una volta che questi tessuti non possono essere allungati ulteriormente, il condilo trasla anteriormente per rilassarli e consentire un'ulteriore apertura della mascella.

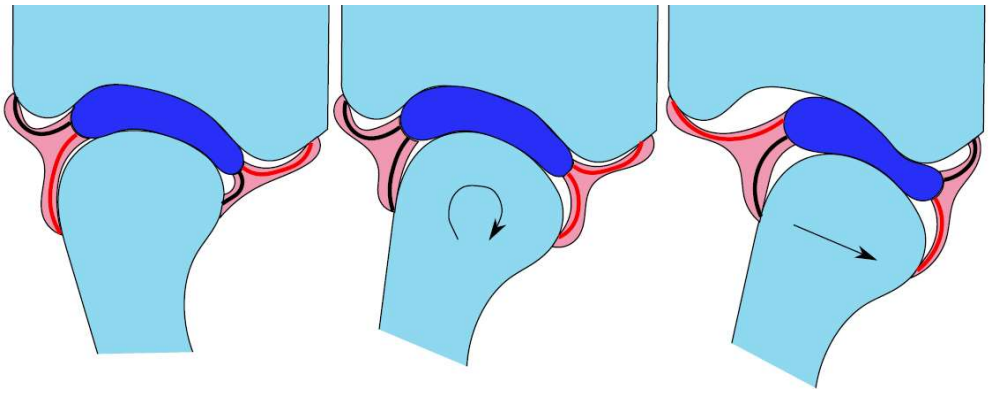


*Figura 27 Movimento dell'ATM durante l'apertura della mascella. Le fibre rilassate e tese sono rappresentate rispettivamente da linee rosse e linee nere. (Karl Schweizerhof, 2018)*

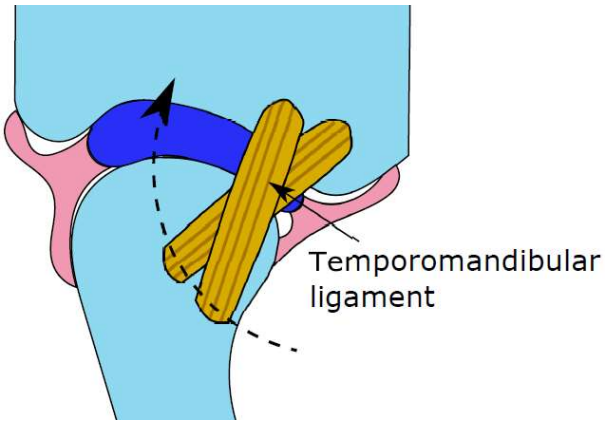



*Figura 28 Il legamento temporo-mandibolare fa perno sul condilo e lo vincola a una traiettoria che assicura che le forze posteriori possano essere gestite dal disco articolare*

## *2.6 Muscoli masticatori*

I muscoli sono costituiti da un numero variabile di fasci di fibrille parallele, i quali possono contrarsi per circa il 57% della loro lunghezza. La direzione d'azione delle forze masticatorie segue l'asse delle fibre muscolari. L'attivazione delle fibre muscolari dipende dal tipo di sforzo richiesto al muscolo, per piccoli sforzi sono reclutate poche fibre, mentre aumentano all'aumentare dello sforzo richiesto. Durante la masticazione, ogni singolo movimento richiede l'attivazione di più muscoli (Woelfel, 1997), ad esempio, un'elevata attività massetere è accompagnata da una bassa attività muscolare temporale o viceversa a un particolare livello di forza del morso, dunque si ha che alcuni i vari muscoli raggiungono la loro massima attivazione in tempi diversi, dunque non si ha simultaneamente un'attivazione o una massima forza esercitata. È possibile rappresentare le forze masticatorie con dei vettori, la cui direzione può essere definita dalle linee di collegamento tra i centroidi delle origini e le inserzioni dei muscoli (Pruim, Jongh, & Bosch, 1980).

I muscoli della masticazione comprendono quattro paia di muscoli: massetere, temporale, pterigoideo mediale e pterigoideo laterale [ (Jones, 2015), (Woelfel, 1997)]. I muscoli massetere, temporale e pterigoideo mediale sono i principali dispositivi di chiusura (Mansour & Reynok, 1972), La regione anteriore del muscolo temporale ha fibre verticali ed è responsabile del sollevamento della mandibola nella sua direzione e della chiusura della bocca, mentre quella posteriore ha fibre orizzontali che tirano indietro la mandibola (Woelfel, 1997). Il massetere e lo pterigoideo mediale agiscono come un'imbracatura, il primo dal lato laterale e il secondo dal lato mediale del ramo (Woelfel, 1997) e insieme danno un notevole contributo alla chiusura della bocca. La forza muscolare massima per entrambi è pari a 1279N (Pruim, Jongh, & Bosch, 1980).
Il movimento di apertura della mascella dipende principalmente dai muscoli digastrico e pterigoideo laterale (Koolstra & van Eijden, 1997) e, a differenza delle altre tre paia di muscoli, il muscolo pterigoideo laterale ha fibre verticali, che sono responsabili della trazione della mandibola in avanti e verso il basso, mentre lo pterigoideo laterale è responsabile della depressione della mandibola e l'azione principale risulta nel tirare in avanti il condilo e il disco articolare in modo che la mandibola

sia sporgente e gli incisivi inferiori siano proiettati in avanti rispetto all'arcata dentale superiore. [ (Woelfel, 1997), (Swenson M. G., 1964)].
Il movimento di oscillazione all'inizio dell'apertura della mascella è controllato dal muscolo digastrico e il movimento di scorrimento dal muscolo pterigoideo laterale (Koolstra & van Eijden, 1997). Le forze massime dello pterigoideo laterale e del muscolo digastrico sono rispettivamente pari a 757 e 230 N (Pruim, Jongh, & Bosch, 1980). Si nota come i muscoli di chiusura della bocca risultano essere più potenti dei muscoli che di apertura, dunque è richiesta una quantità relativamente piccola di attività muscolare per l'elevazione mandibolare (Koolstra & van Eijden, 1997).

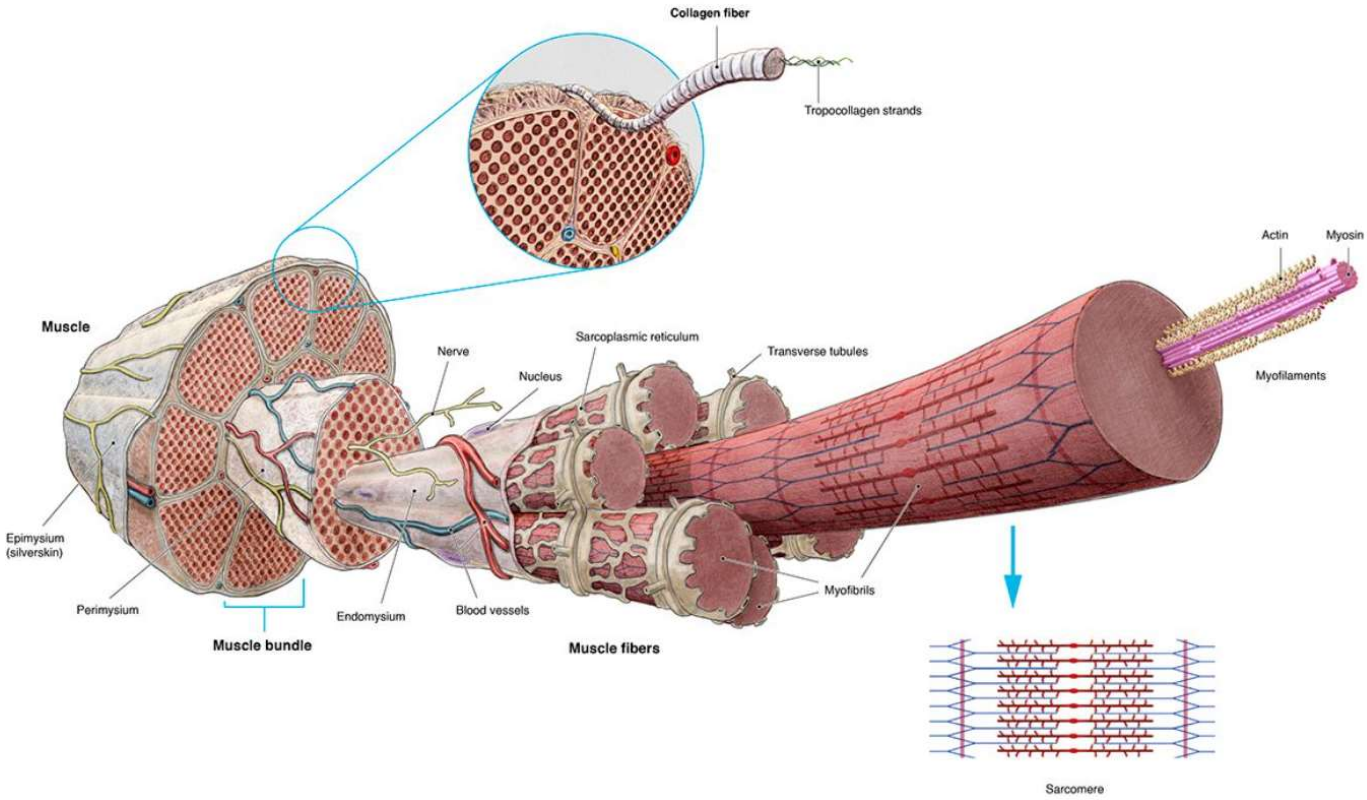



*Figura 29 Struttura muscolare (Spijeker, s.d.)*

In *Figura 30* e *31* sono rappresentati i muscoli: digastrico e pterigoideo laterale (muscoli abbassatori) e massetere, temporale e pterigoideo mediale (elevatori) e le rispettive rette d'azione.

Le forze esercitate da questi muscoli sono classificate come forze masticatorie, di massimo morso e deglutitorie. Durante la masticazione si registra la minore intensità di queste forze, che risulta massima invece nel morso. Tuttavia i muscoli masticatori sono in grado di sviluppare forze di intensità notevolmente superiori rispetto a quelle utilizzate durante il morso che precede la masticazione.

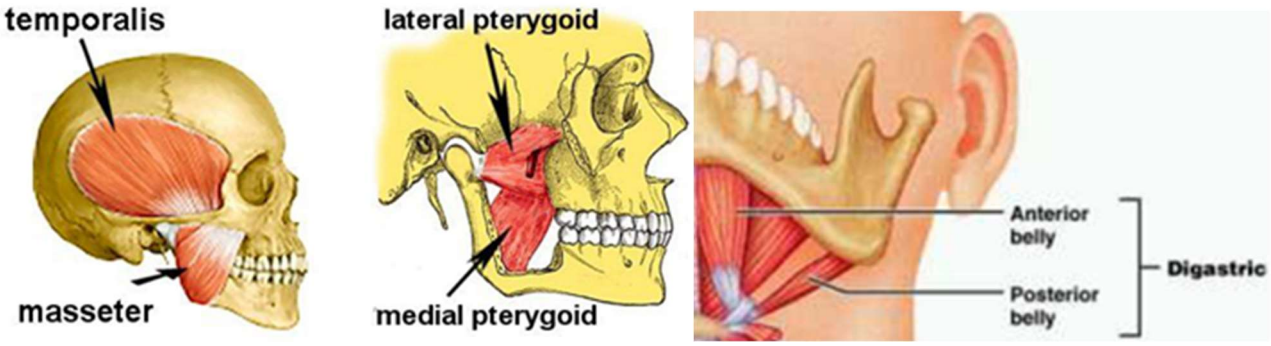



*Figura 30 Muscoli masticatori (Hong, 2015) (Chetta, s.d.)*

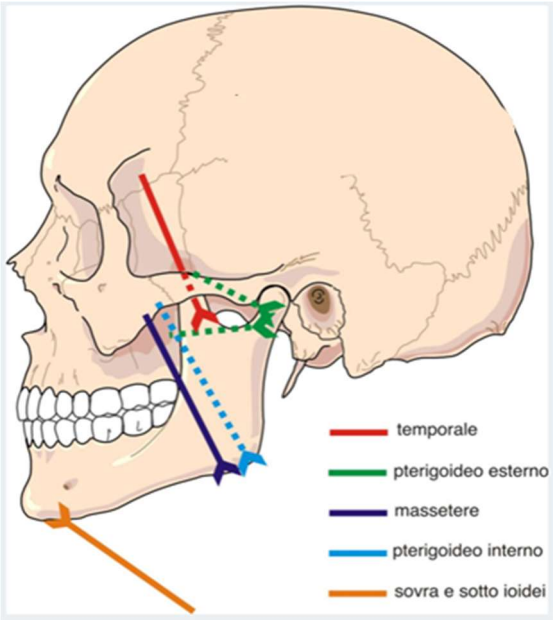



*Figura 31 Direzione d'azione delle forze muscolari (AlFiMM, s.d.)*

| Muscolo | Origine | Inserimento | Azione sulla Mandibola | Forza massima totale [N] |
|---|---|---|---|---|
| **Temporale (fibre verticali e orizzontali)** | Fossa temporale dell'Osso Temporale | Processo Coronoideo | • Elevazione (fibre verticali)<br>• Retrazione (fibre orizzontali) | 1120 |
| **Massetere** | Arco Zigomatico | Laterale (angolo del Ramo) | • Elevazione | 1279 |
| **Pterigoideo Mediale** | Osso Sfenoide | Ramo Mediale | • Elevazione | 1279 |
| **Pterigoideo Laterale** | Osso Sfenoide | Lato anteriore del Condilo | • Depressione<br>• Protrusione | 757 |
| **Digastrico** | Ventre Anteriore – Fossa Digastrica (mandibola); Ventre Posteriore – Processo mastoideo dell'Osso Temporale | Tendine intermedio (Osso Ioide) | • Depressione della mandibola | 230 |

*Tabella 1 Posizione, funzione e forza totale massima, dei muscoli masticatori [ (Woelfel, 1997) (Gray, 1918)]*

## *2.6.1 Muscoli elevatori*

**Muscolo Temporale**

Il *muscolo temporale (o crotafite)* è un muscolo superficiale, di forma triangolare con l'apice rivolto verso il basso, che occupa la regione laterale del cranio. È costituito da più fasci di fibre (anteriori con andamento verticale, medi e posteriori con andamento sempre più obliquo) che originano dalla fossa temporale e dalla linea temporale inferiore, passano sotto il ponte zigomatico, e si inseriscono, tramite un robusto tendine, al processo coronoideo della mandibola.
Il muscolo temporale è innervato dai rami profondi del nervo mandibolare (V nervo cranico trigemino) - immagine muscolo. (Chetta, s.d.)

**Muscolo Massetere**

Il *muscolo massetere* ha la forma di un rettangolo appiattito ed è costituito da due fasci di fibre, uno superficiale e uno profondo, che si incrociano formando una X. Lo strato superficiale origina dall'arco zigomatica e si inserisce sulla superficie esterna (laterale) dell'angolo e del corpo della mandibola. Lo strato profondo, origina dall'arcata zigomatica e si inserisce sull'angolo della mandibola aderendo tenacemente alla branca montante. Insieme al muscolo temporale forma la coppia dei muscoli masticatori più forti. Il muscolo massetere è innervato dal ramo del nervo mandibolare tramite il ramo masseterino o masseterico (V nervo cranico trigemino). (Chetta, s.d.)

**Muscolo Pterigoideo Mediale**

Il muscolo *pterigoideo mediale (interno)*, con forma di quadrilatero appiattito, origina dalla fossa pterigoidea e si inserisce medialmente (internamente) sull'angolo della mandibola.
Le sue azioni principali sono: nell'azione bilaterale sostegno nel sollevamento della mandibola (è il primo muscolo ad attivarsi durante la chiusura mandibolare) e nella protrusione della mandibola, nell'azione monolaterale sostegno nei movimenti laterali (adduzione-abduzione) della mandibola, nell'azione alterna digrignamento.
Il muscolo pterigoideo interno (mediale) è innervato dal ramo pterigoideo interno del nervo mandibolare (V nervo cranico trigemino) - immagine muscolo. (Chetta, s.d.)

## *2.6.2 Muscoli abbassatori*

**Muscolo Pterigoideo Laterale**

Il *muscolo pterigoideo laterale (esterno)* è un bicipite il cui capo superiore origina dalla superficie e dalla sottotemporale dell'ala maggiore dell'osso sfenoide, il capo inferiore origina dalla superficie laterale della lamina pterigoidea laterale (processo pterigoideo) dello sfenoide.

L'inserzione comune è il disco articolare, la capsula articolare e il collo del condilo dell'articolazione temporo-mandibolare.
Le sue azioni principali sono: nell'azione bilaterale protrusione della mandibola e partecipazione, tramite il capo inferiore, all'abbassamento della mandibola, tramite il capo inferiore, al sollevamento; nell'azione unilaterale abduzione-adduzione (movimenti laterali) della mandibola. Il muscolo pterigoideo esterno (laterale) è innervato dal nervo mandibolare tramite il nervo mandibolare (V nervo cranico trigemino) - immagine muscolo. (Chetta, s.d.)

**Digastrico**

Il *muscolo digastrico* è formato da due ventri con un tendine intermedio: il ventre posteriore o mastoideo che origina sul lato mediale (interno) del processo mastoideo dell'osso temporale (incisura mastoidea) e si continua nel tendine intermedio che, tramite un'ansa fibrosa, si inserisce sull'osso ioide, e il ventre anteriore che origina dal tendine intermedio, in prossimità dell'osso ioide, e si inserisce nella fossetta digastrica della mandibola.
Le sue azioni principali sono: abbassamento (è il primo muscolo ad attivarsi nell'apertura mandibolare) e retrusione della mandibola, sollevamento dell'osso ioide durante la deglutizione e sua stabilizzazione durante la fonazione.
Il ventre anteriore è innervato dal nervo miloioideo, ramo del nervo alveolare inferiore (V nervo cranico trigemino). Il ventre posteriore è innervato dal nervo facciale (VII nervo cranico)
- immagine muscolo. (Chetta, s.d.)

# *3 Movimenti della mandibola*

I movimeni elementari della mandibola sono quelli di apertura e chiusura (lungo il piano sagittale, ruotando attorno all'asse bicondilare), e di lateralità, protrusione e retroazione (lungo il piano orizzontale). Nella figura in basso si hanno i tre piani della mandibola, tra loro ortogonali. Il piano sagittale è disposto in senso verticale e passa per la sutura interparietale, dividendo il cranio in due metà speculari (destra e sinistra), mentre il piano orizzontale separa la regione superiore condilare da quella inferiore. (AIFiMM, s.d.). Gli assi di rotazione della mandibola sono tre (*Figura 32*), di cui solo quello orizzontale è bicondilare, comune ai due condili, e la rotazione attorno ad esso coinvolge sempre entrambe le articolazioni, in modo "consensuale"; mentre gli assi verticale sagittale sono entrambi monocondilari, ogni condilo presenta il proprio asse e si ha la rotazione di un solo condilo alla volta (condilo rotante), mentre il condilo contralaterale esegue un movimento traslatorio o orbitante descrivendo un arco di circonferenza e, in questo caso, è detto condilo orbitante. (AIFiMM, s.d.)

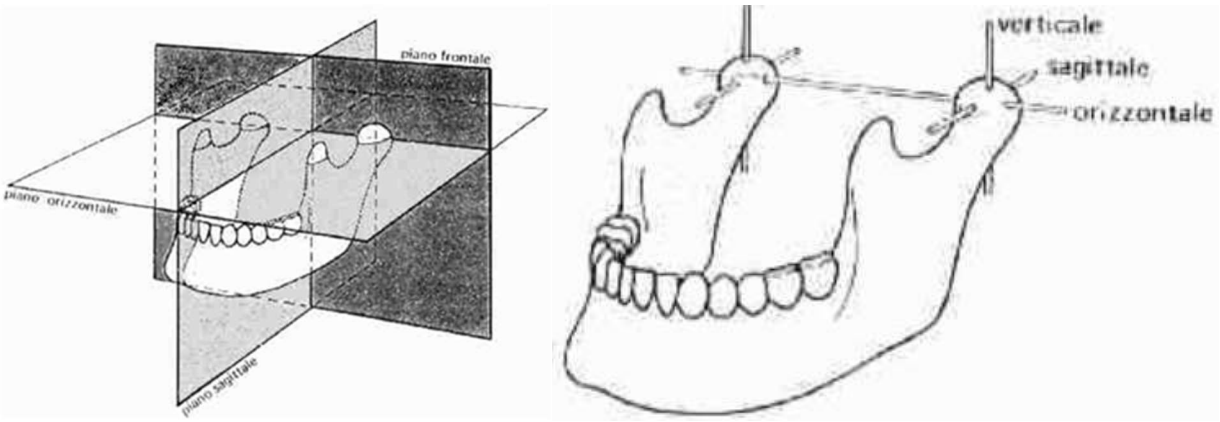



*Figura 32 Piani mandibolari (a sinistra), assi di rotazione mandibolari (a destra) (AIFiMM, s.d.)*

## 3.1 Movimenti nel piano orizzontale

### 3.1.1 Movimenti di Protrusione e Retrusione

I movimenti di protrusione e retrusione avvengono nel piano orizzontale, si ha lo scorrimento dell'arcata dentaria inferiore su quella superiore (*Figura 33*), permesso dalla traslazione dei condili, con una minima rotazione. I movimenti condilari sono, in questi casi, bilaterali e contemporanei. L'ampiezza del movimento di proiezione in avanti ha la stessa ampiezza che ha nell'apertura massima della mandibola, nel caso di massimo scorrimento gli incisivi inferiori sopravanzano quelli superiori di 7-10 mm. Nella retroazione avviene il moto inverso. (AIFiMM, s.d.)

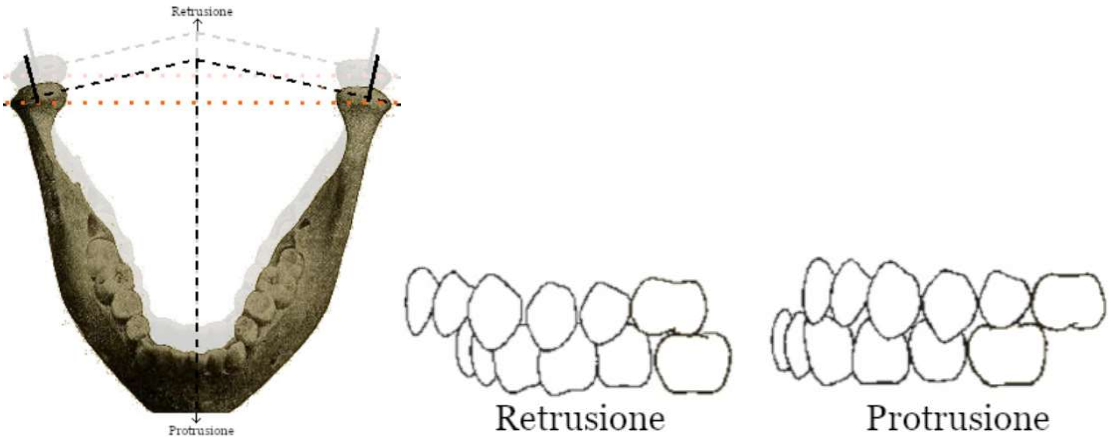



*Figura 33 Movimenti di retrusione e protrusione della mandibola (Osteolab, s.d.)*

## 3.1.2 Movimenti di Lateralità

I movimenti di lateralità avvengono sul piano orizzontale, permettendo la traslazione della mandibola verso destra e verso sinistra come si vene nella *Figura 34*. Quando tali movimenti avvengono con bocca chiusa, si ha scorrimento delle superfici occlusali dei denti contrapposti, mentre quando avvengono a bocca aperta, i condili sono provvisti della mobilità nelle cavità articolari; in tutte le altre fasi i movimenti di lateralità risultano essere minimi. (AIFiMM, s.d.) Questi movimenti di lateralità sono così realizzati: un condilo ruota attorno l'asse verticale (condilo ruotante), mentre l'altro (il controlaterale) subisce un movimento di traslazione descrivendo un piccolo arco di cerchio (condilo orbitante). Nello spostamento della mandibola verso destra, il movimento avviene per rotazione del condilo destro, che funge da perno, attorno all'asse verticale. Il condilo ruotante subisce sempre una leggera rotazione con spostamento laterale e posteriore, il condilo orbitante viene invece spostato in avanti. Il movimento laterale della mandibola è anche chiamato abduzione, il ritorno alla posizione di riposo, adduzione. (AIFiMM, s.d.)

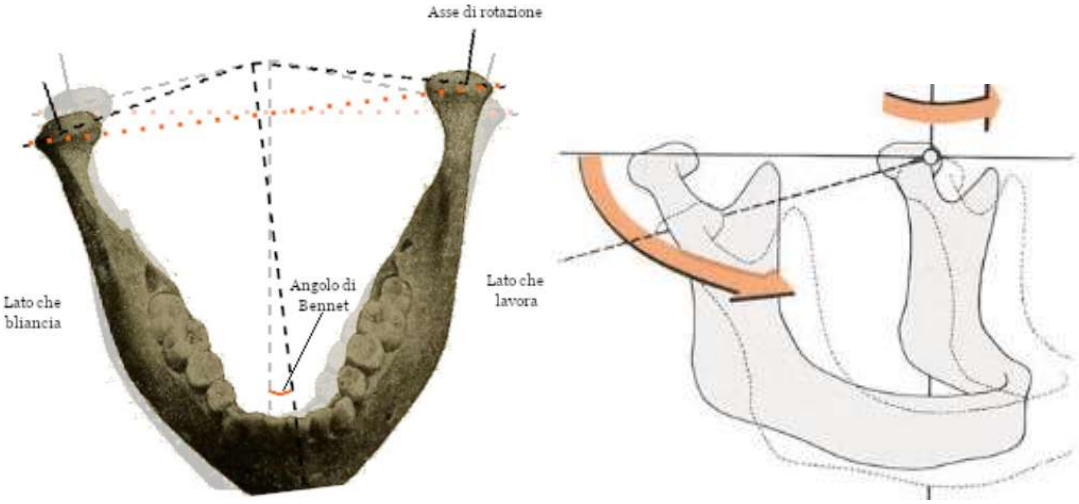



*Figura 34 Movimento di lateralità della mandibola (Osteolab, s.d.) (Martini, s.d.)*

# 3.2 Movimenti nel piano sagittale

## 3.2.1 Movimenti di Apertura e Chiusura

Nei movimenti di apertura e chiusura, si ha rotazione pura dei condili attorno all'asse bicondilare o rototraslazione. Il movimento di abbassamento della mandibola può iniziare dalla posizione di occlusione centrica (si ha intercuspidazione, ossia le superfici occlusali dei denti delle arcate antagoniste hanno il massimo contatto) o dalla posizione di riposo della mandibola (tra le superfici occlusali delle due arcate dentali è presente una lieve apertura. Il passaggio dalla occlusione centrica alla posizione di riposo avviene per mezzo di una rotazione di 2° circa della testa del condilo attorno all'asse bicondilare.

Il moto di rotazione attorno all'asse bicondilare è di circa 10° - 12° in senso antiorario, realizzando così una distanza di 2 cm - 2,5 cm tra i margini degli incisivi superiori ed inferiori. Durante la rotazione, il moto traslatorio dei condili è di 1 mm - 2 mm, però la mandibola si abbassa ulteriormente per traslazione bilaterale dei condili che si spostano contemporaneamente in basso ed in avanti, lungo il tragitto condilare. In questa posizione la testa del condilo può fare un ulteriore rotazione che lo sposta fino all'apice del tubercolo articolare, cosicché nella massima apertura lo spazio tra gli incisivi superiori ed inferiori è di 5 mm - 6 mm. Durante il movimento di elevazione della mandibola, supponendo che esso inizia da una posizione di massima apertura della bocca, si ha dapprima un moto di rotazione pura del condilo in senso inverso, seguito da un movimento di rotazione e traslazione combinato con rientro nella cavità del temporale. (AIFiMM, s.d.)

Una rappresentazione grafica dei movimenti di apertura e chiusura della bocca appena descritti, si ha in *Figura 35* e *36*.

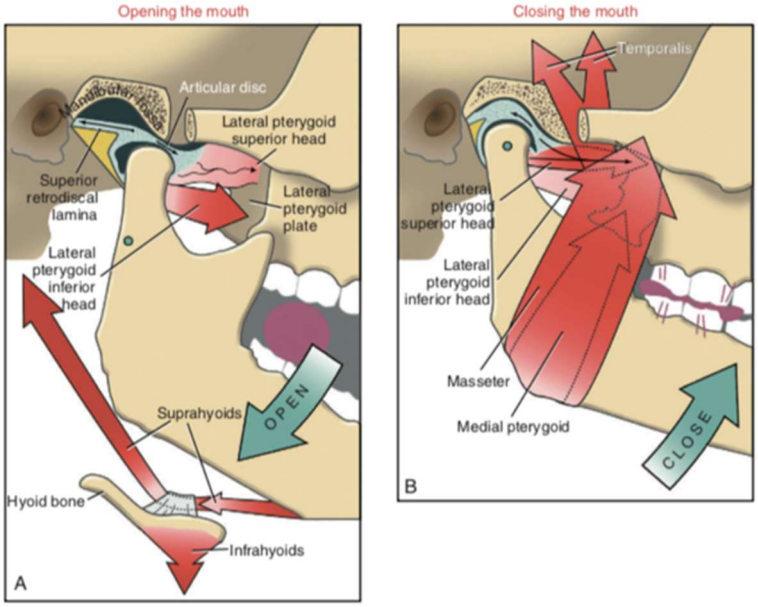



*Figura 35 Movimenti di apertura e chiusura della bocca*

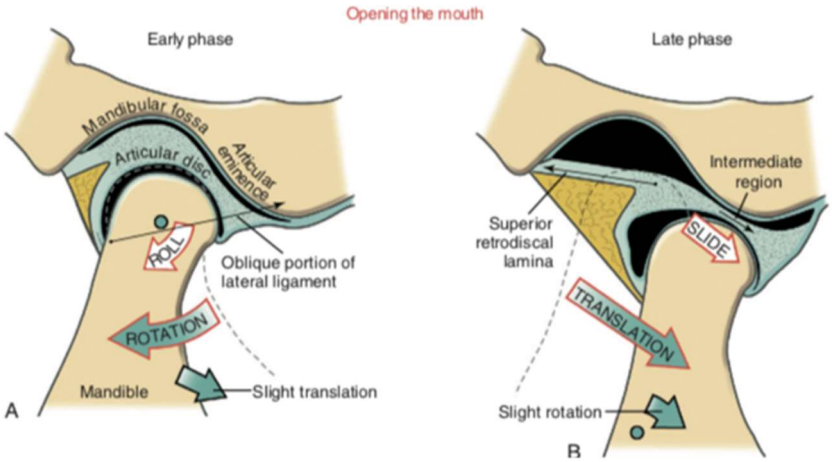



*Figura 36 Movimenti di rotazione e traslazione del condilo in fase di apertura della bocca*

In genere, per la descrizione dei movimenti di apertura e chiusura della bocca, si prende come punto di riferimento, un punto nello spazio interincisivo centrale della mandibola, a partire dalla posizione del condilo in occlusione centrica. Durante questi movimenti tale punto seguirà nel piano sagittale una traiettoria descritta nello Schema di Posselt.

### *3.2.1 Schema di Posselt*

Lo schema di Posselt descrive i movimenti della mandibola eseguiti nel piano sagittale. In particolare, i movimenti di apertura e chiusura durante la normale masticazione, interesse di questo studio, sono descritti dai tratti 1 – II e II – III come si vede nell'immagine seguente.

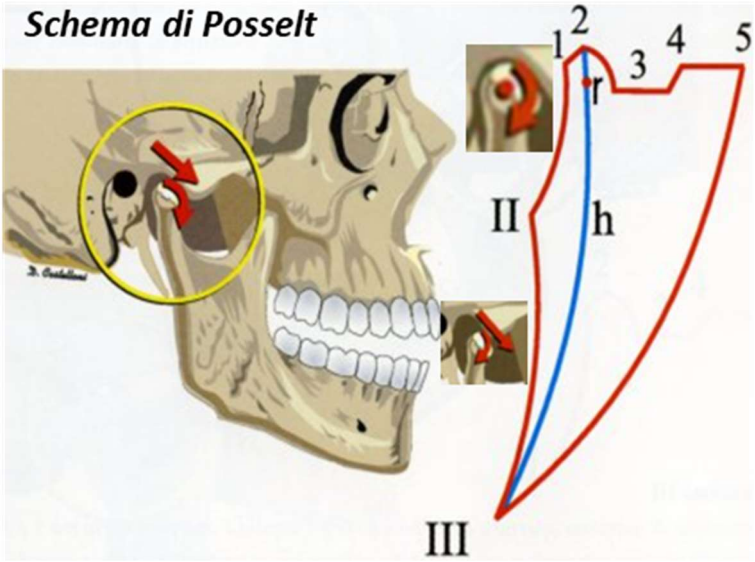



*Figura 37 Schema di Posselt (InfodentalTeamGroup)*

Segue una breve descrizione dello schema (InfodentalTeamGroup):

**<u>Posizione 1:</u>**
È la posizione limite di contatto in massima retrusione. Il tratto 1 – 2 è dato dall'inclinazione delle cuspidi degli elementi posteriori.

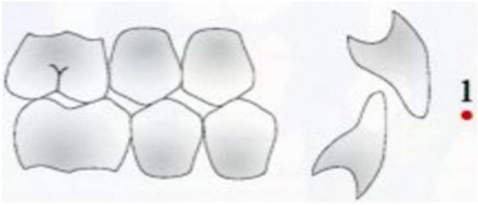



*Figura 38 Posizione 1 dello Schema di Posselt (InfodentalTeamGroup)*

**Posizione 2:**
È la posizione di massima intercuspidazione (occlusione abituale), raggiunta a seguito di uno slittamento dell'arcata dentale inferiore di circa 2 mm rispetto alla posizione 1.

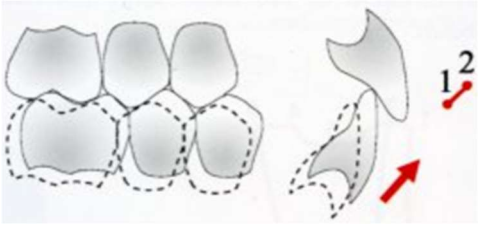



*Figura 39 Posizione 2 dello Schema di Posselt (InfodentalTeamGroup)*

**Posizione 3:**
Si ha un rapporto occlusale di "testa-testa tra gli incisivi". La curva descritta per arrivare in questa posizione è più lunga rispetto al tratto precedente in quanto in questo caso sono interessati tutti gli incisivi che generalmente sono "disallineati su linee curve".

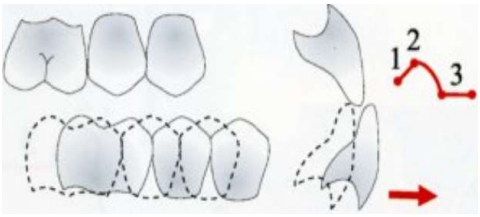



*Figura 40 Posizione 3 dello Schema di Posselt (InfodentalTeamGroup)*

**Posizione 4:**
Si ha una posizione occlusale in relazione incisale inversa, con contatto dentale posteriore.

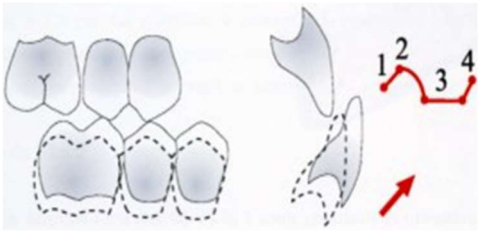



*Figura 41 Posizione 4 dello Schema di Posselt (InfodentalTeamGroup)*

**Posizione 5:**
È il punto di massima protrusione mandibolare con contatto dentale posteriore.

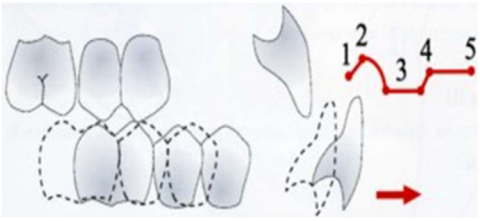



*Figura 42 Posizione 5 dello Schema di Posselt (InfodentalTeamGroup)*

**Tratto 1 – II:**
Lungo questo tratto la mandibola compie un moto di rotazione pura attorno all'asse bicondilare in posizione di massima intrusione, percorrendo una distanza massima fisiologica di 2 – 2,5 cm, compiendo una rotazione in verso orario di 10° - 12°, arrivando ad un totale di 14° considerando la rotazione di 2° compiuta nei tratti precedenti per passare dalla posizione centrica a quella di riposo.

**Posizione II:**
Rappresenta la posizione della mandibola al di là della quale è impossibile qualsiasi ulteriore apertura della bocca proseguendo con la sola rotazione pura dei condili nella fossa temporo-mandibolare.

**Tratto II – III:**
La mandibola tramite un movimento di traslazione dei condili in avanti e verso il basso nella fossa mandibolare, arriva ad un'apertura massima fisiologica di 3 – 3,5 cm, per un totale di 5 – 6 cm dalla posizione di chiusura a riposo.

**Posizione III:**
È la posizione di massima apertura della bocca. La riduzione della massima apertura della bocca risulta patologica è spesso determinata da fattori funzionali come ad esempio contratture muscolari o da condizioni anatomico –patologiche a livello articolare. I valori di massima apertura complessiva, indicativi di una situazione patologica, sono compresi tra 3 – 3,5 cm. In condizioni fisiologiche la massima apertura mandibolare risulta leggermente inferiore nelle donna rispetto ai valori misurati nell'uomo.

**Tratto h:**
Questo tratto descrive la chiusura abituale (arco riflesso) della mandibola che si ha partendo da una posizione di massima apertura. La mandibola compie un primo moto di rotazione pura in verso antiorario, e successivamente un moto di rototraslazione per rientrare nella cavità temporale. L'arco riflesso è l'apertura e chiusura abituale della bocca condizionata dalla memoria propriocettiva della massima intercuspidazione dentale e cambia al variare della massima intercuspidazione dentale. Tale arco è dato dal movimento rototraslatorio eseguito dai condili.

**Posizione r:**
La posizione **r** si ha con la mandibola a riposo, ossia a 2 – 4 mm al disotto della massima intercuspidazione. Poiché questa posizione è data dall'equilibrio tra il tono fisiologico dei muscoli elevatori della mandibola e la forza di gravita nella linea dell'arco riflesso, non è possibile determinare un unico punto per la posizione posturale di riposo. Si tratta di una piccola area all'interno della zona posturale data dalla media di continui piccoli movimenti (*Figura 43*).
Con il termine centrica lunga in *Figura 43* si intende la possibilità di spostarsi dalla posizione di relazione centrica (posizione 1), con un movimento nella relativa fossa che verrà appiattita ed estesa in senso antero-posteriore, generalmente di 1 mm.

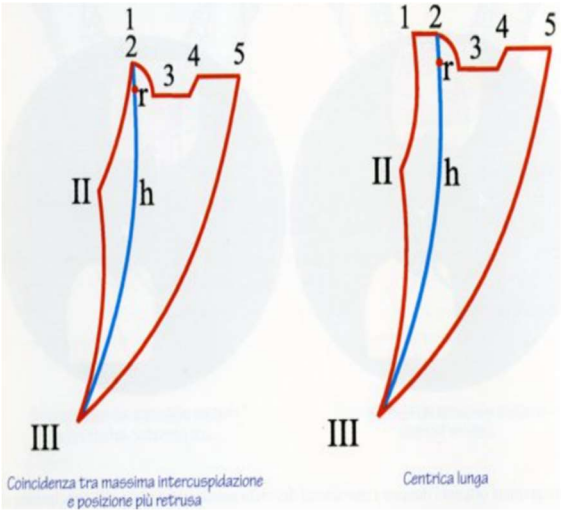



*Figura 43 Coincidenza tra massima intercuspidazione e posizione più retrusa (a sinistra), centrica lunga (a destra) (InfodentalTeamGroup)*

# *4 Biomeccanica della mandibola*

La mandibola, durante il morso e il colpo di forza della masticazione, subisce una combinazione di flessione sagittale, rotazione del corpo e flessione trasversale, data dalle forze generate dai muscoli del sistema masticatorio e dalle forze di reazione che si generano nelle articolazioni temporo-mandibolari e nelle regioni di occlusione. Si ha, dunque, un modello complesso di sollecitazioni e deformazioni quali compressione, trazione, taglio e torsione. La mandibola si presenta più rigida nella direzione longitudinale rispetto alle direzioni trasversali e la dimensione della sezione trasversale verticale della mandibola è maggiore della sua dimensione trasversale. Tali caratteristiche aumentano la resistenza della mandibola alle forze di taglio verticali relativamente grandi e ai momenti flettenti che entrano in gioco nel piano sagittale. (T.M.G.J. van Erijden, 2000)

In questo capitolo si fa riferimento allo studio condotto da T.M.G.J. van Erijden nel 2000, secondo cui l'entità e la distribuzione degli stati tensionali e delle deformazioni subite dalla mandibola durante il funzionamento, dipendono da diversi fattori, come la natura del carico applicato, le proprietà del materiale, la geometria della mandibola e la distribuzione del tessuto osseo.
Attraverso lo studio della biomeccanica della mandibola è possibile individuare non solo lo stato tensionale e le deformazioni subite dalla mandibola durante il suo funzionamento, ma anche i fattori che ne determinano la struttura ossea. L'architettura dell'osso mandibolare, infatti, non è immutabile nel tempo, ma potrebbe essere alterata da determinate situazioni cliniche come ad esempio la perdita dei denti, o da situazioni patologiche che prevedono interventi ortodontici o chiururgici o interventi di impiantologia dentale. (T.M.G.J. van Erijden, 2000); in generale, si ha che le condizioni di carico a cui è sottoposto l'osso, sono determinanti nella modellazione e nel rimodellamento della sua struttura interna (Roux, 1895; Bouvier e Hylander, 1981; Lanyon e Rubin, 1985; Carter , 1987; Frost, 1990a, b; Martin e Burr, 1989; Rubin et al., 1990).

## *4.1 Metodi per la valutazione degli stati di tensione e deformazione*

Nel corso degli anni sono stati valutati diversi metodi per risalire agli stati di deformazione e di sollecitazione della mandibola durante il suo funzionamento.
Ad esempio, è stato utilizzato un materiale fotoelastico per realizzare modelli di mandibola in modo da poter studiare il pattern di stress interno [ (Ralph JP C. A., 1975); (Ralph JP, 1975); (Standlee JP C. A., 1977); (Standlee JP C. A., 1981); (Alexandridis C, 1991)], o si è rivestita la mandibola con un strato di materiale fotoelastico in modo da poter studiare i modelli di sollecitazione superficiale [ (Mongini F C. P., 1979);
(Calderale PM, 1986)]. Uno dei principali svantaggi di questo metodo è che le proprietà meccaniche del materiale utilizzato, differiscono notevolmente da quelle dell'osso mandibolare. Un approccio alternativo consiste nell'incollare gli estensimetri sulla superficie ossea di mandibole di cadaveri e registrare i valori a seguito dell'applicazione dei carichi [ (Mongini F P. G., 1981); (Deagling DJ, 1993); (Throckmorton GS, 1994)]. Le analisi effettuate in questi studi sono state limitate a situazioni statiche e si hanno informazioni solo sulle tensioni nello strato osseo superficiale mandibolare. L'affidabilità di questi studi risulta inoltre limitata, a causa delle incertezze sulle ipotesi effettuate e sulle semplificazioni realizzate (T.M.G.J. van Erijden, 2000). Un altro approccio consiste nell'utilizzare modelli matematici della mandibola. I modelli in cui la mandibola è stata trattata come una trave diritta o curva possono fornire una visione della biomeccanica della mandibola (Hylander, 1984; Wolff, 1985; Weijs, 1989; Rudderman e Mullen, 1992). Anche i risultati ottenuti da questi studi non sono rappresentativi della realtà, in quanto non tengono conto della complessa geometria mandibolare e della differente distribuzione della densità ossea dell'osso mandibolare. Soluzioni più accurate possono essere ottenute tramite la modellazione col metodo agli elementi finiti, descritto nel primo capitolo. In questo caso risulta possibile determinare le distribuzioni tensionali e le deformazioni che subisce la mandibola in relazione alle diverse sollecitazioni. Risulta possibile apprezzare la variazione negli stati tensionali e nelle deformazioni in relazione ai diversi tipi di carico applicati, alla differente geometria delle varie regioni mandibolai e alla distribuzione ossea che le caratterizza, alla presenza o meno dell'arcata dentale e hardware impiantati. Come accennato nell'introduzione di questo lavoro, il metodo degli elementi finiti, pur presentando performance nettamente superiori ai metodi classici, introduce comunque delle approssimazioni, di cui si deve tener conto nell'analisi dei risultati.
comprese le imprecisioni strutturali interne e l'assegnazione incompleta e limitata delle proprietà del materiale ai suoi vari componenti.
Nei modelli disponibili, i tessuti paradentali e le articolazioni temporo-mandibolari sono stati modellati in modo impreciso e le proprietà del materiale dell'osso spongioso sono state stimate da altre ossa. Inoltre, l'influenza della variazione della rigidità regionale è stata trascurata. È possibile ottenere informazioni sulle potenziali capacità dei modelli agli elementi finiti confrontando il loro output con i dati di studi sperimentali. Tuttavia, i tentativi di convalida sono stati eseguiti solo in pochi studi.

Per valutare le deformazioni in vivo della mandibola e le sollecitazioni e le tensioni che si verificano durante il funzionamento, come masticare e mordere, è possibile utilizzare estensimetri per misurare la deformazione sulla superficie della mandibola. Il metodo t è limitato a un numero limitato di posizioni, a causa, ad esempio, dell'interferenza dei muscoli. Per ovvie ragioni, gli estensimetri non possono essere applicati, in vivo, sull'uomo. Molte informazioni sono state generate dal lavoro di Hylander e collaboratori (Hylander, 1979a, b, 1981, 1984, 1985; Hylander e Crompton, 1986; Hylander et al., 1987), che hanno utilizzato gli estensimetri per determinare entità

e direzione delle deformazioni ossee in vivo nelle mandibole dei primati (macachi e babbuini) durante varie attività di masticazione e morso. Da questi modelli di deformazione, è stato possibile dedurre modelli di stress. Tuttavia, poiché la morfologia del sistema masticatorio nell'uomo è diversa da quella dei macachi e dei babbuini, la mandibola umana può essere caricata in modo diverso (Hylander e Johnson, 1994). Le differenze che potrebbero avere implicazioni biomeccaniche riguardano la forma e il funzionamento della regione sinfisaria e delle arcate dentali, l'azione dei muscoli temporali e l'orientamento del corpo e del ramo.

## *4.2 Stati di sollecitazione dell'osso*

La risposta dell'osso agli stati di sollecitazione varia non solo in base al tipo di carico applicato, ma dipende anche dall'area della sezione su cui è applicato e in generale dalle caratteristiche geometriche dell'osso. Facendo riferimento ad un campione osseo cilindrico con sezione circolare, si ha che in caso di carichi di compressione, si genera una tensione uniformemente distribuita sulla superficie di applicazione, come si vede in *Figura 44*, mentre in caso di torsione, si ha una distribuzione della sollecitazione di taglio che risulta nulla al centro della sezione e aumenta progressivamente al crescere della distanza dal centro.

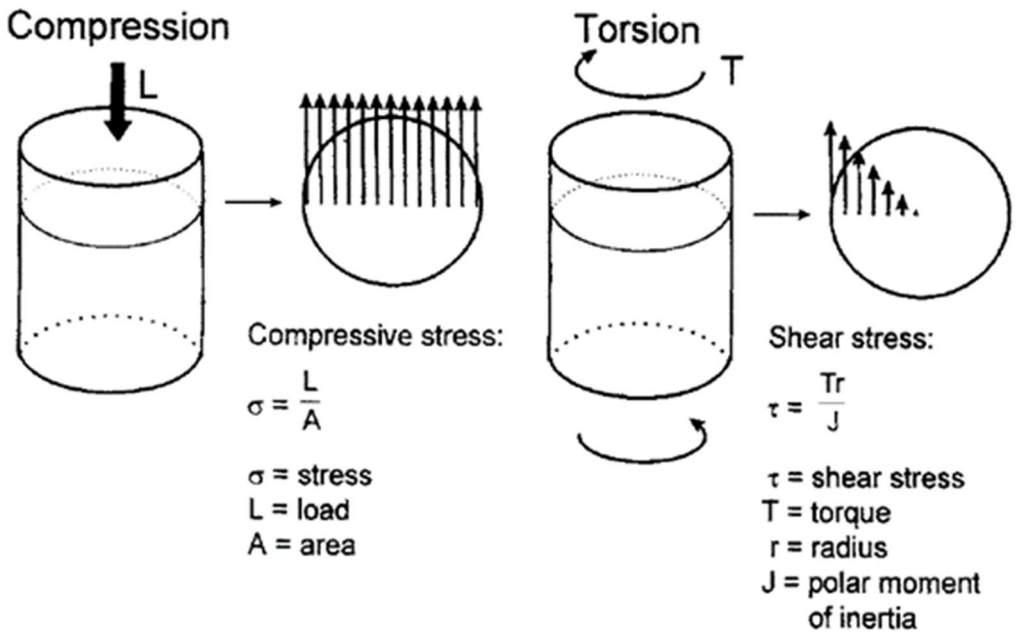



*Figura 44 Tensioni di compressione e di taglio (T.M.G.J. van Erijden, 2000)*

Come descritto dalle equazioni presenti in *Figura 44* all'aumentare della sezione trasversale dell'osso, diminuirà la tensione prodotta e di conseguenza anche la deformazione essendo:

$$\sigma = E\varepsilon$$ *Equazione 20*

con $\varepsilon$ che rappresenta la deformazione ed $E$ il modulo di Young. La rigidezza dell'intero osso, sarà data dalla sezione per il modulo elastico. (Van Eijden, 2000)

Considerando il caso della torsione, la rigidezza dell'osso sarà data dal prodotto del modulo di taglio del tessuto osseo per il momento polare d'inerzia della sezione trasversale, il quale tiene conto non solo della quantità di area ossea corticale, ma anche della disposizione dell'osso corticale rispetto al centro di massa e aumenterà all'aumentare della concentrazione di tessuto osseo in prossimità del centro di massa. Maggiore è il momento d'inerzia polare, minore è lo sforzo di taglio indotto e maggiore è la capacità dell'osso di resistere al carico torsionale. Quindi, il momento polare di inerzia può essere considerato come una misura della resistenza di una sezione trasversale ossea alla torsione. Nel caso di sezioni trasversali non circolari, come ad esempio nella mandibola, il momento d'inerzia polare può essere calcolato come in *Figura 45* , dove A è un'area elementare nella sezione ed è la area al centro di massa [ (Young WC, 1989), (T.M.G.J. van Erijden, 2000)].

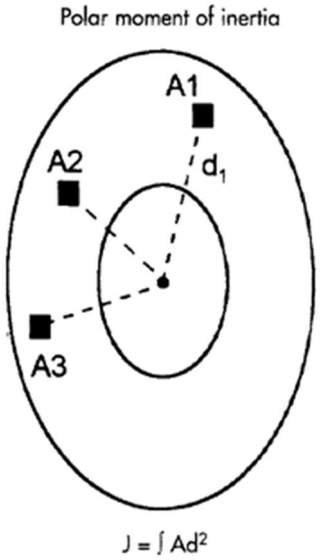



*Figura 45 Momendo d'inerzia polare (Van Eijden, 2000)*

Nel caso di una sollecitazione di tipo flessionale, la tensione generata sarà data dall'equazione in *Figura 46.* La flessione provoca sollecitazioni di compressione su un lato dell'osso e sollecitazioni di trazione sull'altro. I valori di queste sollecitazioni sono nulle nell'asse neutro e aumentano linearmente allontanandosi da esso. Le sollecitazioni maggiori si verificano, dunque, sulla superficie esterna dell'osso, pertanto, più l'osso è lontano dall'asse neutro, più rigida sarà la sezione. La tensione sviluppata risulta inversamente proporzionale al secondo momento d'inerzia della sezione, il quale è una misura della distribuzione dell'osso attorno ad un particolare asse, ed è dato dall'equazione seguente:

$$I = \sum_{i=1}^{n}(wh^3/12 + whd_i^2)$$

*Equazione 21*

con $h$ che rappresenta l'altezza e $w$ la larghezza di un'area elementare $A$, mentre $d$ è la distanza dell'area $A$ dall'asse neutro [ (Turner CH, 1993), (Van Eijden, 2000)].

In questo caso la rigidezza dell'osso sarà data dal prodotto del modulo di Young per il momento d'inerzia della sezione trasversale $I$. La capacità di resistere alla flessione attorno all'asse corto è maggiore della capacità di resistere alla flessione attorno all'asse lungo e, l'aumento dei valori di $I_y$ e $I_x$ per una data sezione trasversale, sono indicativi di una maggiore resistenza alla flessione e alla torsione (con $I_x$ relativo al piano sagittale e $I_y$ a quello trasversale) e il loro rapporto può essere utilizzato per valutare la capacità relativa di una sezione trasversale a resistere alle sollecitazioni torsionali e resistere alle sollecitazioni di flessione in particolari direzioni [ (Deagling DJ G. F., 1991), (Van Eijden, 2000)]. Tale rapporto diventa unitario quando si ha una distribuzione pressoché equa del tessuto osseo attorno all'asse neutro.

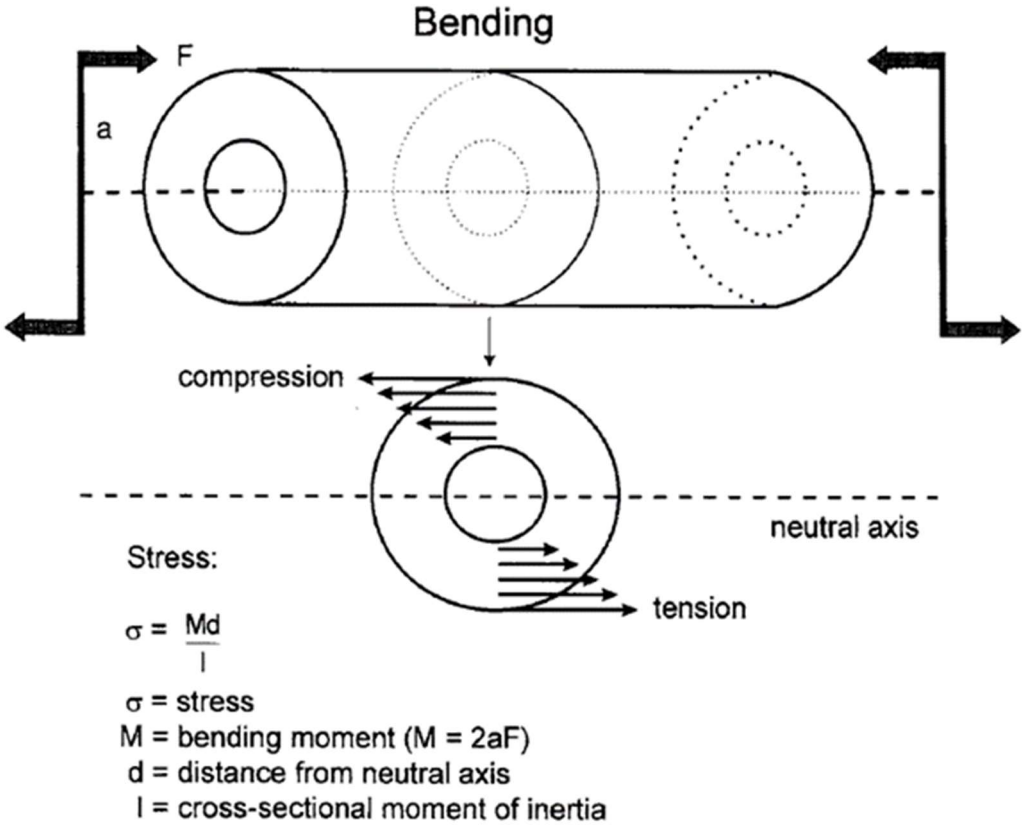



*Figura 46 Tensione generata dal momento flettente applicato sul campione cilindrico di osso (T.M.G.J. van Erijden, 2000)*

## 4.3 Stati di tensione e deformazione della mandibola durante la masticazione

Come accennato all'inizio di questo capitolo, durante il morso e il colpo di forza della masticazione, si verifica una combinazione di flessione sagittale, torsione del corpo mandibolare e flessione trasversale, in conseguenza ai contributi delle forze muscolari e di reazione che si generano nelle articolazioni temporo-mandibolari e nelle regioni di occlusione. Si ha, dunque, un modello complesso di sollecitazioni e deformazioni quali compressione, trazione, taglio e torsione. In *Figura 47* è rappresentato il caso di morso molare unilaterale, con riferimento alle sollecitazioni subite dalla mandibola in presenza della forza mordente $F_b$ e delle forze muscolari del lato di lavoro $F_{mw}$ (lato mandibolare in cui si ha la zona di occlusione) e lato di bilanciamento $F_{mb}$, mentre le forze di reazione generate nell'ATM sono indicate da $F_{jw}$ sul lato di lavoro e $F_{jb}$ sul lato di bilanciamento.

- **Flessione sagittale:** generata dalle componenti verticali delle forze muscolari, delle forze di reazione del condilo e delle forze del morso. Se si applicasse un carico simmetrico (morso incisale o bilaterale) in una situazione di simmetria geometrica della mandibola e dell'articolazione temporo-mandibolare, l'entità del momento flettente sagittale sarebbe perfettamente uguale in entrambi i corpi mandibolari. La realtà però non è mai caratterizzata da una perfetta simmetria di questi sistemi, dunque esiste sempre un certo grado si sbilanciamento fisiologico tra il lato destro e sinistro della mandibola. Nel morso unilaterale, sul lato di lavoro dove avviene il morso, le massime sollecitazioni di taglio si trovano nella regione tra la forza del morso e la forza muscolare, mentre sul lato del bilanciamento, nella regione tra la forza articolare e la forza muscolare (Van Eijden, 2000).
- **Torsione del corpo mandibolare:** dovuta alle componenti delle forze dei muscoli elevatori massetere e temporale che agiscono lateralmente alla mandibola e alla risultante delle forze del morso. La torsione provoca un'eversione del bordo inferiore del corpo e un'inversione del bordo superiore, portando ad un restringimento dell'arcata dentale [ (Van Eijden, 2000) (Tams, 1997)].
- **Flessione trasversale:** generata dalle componenti trasversali delle forze dei muscoli elevatori e delle forze del morso. Il momento flettente laterale aumenta da posteriore ad anteriore e raggiunge il suo valore massimo vicino alla sinfisi [ (Van Eijden, 2000) (Hylander, 1985)]. Risulta in una sollecitazione di compressione sulla superficie corticale vestibolare della mandibola e in una sollecitazione di trazione sulla superficie linguale.

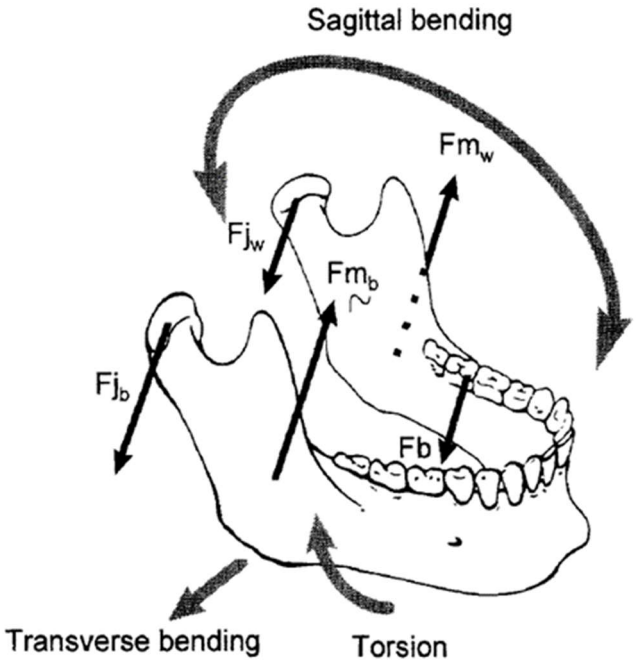



*Figura 47 Stato di sollecitazione della mandibola nel caso di morso molare unilaterale (Van Eijden, 2000)*

Mentre in *Figura 48* è rappresentato il morso incisale (la zona di occlusione è presente solo sulle superfici dentati degli incisivi). Sono rappresentate le zone di tensione e deformazione che si avrebbero in un caso di completa simmetria del sistema masticatorio.

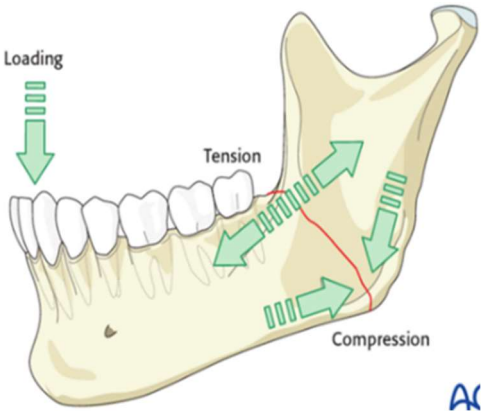



*Figura 48 Zone di tensione e compressione della mandibola nel caso di morso incisale (Nicolas Homsi)*

# 5 Modellazione numerica della mandibola

## 5.1 Workflow

Gli step eseguiti in questo studio della modellazione numerica e analisi FEM di una mandibola, sono illustrati in *Figura 49.*

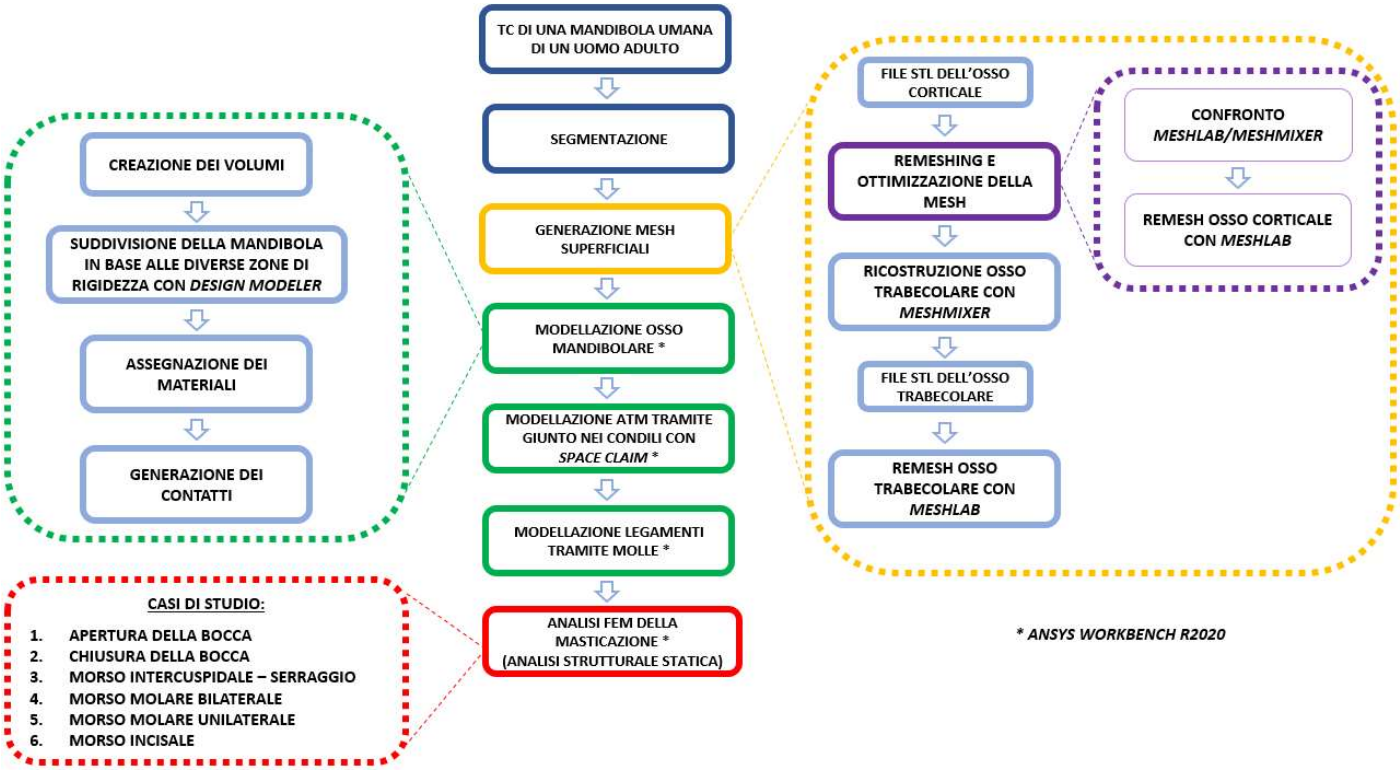



*Figura 49 Workflow della modellazione numerica e analisi FEM di una mandibola umana, eseguito in questo studio*

Il processo parte da una scansione radiologica del distretto anatomico di interesse e in questo caso il paziente si è sottoposto ad una TC (Tomografia Computerizzata) della mandibola, le cui immagini sono poi state segmentate e salvate nel formato STL (*STereo Lithography interface format*, un formato di file nativo del software CAD stereolitografico creato da 3D Systems [ (Gazzetta Stampa3D, s.d.), (3D Systems)]) . Tale formato prevede una codifica ASCII o binaria (i file binari sono più comuni in quanto più compatti) per memorizzare le informazioni geometriche del file, relative alla superficie di un oggetto tridimensionale (Burns, 1993). La superficie del solido viene discretizzata in triangoli e le coordinate di ogni vertice sono memorizzate in un vettore in modo da descrivere l'orientamento della normale alla superficie (Wikipedia, s.d.), si ha dunque, una superficie grezza costituita da triangoli irregolari, non strutturata per unità normale e vertici dei triangoli usando un sistema di coordinate cartesiane tridimensionali (Ennex Research Corporation). Il file non contiene informazioni sulla topologia come collegamenti o vicinanza a un altro elemento (Gazzetta Stampa3D, s.d.). Questo tipo di formato è tra i più utilizzati, in quanto come caratteristica principale ha la semplicità, questi file sono infatti molto facili da generare e da processare e ciò ne costituisce un importante punto di forza. Tuttavia, i file STL presentano una geometria approssimata e la struttura dati pur risultando semplice, può presentare la ripetizione dello stesso vertice più volte (Wikipedia, s.d.) risulta, dunque, necessario l'utilizzo di software per la gestione, manipolazione e ottimizzazione della mesh. In

particolare, in questo studio sono stati confrontati i software open source *Meshlab* e *Meshmixer,* utilizzati anche per la ricostruzione della regione interna di osso trabecolare.

Per gli step successivi è stato utilizzato il software di calcolo Ansys Workbench R2020. Sono state importate le mesh superficiali delle regioni di osso corticale e trabecolare della mandibola, e sono stati generati i volumi, successivamente tramite il tool *Design Modeler* la mandibola è stata divisa in quattordici regioni diverse, in base alla suddivisione studiata da Mish nel 1999 (Misch, Qu, & Bidez, 1999). Sono poi stati assegnati i materiali delle diverse regioni mandibolari e ne sono stati definiti i contatti alle interfacce di separazione. Infine sono stati modellati i legamenti accessori dell'articolazione temporo-mandibolare e la capsula articolare tramite l'utilizzo di molle opportunamente orientate nello spazio, e sono state imposte le condizioni di carico e vincolo relative ai diversi casi di studio analizzati. È stata dunque condotta un'analisi FEM di tipo non lineare, per lo studio delle condizioni di normale apertura e chiusura della bocca e per l'analisi dei morsi statici intercuspidali, morsi molari e premolari bilaterali, morso molare unilaterale e morso incisivo.

## *5.2 Manipolazione e ottimizzazione della Mesh*

In questo paragrafo verrà descritto il processo di manipolazione e ottimizzazione della mesh, reso necessario dall'utilizzo del modello di partenza della mandibola, in formato STL. Tale modello è stato ottenuto a seguito di segmentazione di immagini TC relative ad un uomo adulto.

Il modello di partenza non presenta errori grossolani della mesh come fori o elementi fluttuanti, ma (come si nota nelle immagini seguenti) è caratterizzato da elementi distorti e irregolari, pertanto si rende comunque necessaria una ricostruzione della mesh in modo da renderla utilizzabile ai fini di un'analisi FEM.

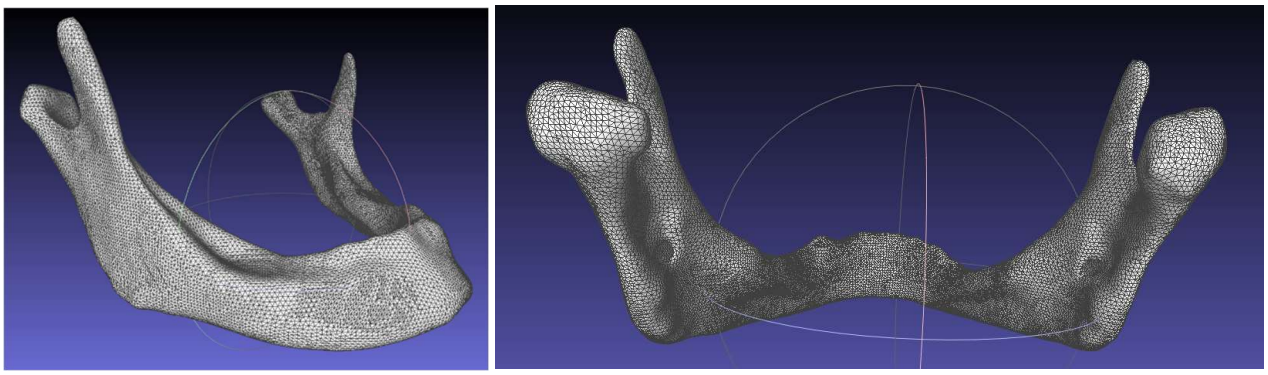


*Figura 50 File STL del modello di mandibola utilizzato in questo studio*

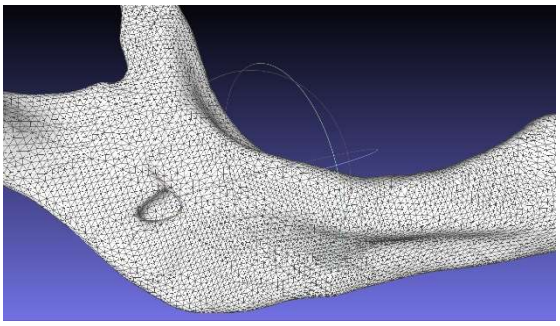


*Figura 51 Dettaglio del foto mandibolare e del versante interno del ramo mandibolare*

Per la gestione dei file STL, tra i vari software open source per l'elaborazione e la modifica di file triangolari 3D, sono stati utilizzati *Meshlab* e *Meshmixer* (*Autodesk*), i quali risultano essere tra i migliori e più utilizzati. In particolare:

**Meshmixer**

- È stato scelto principalmente per l'usabilità e per l'efficienza degli algoritmi di auto-fixing.
- Consente di ottimizzare mesh triangolari e di riscolpire intere sezioni, stilizzare un modello o aggiungervi dettagli utili.

**Meshlab**

- È stato scelto principalmente per la presenza di numerosi ed avanzati algoritmi di remeshing.
- Consente l'elaborazione e la modifica di mesh 3D non strutturate. Presenta strumenti che consentono di modificare, ispezionare e riparare i file STL, ed è specificamente in grado di riempire automaticamente i fori nelle mesh. Questo livello di controllo richiede una buona conoscenza tecnica per applicare gli strumenti in modo appropriato.

## *5.2.1 Remeshing con Meshmixer*

Una volta importata la mesh in *Meshmixer*, si rilevano e correggono eventuali errori in essa tramite il comando ***Inspector***. La presenza di errori viene segnalata tramite piccole sfere colorate, non presenti nel caso in esame.

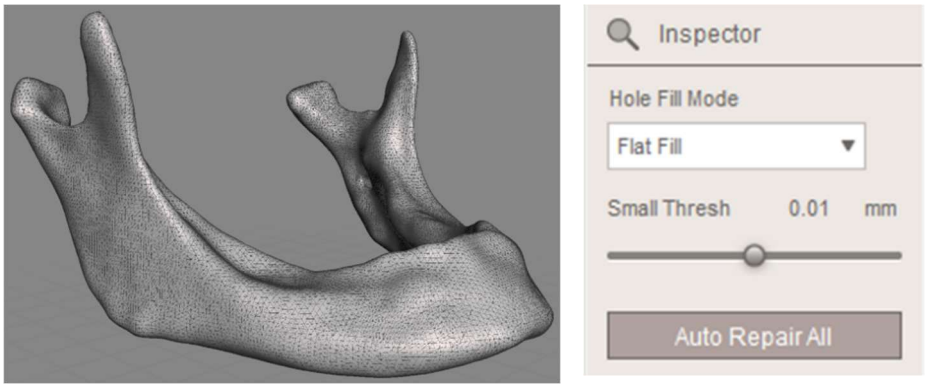



*Figura 52 Mesh originale a sinistra, comando "Inspector" a destra*

Successivamente è stato utilizzato il comando ***Remesh*** migliorando la qualità della mesh, tramite una ridefinizione della stessa.

La modalità ***Relative Density*** permette di variare la densità percentuale delle lunghezze dei bordi degli elementi della maglia in modo da renderli uniformi, con la possibilità di variare anche la regolarità degli elementi.

Impostando un valore di *Density* pari a -13% e *Regularity* pari a 83 si ottiene una mesh nettamente più regolare e con elementi più uniformi rispetto a quella importata, come si vede nelle seguenti immagini.

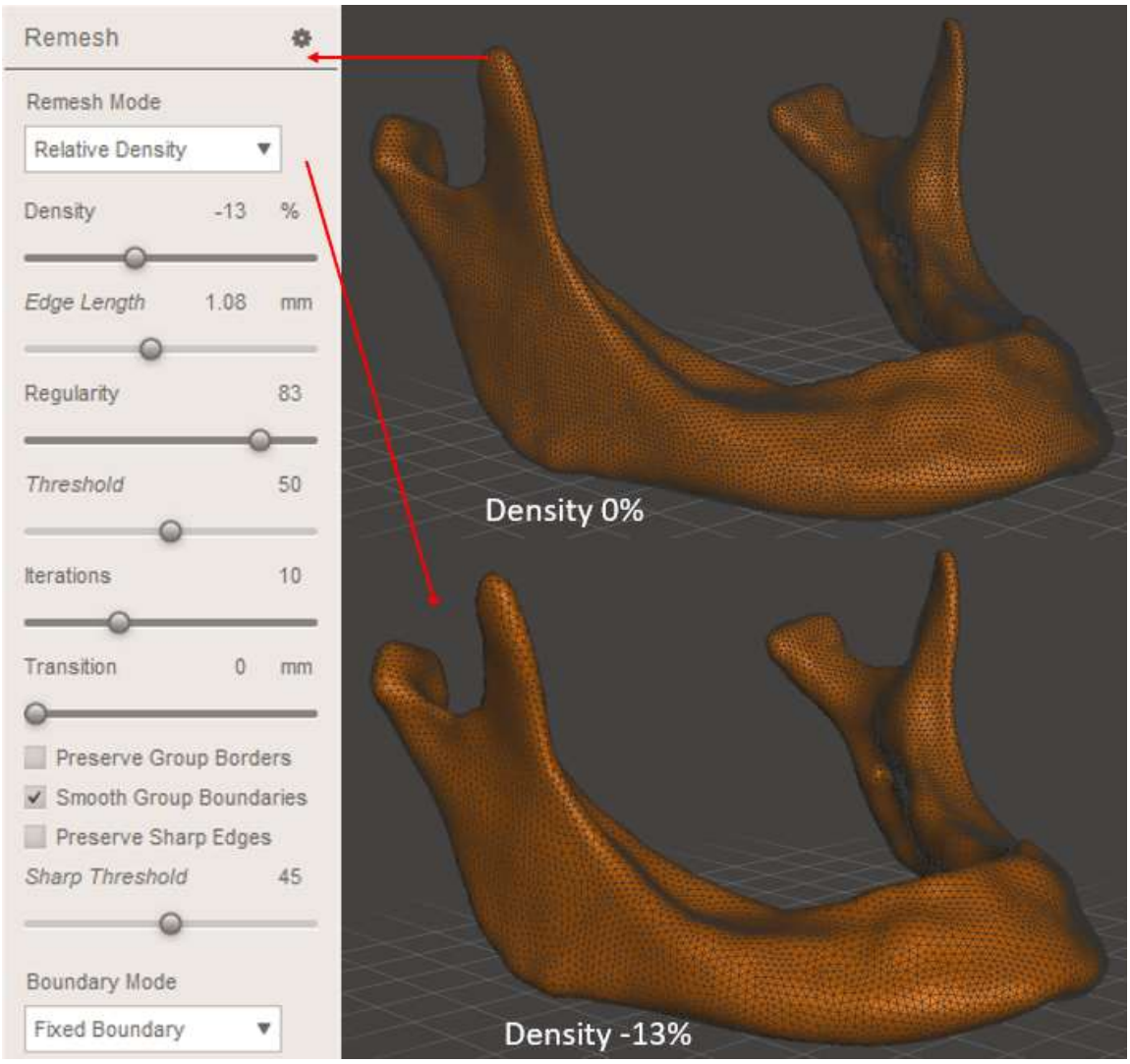



*Figura 53 Remeshing ottenuti con due valori diversi di densità*

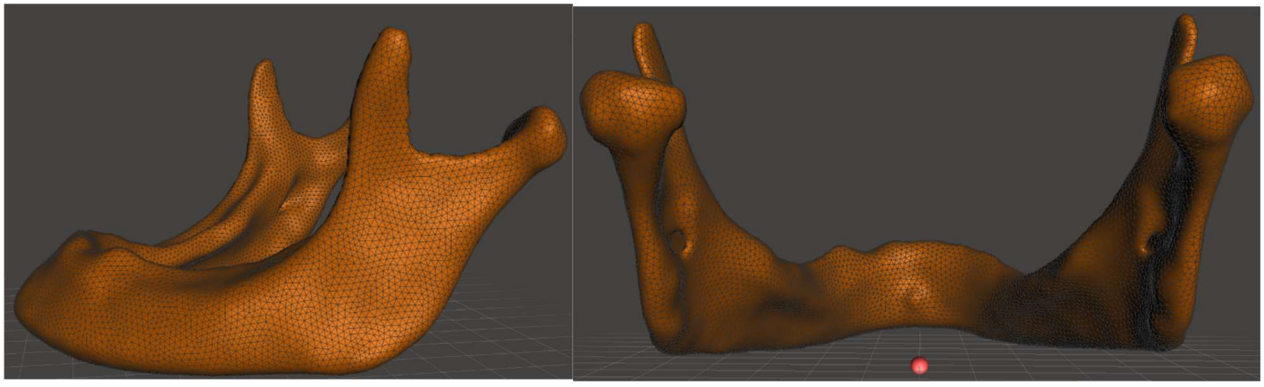


*Figura 54 Remeshing con densità -13%. vista laterale (a sinistra), vista posteriore (a destra)*

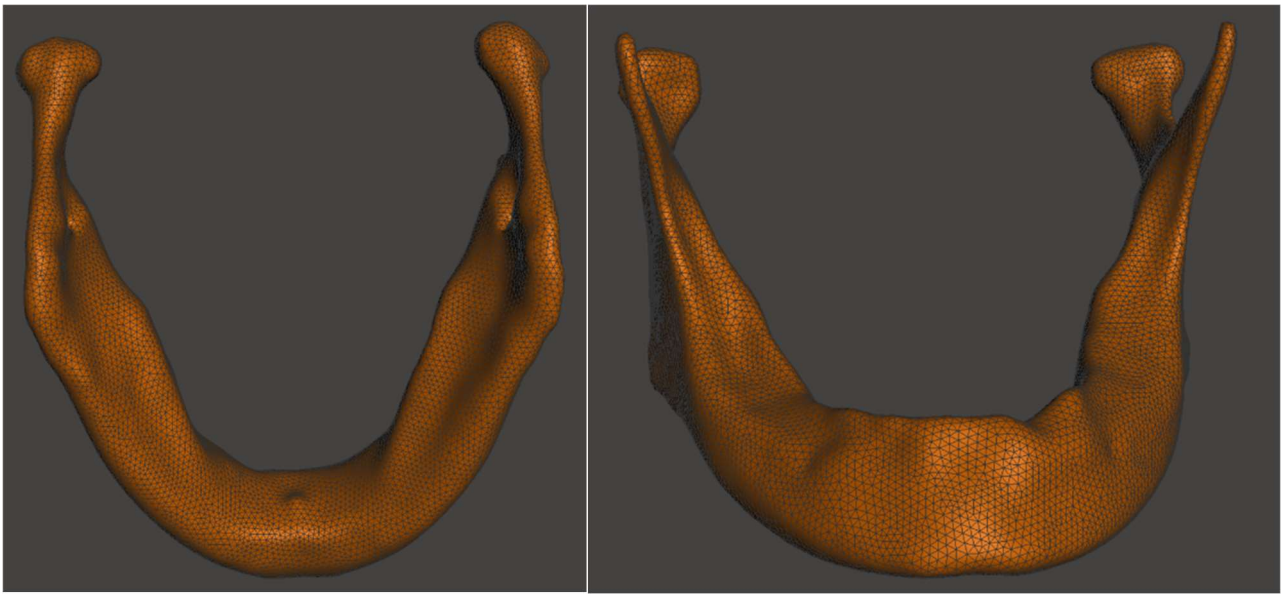


*Figura 55 Remeshing con densità -13%. vista dal basso (a sinistra), vista dall'alto (a destra)*

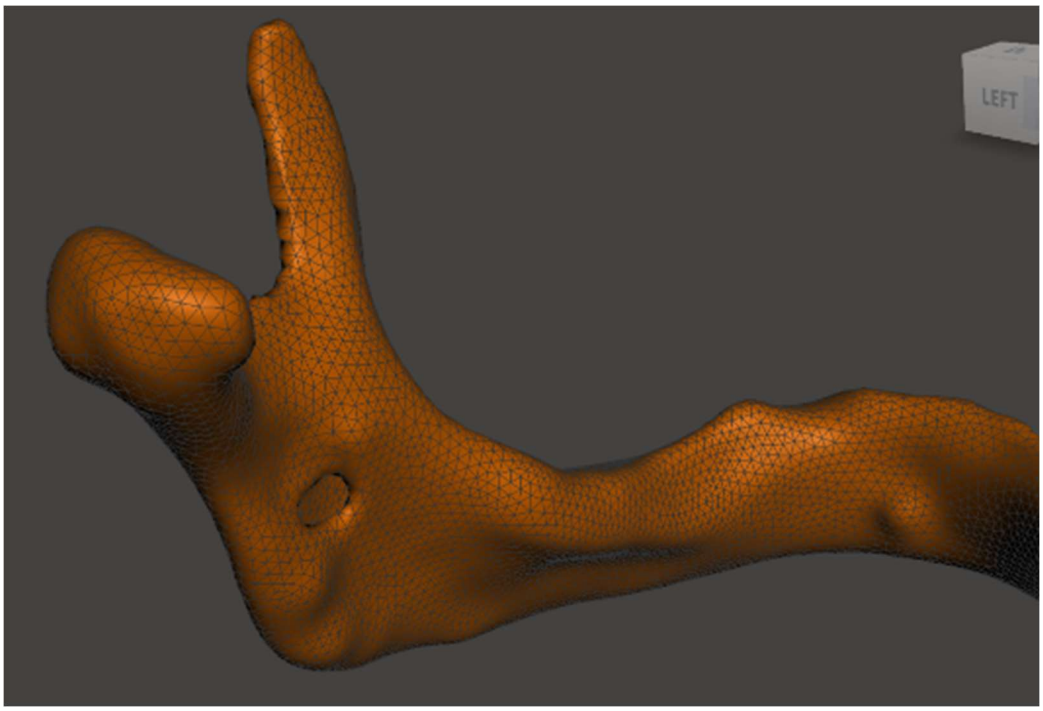



*Figura 56 Dettaglio del ramo mandibolare*

### *5.2.2 Remeshing con Meshlab*

Una volta importata la mesh, si rilevano e correggono eventuali errori in essa, con le operazioni di riparazione basilare della mesh, tramite le funzionalità del comando ***Cleaning and repairing*** in particolare:

- ***Select Self Intersecting Faces*** per la selezione dei triangoli che si intersecano, da rimuovere tramite il tasto CANC
- ***Remove Duplicated Faces*** per la rimozione delle facce doppie
- ***Remove Duplicated Vertex*** per la rimozione dei vertici doppi
- ***Close Holes*** per la chiusura di eventuali fori

La mesh di partenza è risultata essere già priva di tali errori, dunque non ha subito modifiche a seguito di queste operazioni.

Successivamente sono stati provati diversi filtri del comando ***Remeshing, Simplification and Reconstruction*** al fine di avere una ricostruzione della mesh più regolare ed omogenea. Il filtro più performante per questa mesh, è risultato essere:

- ***Remeshing: Isotropic Explicit Remeshing*** il quale esegue un remeshing esplicito di una mesh triangolare, applicando ripetutamente il ribaltamento del bordo, il collasso, il rilassamento e la rifinitura per migliorare le proporzioni (qualità del triangolo) e la regolarità topologica.

Tale filtro permette di ottenere una mesh nettamente più omogenea e regolare rispetto a quella di origine.

Ulteriori miglioramenti sono stati ottenuti incrementando:

- il numero di ***Iterations*** ( iterazioni delle operazioni effettuate sulla mesh) da 3 a 20
- il ***Crease Angle*** (angolo minimo tra le facce dell'originale per considerare il bordo condiviso come una caratteristica da preservare) da 30 a 45

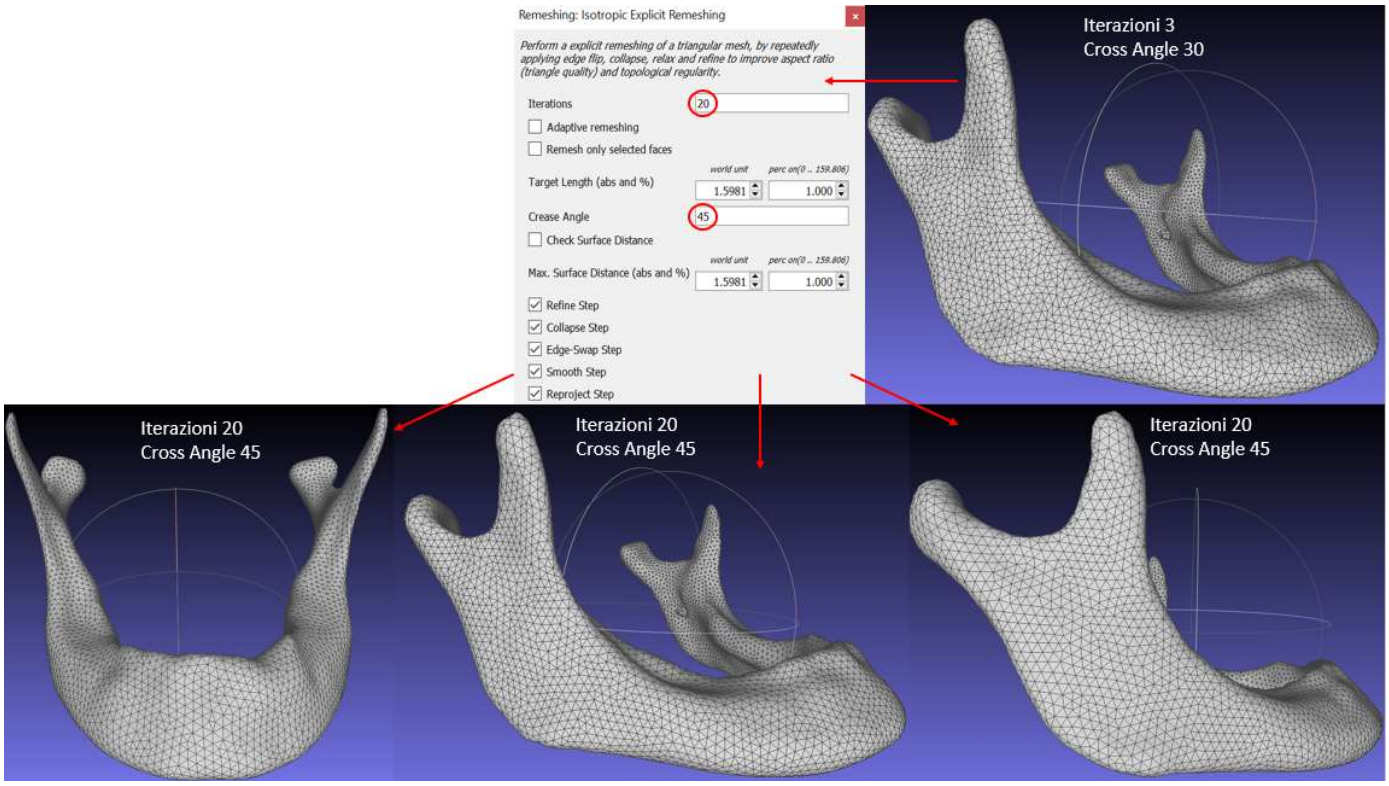



*Figura 57 Isotropic Explicit Remeshing*

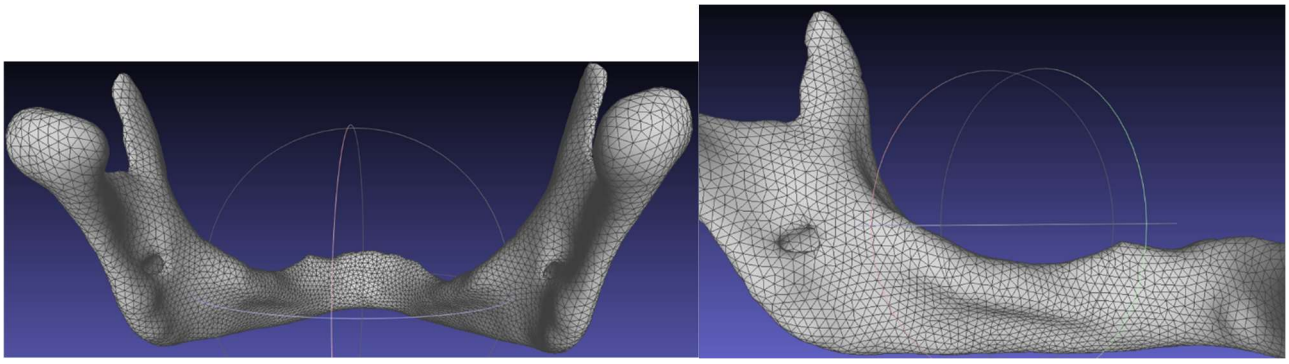


*Figura 58 Vista posteriore (a destra) e dettaglio sulla fossa mandibolare (a sinistra) della mesh ottenuta a seguito del Remeshing*

## *5.2.3 Meshlab vs Meshmixer*

In questo paragrafo si effettua un confronto delle performance dei due software utilizzati. Nella *Tabella 2* è presente un primo confronto tra *Meshlab* e *Meshmixer*, effettuato da *Formalbs Inc.* (azienda statunitense che sviluppa e commercializza Stampanti 3D, fondata da tre ex studenti del MIT nel settembre 2011, con l'obiettivo di commercializzare Stampanti 3D con tecnolgia SLA)

| | EFFECTIVENESS | EFFICIENCY | UI | VERSATILITY | REMESHING | AUTO-FIXING | TOP FEATURES | WHO IS IT FOR? | COST |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Meshmixer** | ★★★★ | ★★★ | ★★★★ | ★★★★ | ★★★★★ | ★★★★ | UI, Remesh, & Auto-Fix | 3D Artists | Free |
| **Meshlab** | ★★ | ★ | ★ | ★★★★ | ★★★★★ | ★ | Math | 3D Scanning | Free |

*Tabella 2 Confronto tra Meshmixer e Meshlab (Formlabs, 2021)*

Tali caratteristiche sono state confermate anche durante l'utilizzo di tali software in relazione allo studio in esame. In particolare:

- **Meshmixer** si presenta con interfacce più intuitive e permette una manipolazione della mesh più immediata; le operazioni eseguite sulla mesh non vengono salvate automaticamente come accade in *Meshlab*, ma si ha la possibilità di tornare indietro alle azioni precedenti. Presenta algoritmi di autofixing più performanti ed è stato possibile ottenere una mesh di buona qualità in pochi passaggi. Inoltre Autodesk fornisce una guida completa per l'utilizzo del software.
- **Meshlab** potrebbe risultare meno immediato da usare e non ha una guida completa, ma fornisce comunque un *Help* relativo alle singole funzionalità fornite. Presenta un numero elevato di filtri per la manipolazione della mesh, i quali in questo caso hanno permesso di avere delle performance migliori, anche se in modo meno immediato rispetto a *Meshmixer*.

In base ai risultati ottenuti, si può concludere che entrambi i software hanno permesso di ottenere delle mesh abbastanza regolari ed omogenee, di qualità nettamente superiore alla mesh di partenza.

In particolare, nonostante le mesh ottenute siano abbastanza simili, la performance migliore si ha con *Meshlab* (vedi *Figura 61* e *62*), in quanto è stato possibile realizzare una mesh meno fitta (vedi *Figura 59*) mantenendo una regolarità negli elementi e un'approssimazione della geometria della mandibola (anche nei bordi) superiore a quanto ottenuto con *Meshmixer*, con il quale invece non è stato possibile ridurre ulteriormente il numero degli elementi senza una visibile distorsione della geometria, principalmente in prossimità del condilo e del foro mandibolare, nonostante un incremento dei valori di regolarità degli elementi e del numero di iterazioni, come si nota nelle immagini seguenti.

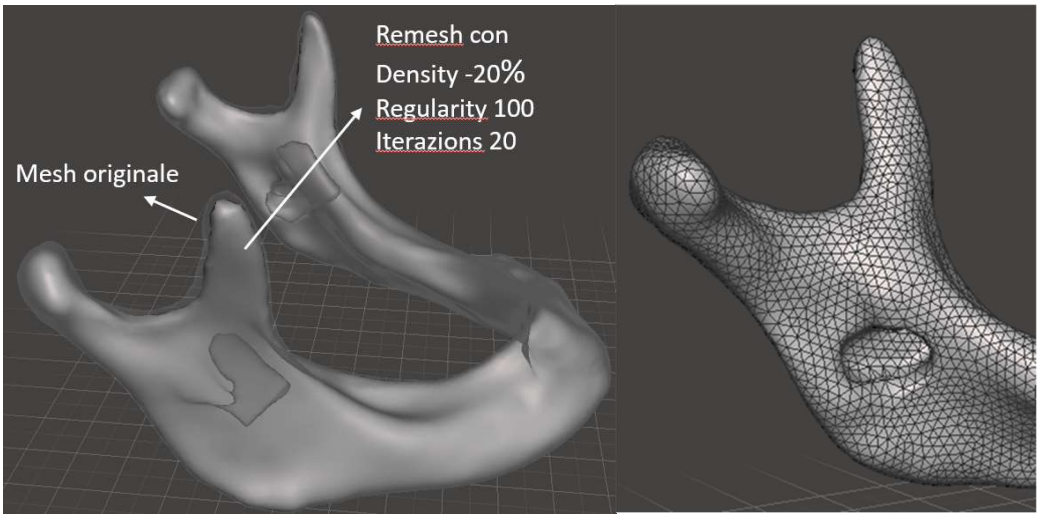



*Figura 59 A sinistra si ha la sovrapposizione della mandibola ottenuta dal remeshing con Meshmixer e la mandibola originale, mentre a destra si ha un dettaglio della distorzione del foro mandibolare in seguito al remesh con Meshmixer*

In *Figura 60* è riportato il numero di facce e vertici relativo alle tre mesh (di origine, ottenuta su *Meshlab*, ottenuta su *Meshmixer*):

| | | |
|---|---|---|
| 0 | mandibola_original * | |
| | File | mandibula_final_original.stl |
| | Vertices | 26753 |
| | Faces | 53502 |
| 1 | Mandibola_Remesh_Meshlab * | |
| | File | IER iterations 20 cross angle 45.stl |
| | Vertices | 6668 |
| | Faces | 13332 |
| 2 | Mandibola_Remesh_Meshmixer * | |
| | File | Mandibola_Remesh_Meshmixer_OK.stl |
| | Vertices | 11751 |
| | Faces | 23498 |

*Figura 60 Numero di facce e vertici relativo alle tre mesh (di origine, ottenuta su Meshlab, ottenuta su Meshmixer)*

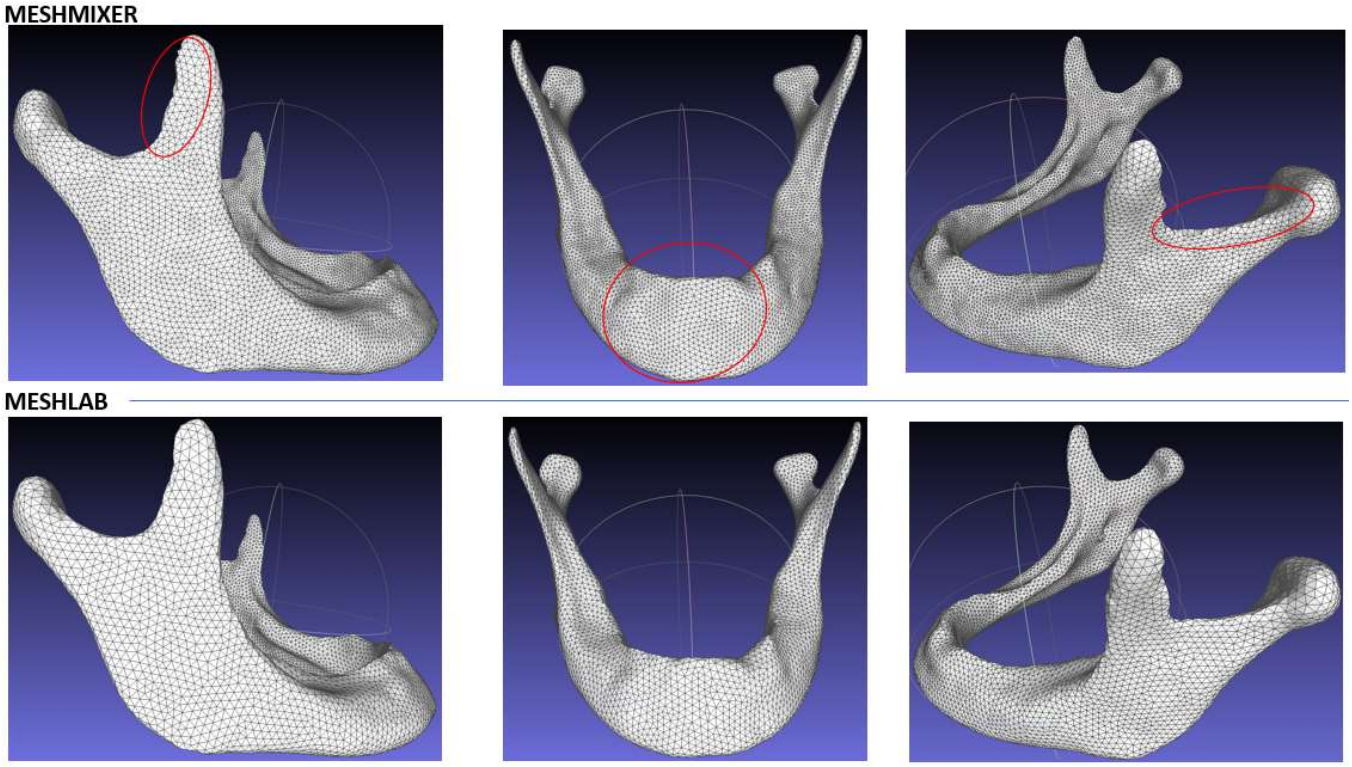



*Figura 61 Confronto delle mesh ottenure dai remeshing effettuati su Meshmixer e Meshlab. Vista laterale destra (a sinistra) vista frontale (al centro), vista laterale sinistra (a destra)*

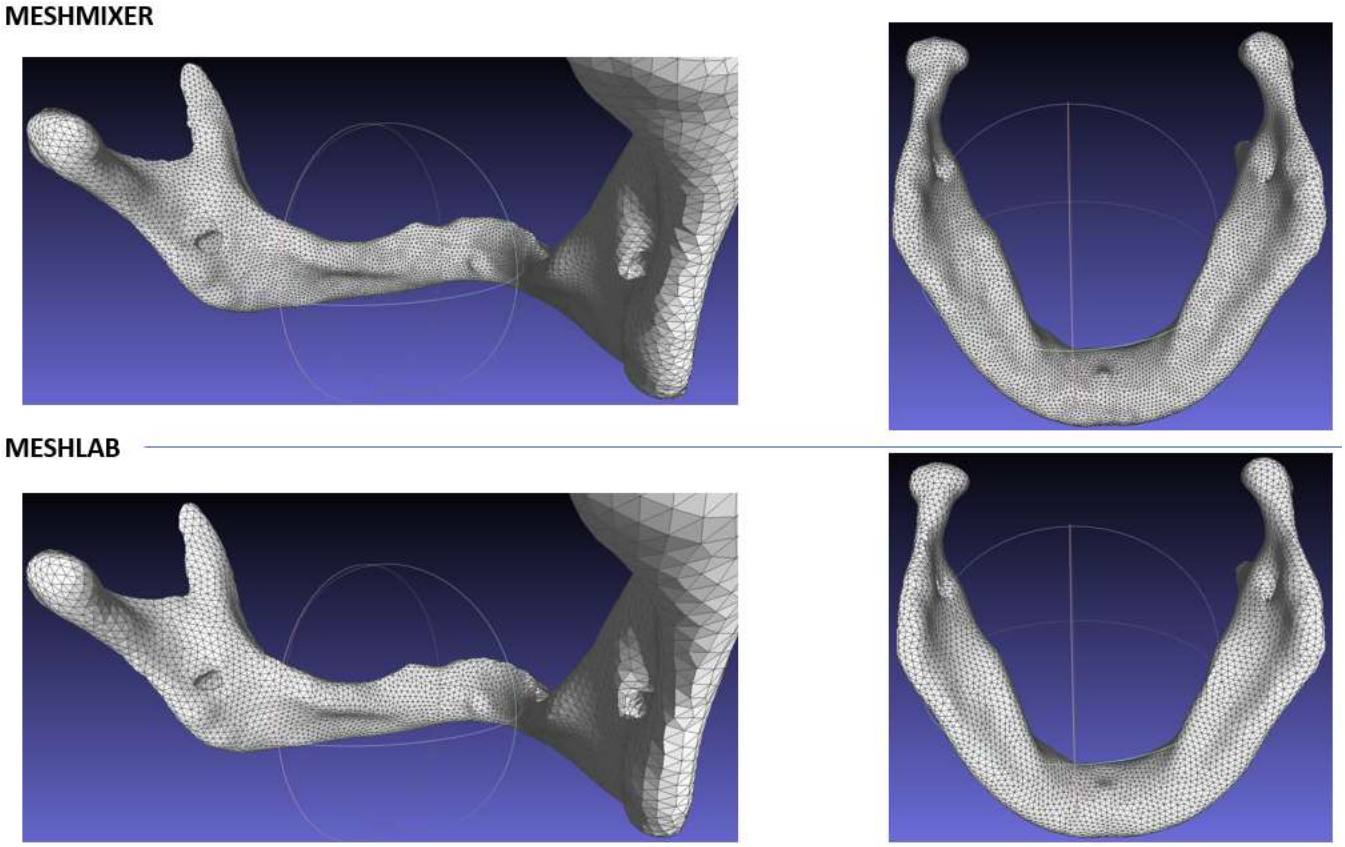



*Figura 62 Confronto delle mesh ottenure dai remeshing effettuati su Meshmixer e Meshlab. Vista posteriore (a sinistra) vista dal basso (al centro), vista laterale sinistra (a destra)*

## *5.3 Ricostruzione della regione di osso trabecolare*

Per la ricostruzione dell'osso trabecolare, si è importato in Meshmixer il modello di mandibola già utilizzato in precedenza con l'obiettivo di simulare la densità ossea più frequente in condizioni fisiologiche.

Sono state utilizzate le funzionalità dei seguenti comandi:

- ***Sculpt***: ottenendo una regione di osso trabecolare nella sola parte anteriore della mandibola
- ***Meshmix***: per inserire due sfere all'interno dei condili, successivamente modellate tramite ***Sculpt***, per realizzare una regione di osso trabecolare anche in quella zona.

Nonostante la complessità della geometria in esame, il risultato ottenuto risulta essere una buona approssimazione della realtà in relazione al modello di partenza.

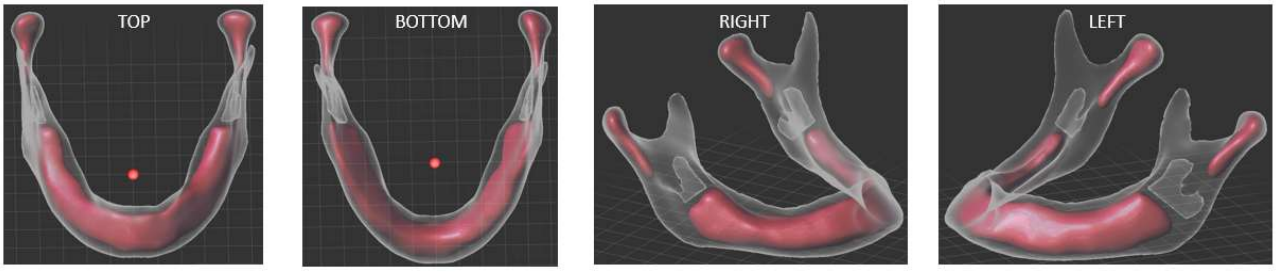



*Figura 63 Mandibola completa di osso trabecolare, ricostruito con Meshmixer.*

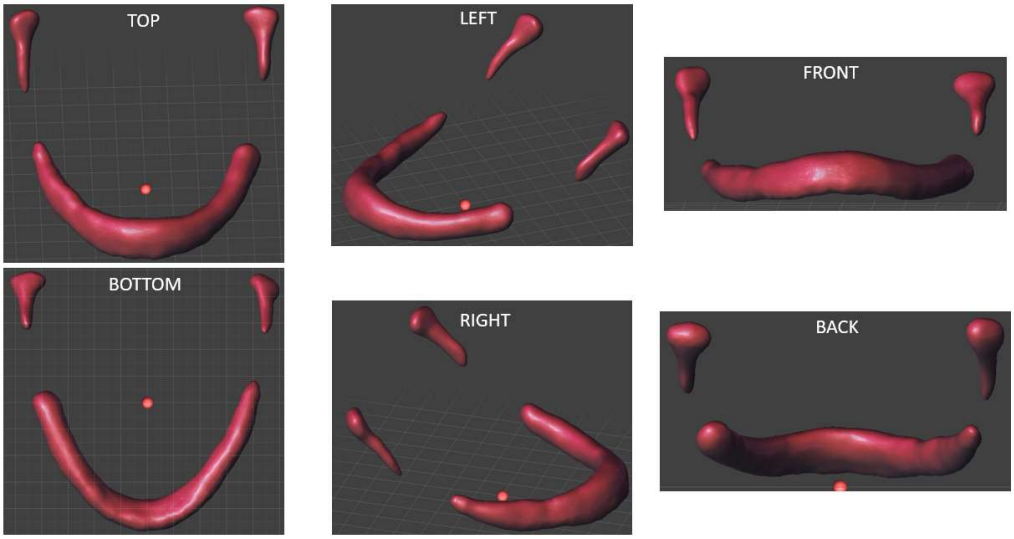



*Figura 64 Osso trabecolare ricostruito con Meshmixer*

Il remeshing dell'osso corticale è stato effettuato con Meshlab, eseguendo le stesse operazioni svolte per il layer corticale. La mesh ottenuta risulta abbastanza regolare come si nota nella figura sottostante e presenta un numero di facce pari a 6846 e 3429 vertici.

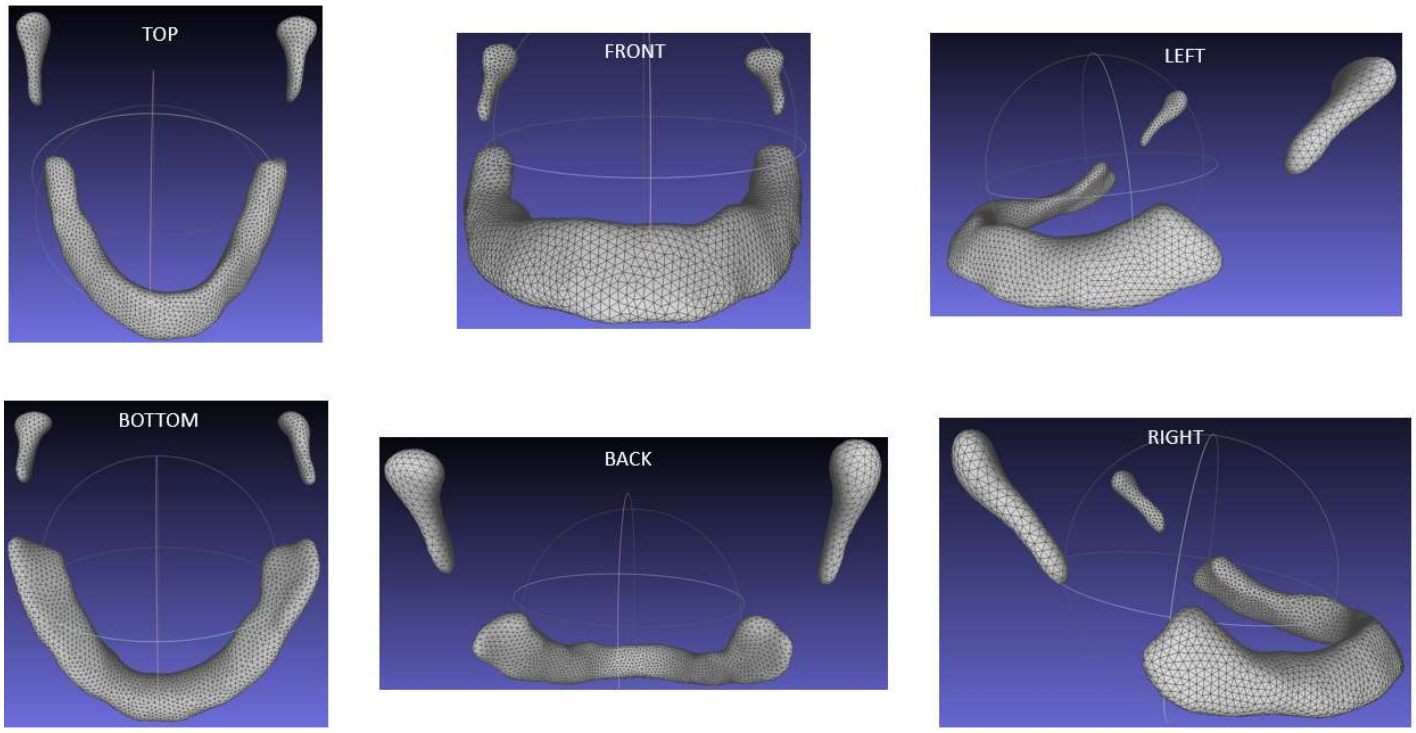



*Figura 65 Mesh della regione di osso trabecolare della mandibola*

## *5.4 Creazione dei volumi*

Per la creazione dei volumi, le mesh 2D dei layer corticale e trabecolare, sono state importate in *Ansys Workbench R2020*, ed è stata generata una mesh volumetrica dell'intera mandibola eseguendo le seguenti operazioni:

- Valutazione della mesh 2D tramite i comandi: ***Facets → Check Facets***
- Generazione dei solidi tramite: ***Convert to solid → Do not merge faces***
- Sottrazione Booleana dei volumi di trabecolare dal volume di corticale tramite: ***Design → Combine***
- Creazione della mesh 3D con le seguenti caratteristiche:
  - ***Method***: *Tetrahedrons*
  - ***Algorithm***: *Patch Conforming*
  - ***Element Size***: 2 mm sia per il volume di osso corticale che per quello trabecolare
  - ***Element Order***: *Quadratic*

È stata dunque realizzata una mesh tetraedrica con elementi a 10 nodi. È stata imposta una dimensione degli elementi di 4 mm per la regione di osso corticale, mentre per la regione di osso trabecolare si è utilizzata una mesh più fitta, con una dimensione degli elementi di 2 mm, per seguirne meglio la geometria, soprattutto nella regione dei colli condilari ricostruiti. L'algoritmo utilizzato è il *Patch Conforming,* tale tecnica prevede che tutte le facce ed i contorni (bordi e vertici) siano rispettati con tolleranze minime quando viene generata la mesh. (Ansys Meshing User's Guide, 2010)

Nelle immagini seguenti si ha la mesh volumetrica ottenuta, la quale si presenta 108801 nodi e 61008 elementi.

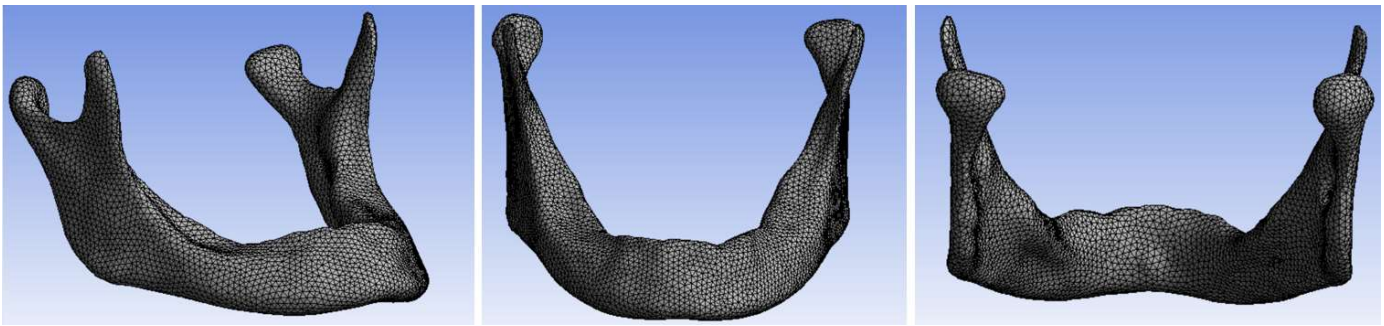


*Figura 66 Vista laterale, frontale e posteriore della mesh volumetrica generata su Ansys Workbench R2020*

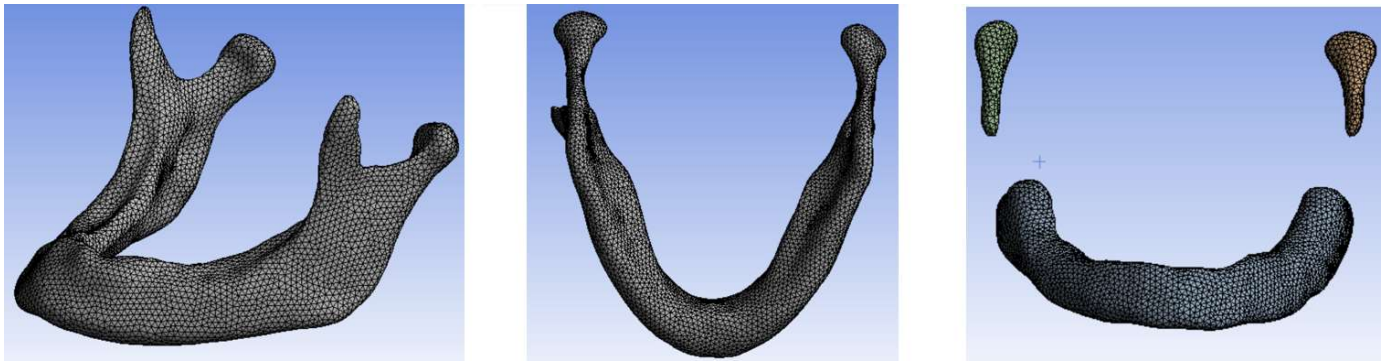


*Figura 67 Vista laterale e dal basso della mesh volumetrica generata su Ansys Workbench R2020. Mesh volumetrica dell'osso trabecolare (a destra)*

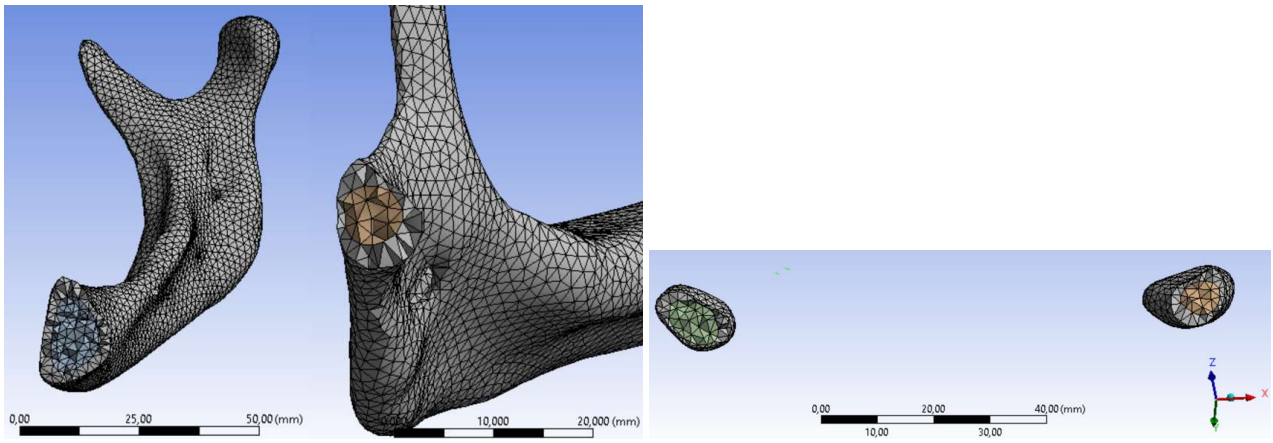



*Figura 68 Sezioni trasversali sul ramo (a sinistra), sul collo condilare (al centro), nei condili (a destra)*

## *5.5 Definizione dei materiali*

La mandibola viene modellata rispettando la diversità dei materiali che la caratterizzano, come descritto nel secondo capitolo di questo studio, in base alle diverse regioni mandibolari individuate nel 1999 da Misch, Qu e Bidez. Servendosi del tool ***Design Modeler***, di *Ansys Workbench*, l'intera mandibola (osso corticale e osso trabecolare), è stata suddivisa in sette zone a rigidezza variabile, per un totale di quattordici differenti regioni mandibolari, tramite l'utilizzo di appositi piani di separazione. La nuova mesh generata presenta 135921 nodi e 76631 elementi, e risulta meno regolare in prossimità delle interfacce tra le varie sezioni (*Figura 69*).

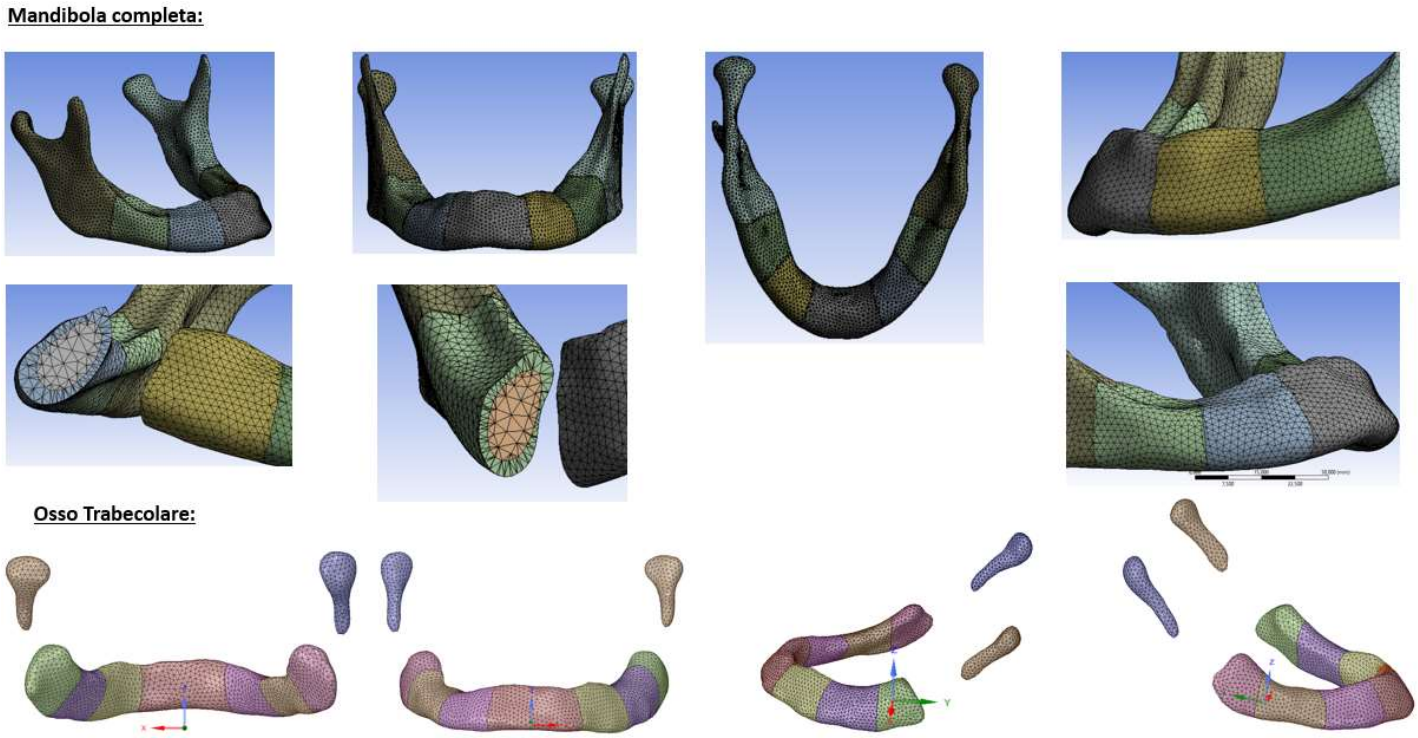



*Figura 69 Mesh definitiva della mandibola divisa in base alle diverse zone di rigidezza*

Nella tabella seguente, sono riportate le proprietà meccaniche assegnate alle diverse regioni mandibolari, dettagliate nel secondo capitolo. In particolare per i valori del modulo di Young e della densità dell'osso trabecolare, si fa riferimento allo studio di Mish, Qu e Bidez (Misch, Qu, & Bidez, 1999), per il modulo di Young dell'osso corticale a quello di Schwartz-Dabney e Dechow (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003), per la densità dell'osso corticale si considera lo studio di Seong (Seong, et al., 2009), e infine, per il coefficiente di Poisson si è fatto riferimento allo studio di An e Draughn (An & R. A. Draughn, 2000).

| | CORTICALE | | | | TRABECOLARE | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **PROPRIETÀ MATERIALE** | **Sinfisi Mandibolare** | **Corpo Mandibolare** | | **Ramo Mandibolare** | **Sinfisi Mandibolare** | **Corpo Mandibolare** | | **Ramo Mandibolare** |
| | | **Premolare Mandibolare** | **Molare Mandibolare** | | | **Premolare Mandibolare** | **Molare Mandibolare** | |
| **Modulo di Young** | 11 –22,8 $GPa$<br>$Avg$ 16,9 $GPa$ | 18,3 $GPa$ * | 19,5 $GPa$ * | 11,2 –29,8 $GPa$<br>$Avg$ 20,5 $GPa$ | $Avg$ 67,48 $MPa$ | $Avg$ 47,30 $MPa$ | $Avg$ 35,55 $MPa$ | 25,50 $MPa$ ** |
| **Coeff. Di Poisson** | 0,3 | 0,3 | 0,3 | 0,3 | 0,3 | 0,3 | 0,3 | 0,3 |
| **Densità** | 1,85 $-$ 2,0 $g/cm^3$<br>$Avg$ 1,92 $g/cm^3$ | | | | 0,85 $-$ 1,53 $g/cm^3$<br>$Avg$ 1,14 $g/cm^3$ (DS = 0,15)<br>(con midollo osseo in situ) | | | |

*Tabella 3 Proprietà meccaniche della mandibola*

* Secondo Schwartz-Dabney, C. L.; Dechow, P. C. (2003): Il range di variazione del modulo elastico del corticale è 11,6 –26,2 $GPa$ , $Avg$ 18,9 $GPa$ per il corpo mandibolare. Per le regioni del premolare e molare mandibolare, in assenza di dati presenti in letteratura, sono stati assunti i 2 valori presenti in tabella, in modo tale che la loro media fosse 18,9 Gpa, e tenendo conto che il valore di E aumenta andando dalla regione anteriore della mandibola, verso i rami.

** Secondo C. E.Misch, Z. Qu, and M.W. Bidez (1999): Il range di variazione del modulo elastico del trabecolare è 24,9 –240 $MPa$ , A$vg$ 96,2 $MPa$ (con il layer di corticale) (DS = 40,6) per l'intera mandibola, e decresce andando dalla regione anteriore della mandibola verso i rami, dunque in assenza di valori presenti in letteratura, è stato assunto un valore di E nel ramo mandibolare pari a 25,50 Mpa.

## *5.6 Generazione dei contatti*

In questo paragrafo sono presentati i contatti inseriti nel modello. È stata modellizzata la mandibola considerando diversi materiali ossei, risulta però necessario che il software consideri l'intera mandibola come un unico corpo, dunque sono stati inseriti dei contatti, di tipo ***Bonded*** che impediscono sia lo scorrimento che lo spostamento tra le varie regioni di diverso materiale. Nelle immagini seguenti sono riportate le caratteristiche dei contatti realizzati e in particolare, nella *Figura 71* si ha lo stato e il gap di tali contatti.

| **Advanced** | |
|---|---|
| Formulation | Augmented Lagrange |
| Small Sliding | Program Controlled |
| Detection Method | On Gauss Point |
| Penetration Tolerance | Program Controlled |
| Elastic Slip Tolerance | Program Controlled |
| Normal Stiffness | Factor |
| Normal Stiffness Factor | 5,e-002 |
| Update Stiffness | Each Iteration |
| Pinball Region | Program Controlled |

*Figura 70 Caratteristiche dei contatti inseriti*

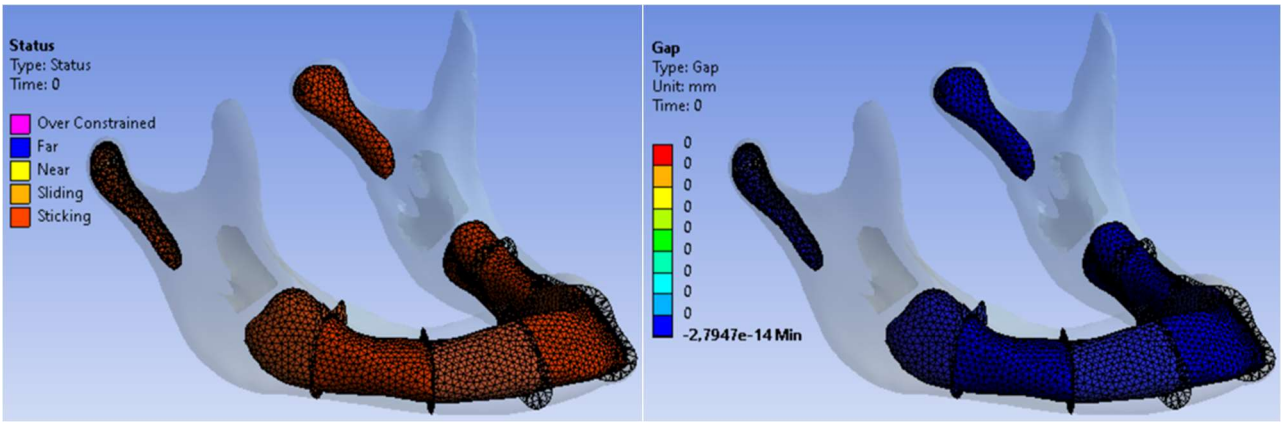



*Figura 71 Status dei contatti (a sinistra). Gap tra i contatti (a destra)*

| Name | Contact Side | Type | Status | Number Contacting | Penetration [mm] | Gap [mm] | Geometric penetration [mm] | Geometric Gap [mm] | Resulting pinball [mm] | Real Constant |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Condilo Cort Trab dx | Target | Bonded | Closed | 619 | 3,21E-14 | 0 | 4,32E-09 | 5,94E-09 | 0,25213 | 68 |
| Condilo Cort Trab sx | Target | Bonded | Closed | 633 | 2,98E-14 | 0 | 2,34E-09 | 3,22E-14 | 0,31466 | 62 |
| Cort Trab Molare dx | Target | Bonded | Closed | 852 | 1,49E-14 | 0 | 2,20E-04 | 4,67E-05 | 0,30585 | 60 |
| Cort Trab Molare dx | Target | Bonded | Closed | 1015 | 1,78E-14 | 0 | 7,72E-04 | 9,79E-04 | 0,29822 | 40 |
| Cort Trab Molare sx | Contact | Bonded | Closed | 921 | 2,02E-14 | 0 | 3,86E-09 | 3,24E-09 | 0,29464 | 45 |
| Cort Trab Premolare dx | Contact | Bonded | Closed | 831 | 1,97E-14 | 0 | 3,88E-06 | 1,18E-07 | 0,29848 | 53 |
| Cort Trab Ramo dx | Contact | Bonded | Closed | 684 | 1,56E-14 | 0 | 2,25E-14 | 1,69E-14 | 0,3086 | 35 |
| Cort Trab Ramo sx | Target | Bonded | Closed | 750 | 1,88E-14 | 0 | 2,30E-14 | 1,46E-14 | 0,31848 | 24 |
| Cort Trab Sinfisi | Target | Bonded | Closed | 1273 | 1,88E-14 | 0 | 7,07E-10 | 4,49E-06 | 0,30243 | 32 |
| Corticale Molare Premolare dx | Contact | Bonded | Closed | 120 | 1,83E-14 | 0 | 6,12E-09 | 6,20E-09 | 0,18057 | 57 |
| Corticale Molare Premolare sx | Target | Bonded | Closed | 134 | 1,60E-14 | 0 | 5,01E-15 | 3,09E-09 | 0,17559 | 42 |
| Corticale Premolare Sinfisi dx | Target | Bonded | Closed | 136 | 7,29E-15 | 0 | 6,31E-09 | 3,54E-09 | 0,18423 | 34 |
| Corticale Premolare Sinfisi sx | Contact | Bonded | Closed | 141 | 7,29E-15 | 0 | 4,39E-09 | 1,22E-03 | 0,19627 | 29 |
| Corticale Ramo Molare | Target | Bonded | Closed | 148 | 1,86E-15 | 0 | 7,93E-10 | 3,71E-04 | 0,19295 | 26 |
| Corticale Ramo Molare dx | Contact | Bonded | Closed | 146 | 2,48E-15 | 0 | 5,43E-10 | 7,07E-10 | 0,17787 | 51 |
| Giunto dx ext | Contact | Bonded | Closed | 7 | 1,92E-14 | 0 | 5,01E-09 | 3,36E-09 | 0,39465 | 71 |
| Giunto dx int | Contact | Bonded | Closed | 9 | 1,50E-14 | 0 | 2,40E-09 | 3,88E-04 | 0,21502 | 69 |
| Giunto sx ext | Target | Bonded | Closed | 16 | 1,31E-14 | 0 | 1,71E-14 | 1,03E-14 | 0,13401 | 64 |
| Giunto sx int | Target | Bonded | Closed | 11 | 2,09E-14 | 0 | 1,29E-09 | 7,68E-15 | 0,16438 | 66 |
| Trabecolare Molare Premolare dx | Target | Bonded | Closed | 86 | 1,60E-14 | 0 | 6,18E-09 | 3,69E-09 | 0,23298 | 56 |
| Trabecolare Molare Premolare sx | Contact | Bonded | Closed | 103 | 1,83E-14 | 0 | 6,96E-09 | 8,46E-09 | 0,2242 | 43 |
| Trabecolare Premolare Sinfisi dx | Target | Bonded | Closed | 93 | 1,22E-14 | 0 | 6,67E-09 | 6,76E-09 | 0,24184 | 50 |
| Trabecolare Premolare Sinfisi sx | Contact | Bonded | Closed | 94 | 9,72E-15 | 0 | 7,77E-09 | 7,00E-09 | 0,23539 | 47 |
| Trabecolare Ramo Molare sx | Target | Bonded | Closed | 120 | 2,03E-15 | 0 | 1,06E-09 | 4,47E-04 | 0,24149 | 28 |
| Trabecolare Ramo Molare dx | Contact | Bonded | Closed | 102 | 1,86E-15 | 0 | 8,75E-10 | 8,91E-10 | 0,24084 | 37 |

*Tabella 4 Stato e caratteristiche dei contatti inseriti nel modello*

## *5.7 Modellazione dei legamenti*

Sulla base delle informazioni relative alle proprietà meccaniche dei legamenti descritte nel secondo capitolo, è stato possibile introdurre il loro contributo in questo studio, modellandoli con delle molle opportunamente posizionate. In particolare per le capsule articolari sono state inserite quattro molle per condilo. Altre tre molle per ramo mandibolare sono state inserite per rappresentare i contributi dei legamenti stilomandibolare, sfenomandibolare e temporomandibolare. Il contributo dei legamenti è rilevante nello studio dei movimenti di apertura e chiusura della bocca, mentre risulta trascurabile nelle condizioni di morso statico. Per alcune molle non è stato possibile rispettare un posizionamento perfettamente simmetrico, a causa dell'asimmetria della geometria in esame, soprattutto in prossimità delle fosse mandibolari e dei condili. Il numero di facce su cui è stato applicato ogni singolo legamento, va da un minimo di 15 (per le molle delle capsule articolari) ad un massimo di 40 per i legamenti sfenomandibolari. Nella tabella seguente si hanno i valori delle proprietà meccaniche e le caratteristiche geometriche dei legamenti utilizzati in questo studio, con riferimento allo studio condotto da Fricová (Martina Fricová) per i valori del modulo di Young e del

coefficiente di Poisson, mentre per il coefficiente di Poisson si fa riferimento allo studio condotto da Galer (Bryan Galer) e infine, per i valori di lunghezza e angolo di inclinazione del legamento rispetto al ramo, ci si riferisce allo studio di Cuccia del 2011 (Antonino Marco Cuccia D. C., 2011).

| Legamento | Lunghezza (mm) | Angolo tra legamento e ramo / condilo (◦) | Rigidezza (N/mm) | Modulo di Young (Mpa) | Coeff. Di Poisson |
|---|---|---|---|---|---|
| Stilomandibolare | 20 – 25 | 23 – 37 Avg. 35 | 10,9 – 16,5 | 1200 | 0,28 |
| Sfenomandibolare | 30 – 34 | 43 – 57 Avg. 50 | 10,9 – 16,5 | 1200 | 0,28 |
| Temporomandibolare Laterale | 17 – 20 * | 1 – 3* | 10,9 – 16,5 | 1200 | 0,28 |
| Capsula Articolare | 14 – 16* | 2 – 6* | 10,9 – 16,5 | 1200 | 0,28 |

*Tabella 5 Caratteristiche dei legamenti accessori dell'articolazione temporomandibolare e della capsula articolare*

*Tali valori sono stati ricavati da misurazioni effettuate direttamente su un modello di cranio di uomo adulto ottenuto tramite scansione TC.
Lo stesso modello è stato poi utilizzato per valutare l'orientamento nello spazio dei legamenti.

Nelle immagini seguenti è presentato il modello di mandibola realizzato, completo di legamenti e capsule articolari.

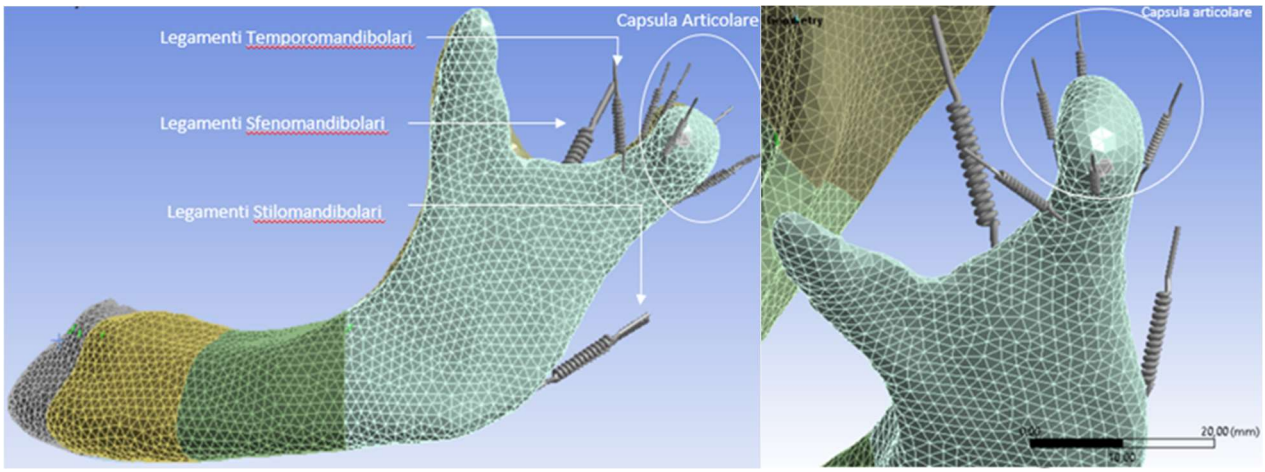



*Figura 72 Modellazione dei legamenti accessori dell'ATM. vista laterale della mandibola (a sinistra) dettaglio della capsula articolare sul condilo (a destra)*

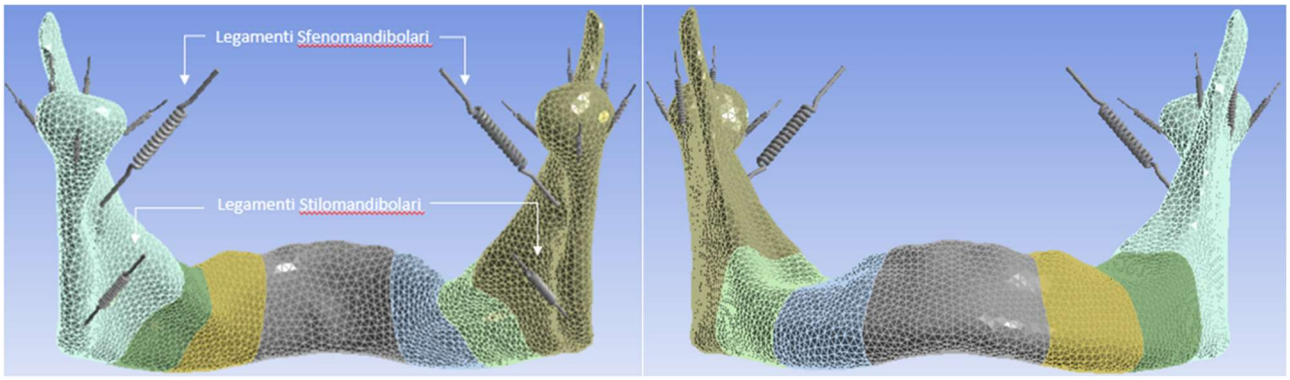



*Figura 73 Modellazione dei legamenti accessori dell'ATM. Vista posteriore (a sinistra), vista frontale (a destra)*

## *5.8 Carichi e vincoli*

In questo paragrafo verranno presentati i sistemi di carico e di vincoli utilizzati nei casi di studio della masticazione discussi nei paragrafi successivi. Per quanto concerne il contributo muscolare, sono stati applicati i valori delle forze muscolari, direttamente sull'osso mandibolare. In particolare, i valori delle forze muscolari sono stati imposti sulla base delle percentuali di attivazione muscolare e dei range di valori presenti in letteratura, con riferimento agli studi [ (Woelfel, 1997), (Gray, 1918), (Pruim, Jongh, & Bosch, 1980), (Koolstra J. a., 2005), (Schindler H. J., 2007), (Neill DJ, 1989)]. Tali forze sono state orientate in base alla direzione d'azione dei vari fasci muscolari come si vede in *Figura 31* al capitolo 2. Il numero di facce dei due lati della mandibola su cui sono stati applicate tali forze, è lo stesso per ogni coppia muscolare.

**<u>Apertura della bocca:</u>**

| Muscolo | $F_x$ $[N]$ [N] | $F_y$ $[N]$ | $F_z$ $[N]$ | $F_{tot}$ $[N]$ |
|---|---|---|---|---|
| Digastrico | *0* | *33* | *-33* | *46,669* |
| Pterigoideo Laterale | *0* | *-112,8* | *0* | *112,8* |

*Tabella 6 Valori delle forze muscolari dei muscoli abbassatori nel caso di apertura normale della bocca*

**<u>Chiusura della bocca:</u>**

| Muscolo | $F_x$ $[N]$ | $F_y$ $[N]$ | $F_z$ $[N]$ | $F_{tot}[N]$ |
|---|---|---|---|---|
| Temporale | *0* | *-20* | *45* | *49,244* |
| Massetere | *0* | *-7* | *12* | *13,892* |
| Pterigoideo Mediale | *0* | *-10* | *15* | *18,028* |

*Tabella 7 Valori delle forze muscolari dei muscoli elevatori nel caso di chiusura della bocca a partire da una condizione di normale apertura*

**Morso statico:**

| Muscolo | $F_x[N]$ | $F_y[N]$ | $F_z[N]$ | $F_{tot}[N]$ |
|---|---|---|---|---|
| Temporale | 0 | -40 | 100 | 107,7 |
| Massetere | 0 | -95 | 113 | 147,63 |
| Pterigoideo Mediale | 0 | -60 | 65 | 88,459 |

*Tabella 8 Valori delle forze muscolari nel caso di morso statico di una noce*

Per quanto riguarda il sistema di vincoli imposti, le zone di occlusione sono state modellate tramite l'inserimento di incastri sull'arcata dentale della mandibola nelle varie zone di interesse in base al tipo di morso in esame, mentre per simulare la rotazione dei condili nella fossa temporo-mandibolare dell'articolazione dell'ATM, durante le fasi di normale apertura e chiusura della bocca, è stato realizzato un giunto tramite il tool *Design Modeler* di *Ansys Workbench R2020* permettendo la sola rotazione attorno all'asse x per un massimo di ± 14° a seconda che si simuli l'apertura o la chiusura.

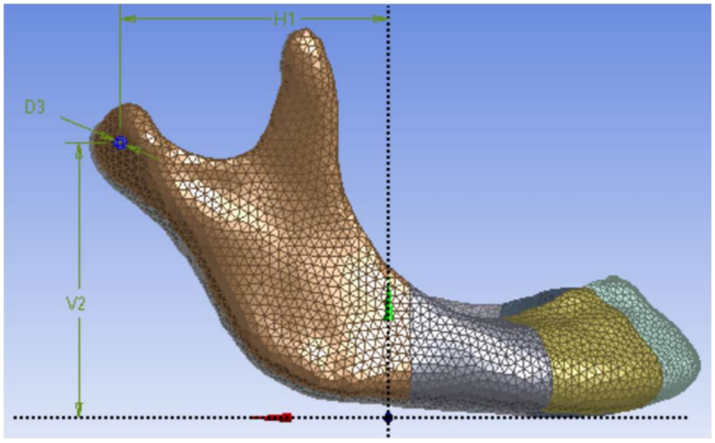



*Figura 74 Giunto di rotazione attorno all'asse bicondilare*

Per simulare la condizione di massima apertura, tale giunto andrebbe inserito non nei condili ma a metà del ramo mandibolare, in modo da simulare la rototraslazione nell'ATM. Mentre viene eliminato durante la simulazione del morso, vincolando anche la rotazione attorno a x.

# 6 Studio della masticazione

## 6.1 Apertura della bocca

In questo primo caso di studio, è stata simulata l'apertura della bocca durante la masticazione, in particolare facendo riferimento al tratto II – 1 dello Schema di Posselt.

I carichi muscolari sono applicati come si vede in *Figura 75* inserendo il contributo dei muscoli digastrico e pretigoideo laterale, con i valori delle forze riportati in *Tabella 6* e, il giunto nei condili consente la sola rotazione attorno all'asse x fino ad un massimo di -14°.

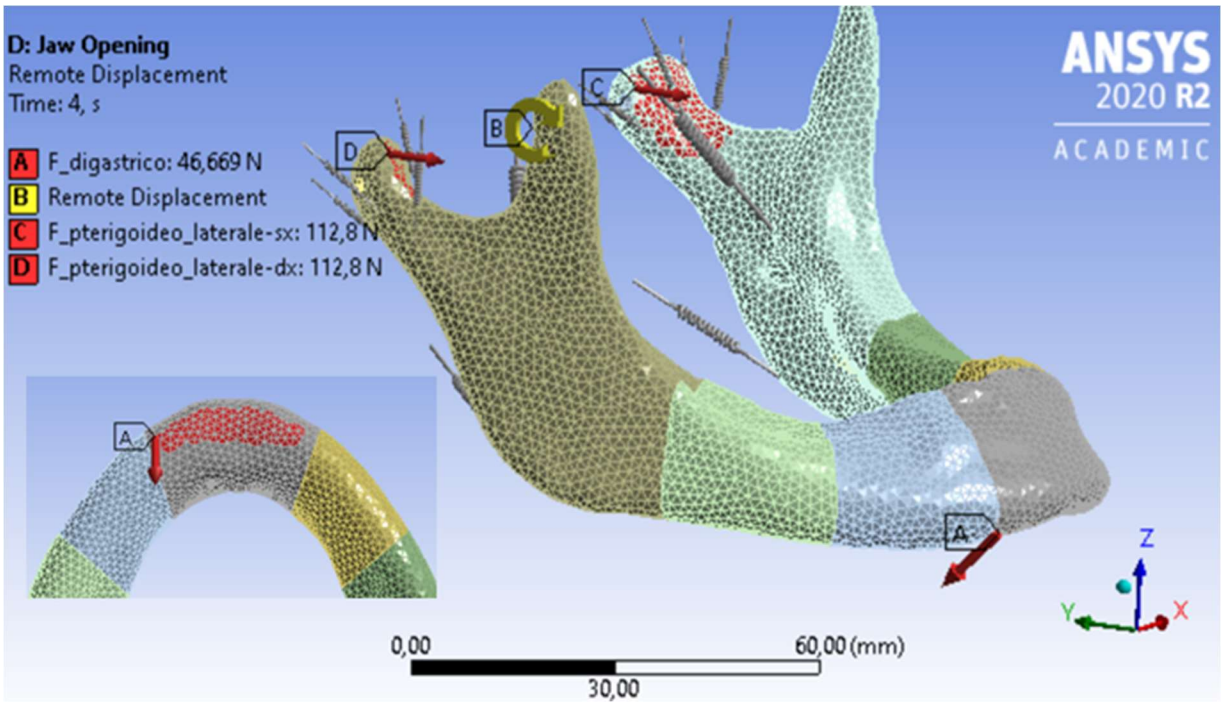



*Figura 75 Sistema di carichi e vincoli per simulare l'apertura della bocca durante la masticazione*

Il modello è stato validato con l'osservazione delle deformazioni totale e in particolare lungo l'asse z (*Figura 77*). Dall'osservazione lungo z si nota come la mandibola nella regione superiore della sinfisi, presenta una deformazione lungo il verso negativo dell'asse z di 2,1 cm, rientrando nel range fisiologico di apertura della bocca.

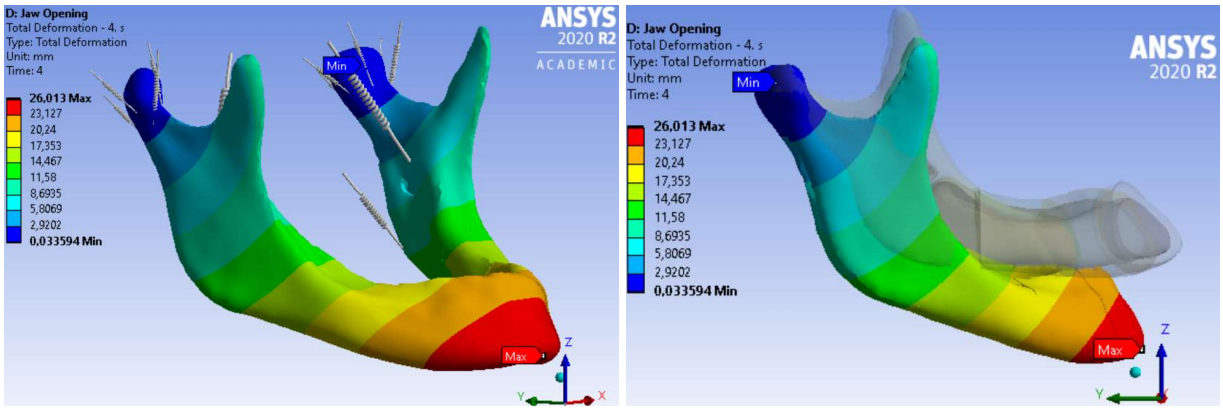



*Figura 76 Deformata totale (a sinistra), indeformata (a destra)*

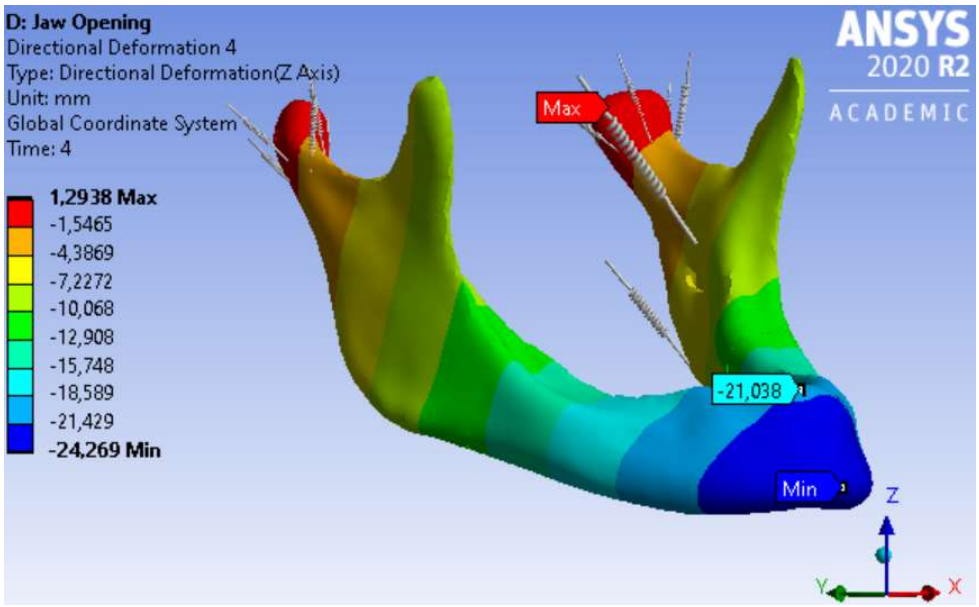



*Figura 77 Deformata lungo l'asse z*

Si considerano le forze di reazione sviluppate nel giunto (*Figura 78*) per avere un'indicazione sulla risposta dell'articolarione temporomandibolare in conseguenza all'applicazione dei carichi muscolari. In letteratura non sono presenti dati sperimentali a riguardo, a causa dell'inacessibilità dell'ATM per misurazioni in vivo, tuttavia secondo uno studio condotto su un modello biomeccanico, durante i movimenti di apertura, si ha una forza di reazione nei giunti notevolmente superiore a quella ottenuta nel caso di chiusura (Matthijs Tuijt, 2010).

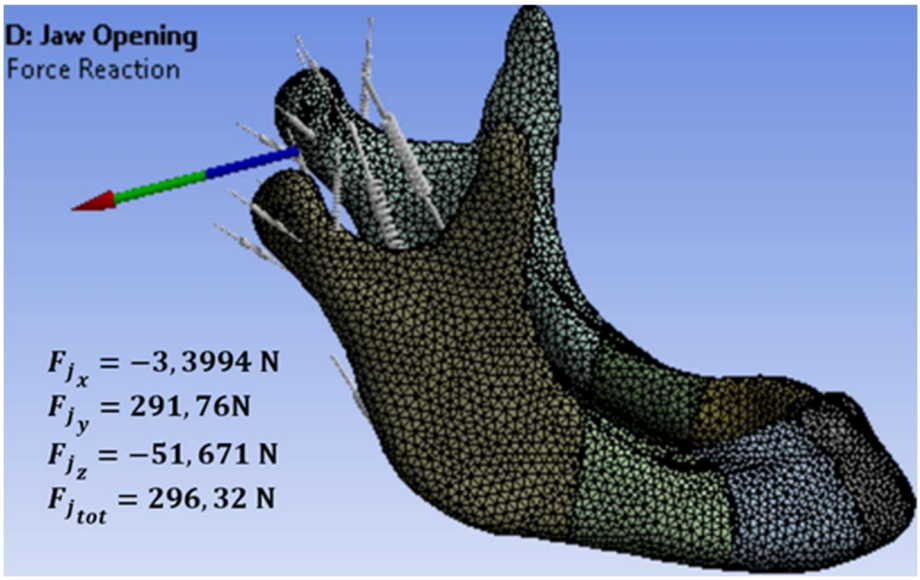



*Figura 78 Forza di reazione nei condili*

La distribuzione delle tensioni equivalenti ottenuta (*Figura 79 - 80*) è coerente con i risultati presenti in letteratura. La mandibola risulta prevalentemente scarica, con una concentrazione maggiore delle tensioni in corrispondenza dei colli condilari e delle regioni alte dei rami e in alcune aree della superficie interna del corpo mandibolare, in cui lo spessore di osso corticale risulta minore. La regione di osso trabecolare è scarica. Si trascurano le tensioni maggiori registrate (comunque basse), poiché in prossimità dei giunti. Il massimo valore tensionale si ha in corrispondenza della regione di minimo spessore (come si vede in *Figura 81*). Non è stato possibile modificare la geometria della mandibola al fine di inspessire quest'area, senza creare spessori simili in altre regioni mandibolari.

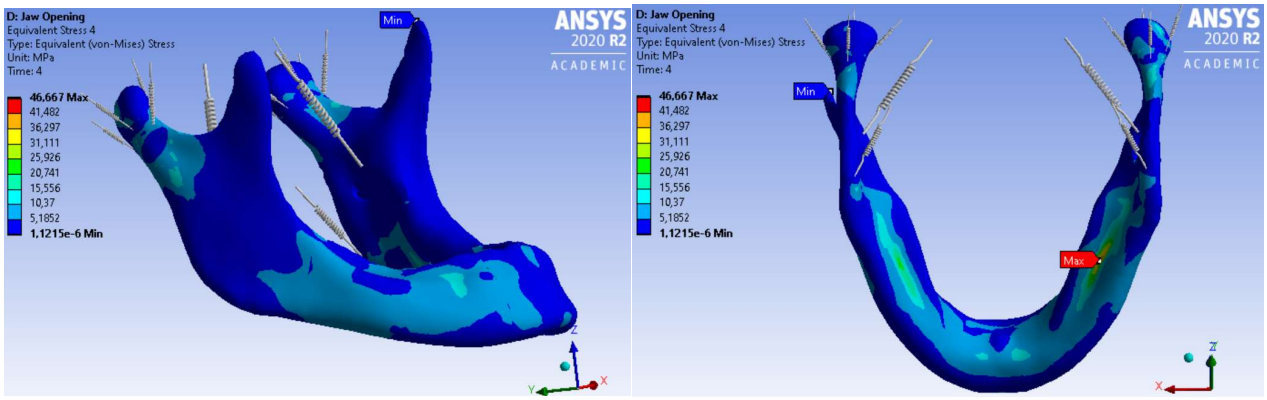



*Figura 79 Tensioni equivalenti (Von Mises)*

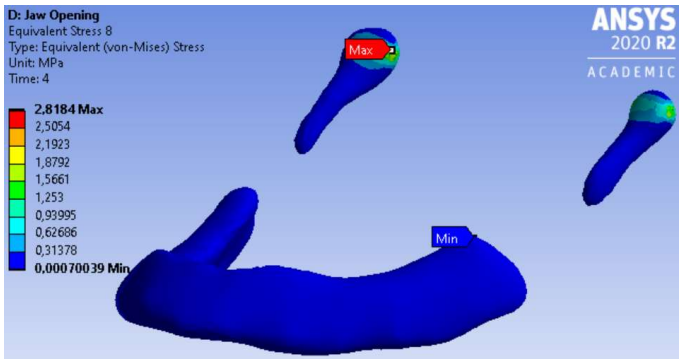



*Figura 80 Tensione equivalente (Von Mises) sull'osso trabecolare*

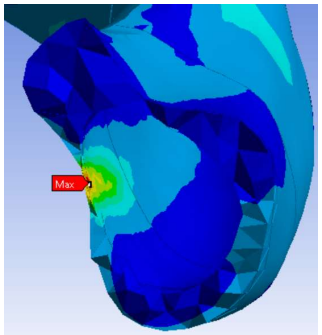



*Figura 81 Massima tensione equivalente nella regione di minimo spessore*

## *6.2 Chiusura della bocca*

Per simulare la chiusura sono state applicate le forze muscolari dei muscoli elevatori e il giunto nei condili consente la sola rotazione attorno all'asse x fino ad un massimo di -14°. (*Figura 82*)

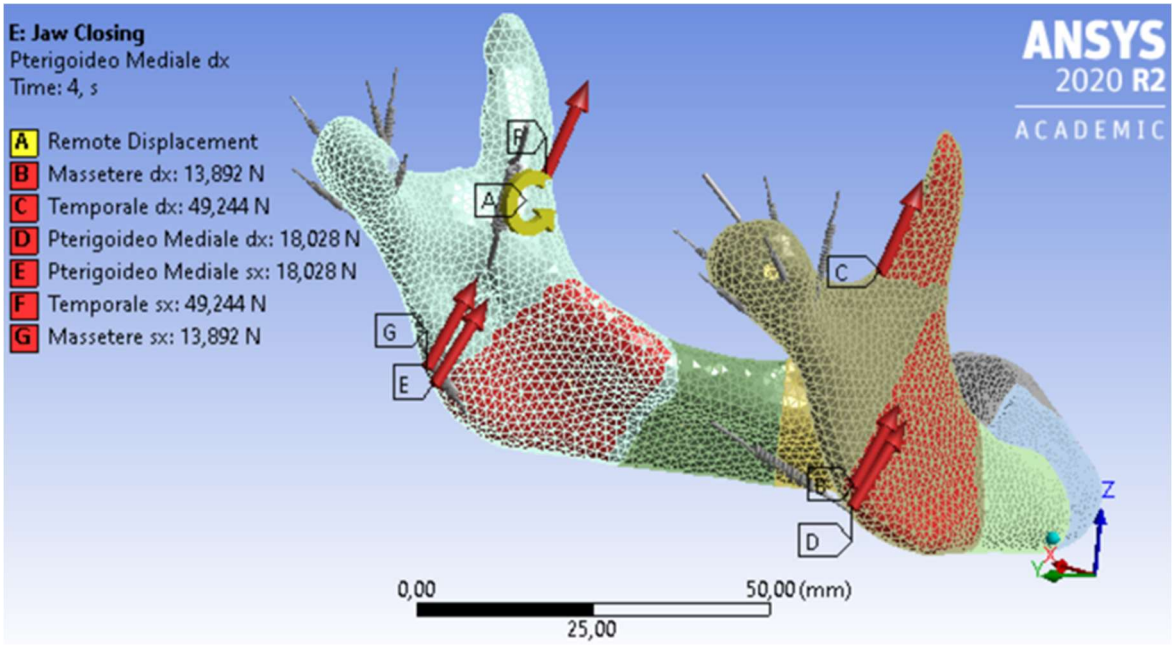



*Figura 82 Sistema di carichi e vincoli per simulare la chiusura della bocca durante la masticazione*

Anche in questo caso si osservano le deformazioni totali (*Figura 83*) e lungo z (*Figura 84*) e si nota come la mandibola nella regione superiore della sinfisi, presenta una deformazione lungo il verso positivo dell'asse z di 2,4 cm, rispettando la fisica del problema.

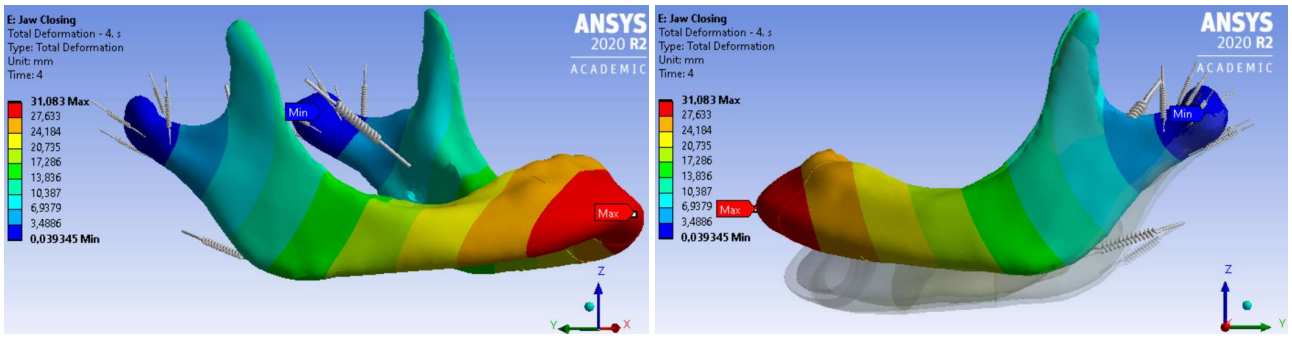



*Figura 83 Deformazione totale (a sinistra), indeformata (a destra)*

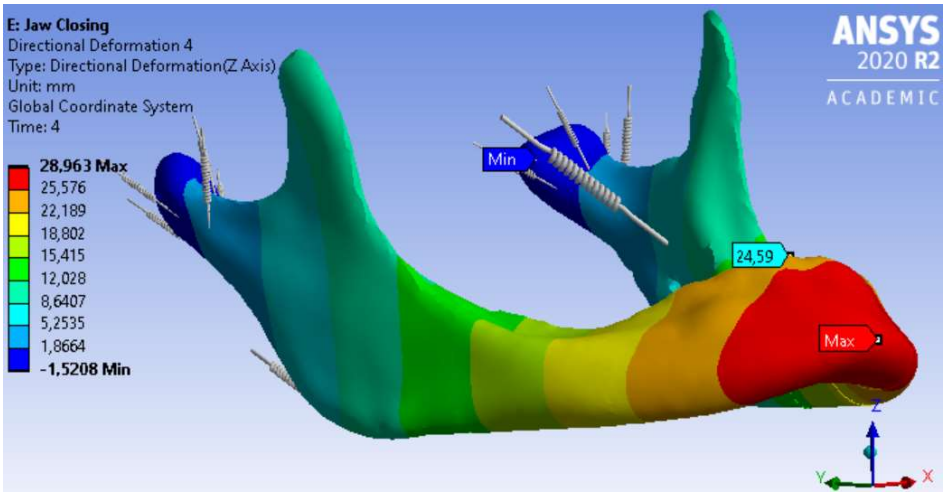



*Figura 84 Deformata lungo l'asse z*

In *Figura 85* si ha la forza di reazione nei condili.

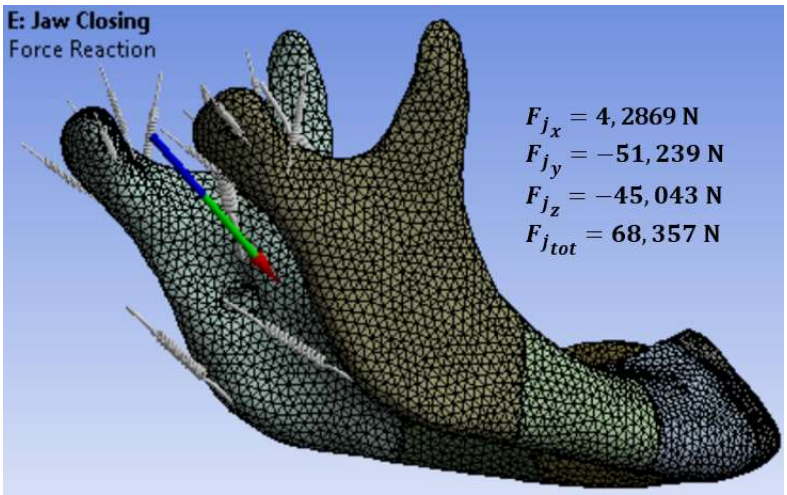



*Figura 85 Forza di reazione nei condili*

Osservando la distribuzione delle tensioni equivalenti di Von Mises (*Figura 86*), si nota come la mandibola risulti prevalentemente scarica, con una concentrazione maggiore delle tensioni in corrispondenza dei colli condilari, dei processi coronoidali e delle zone in cui si ha un minore spessore dell'osso corticale. La regione di osso trabecolare (*Figura 87*) si presenta scarica, l'incremento delle tensioni si ha in prossimità dei giunti e dunque si può trascurare.

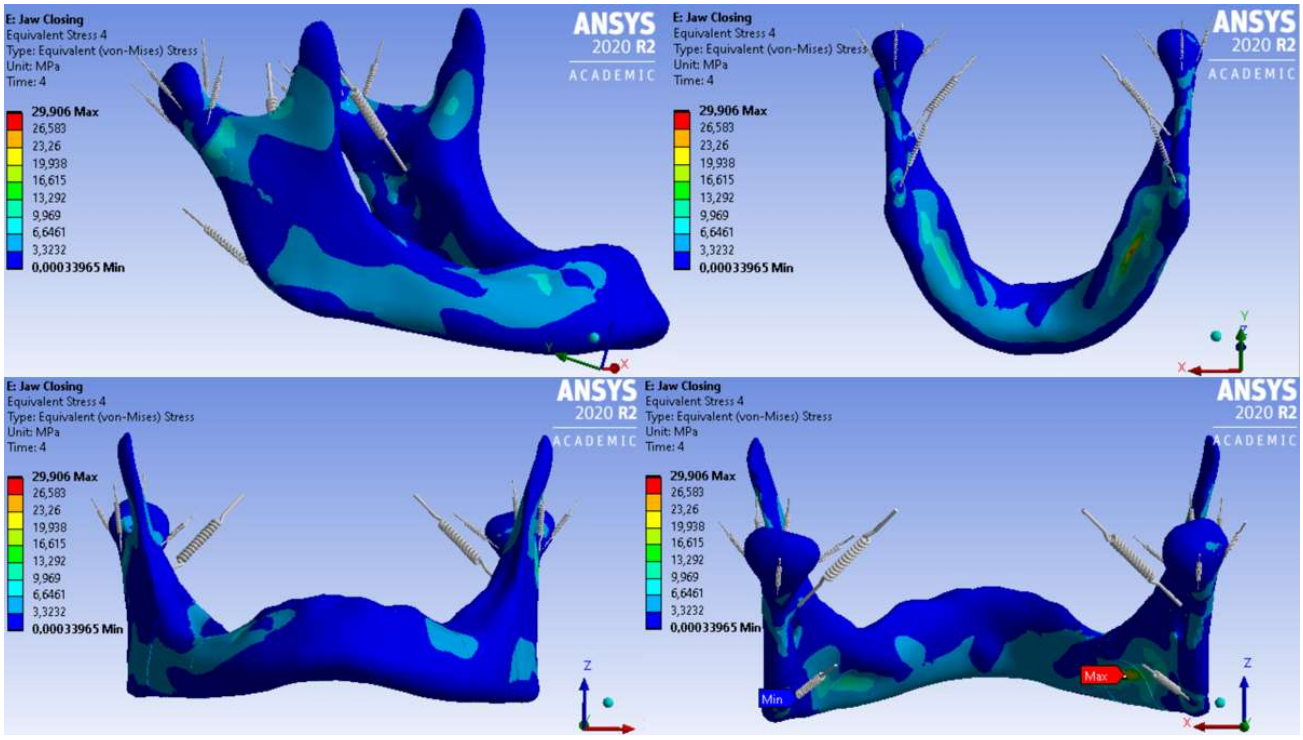



*Figura 86 Tensioni equivalenti di Von Mises*

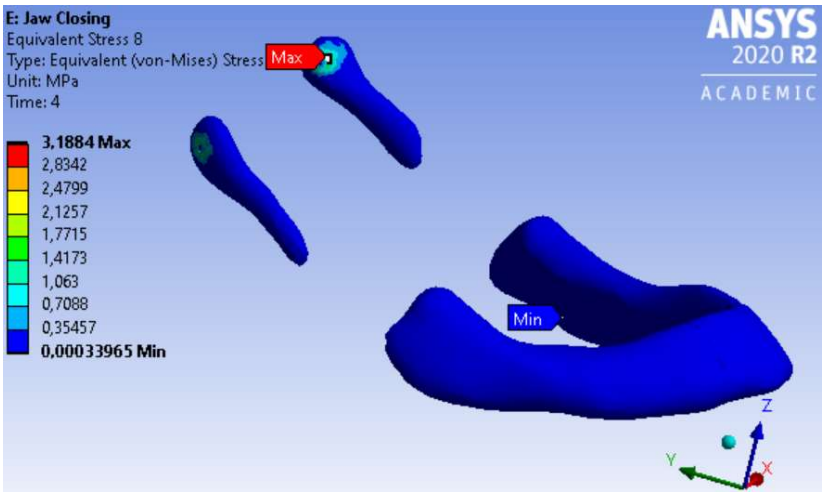



*Figura 87 Tensioni equivalenti di Von Mises sull'osso trabecolare*

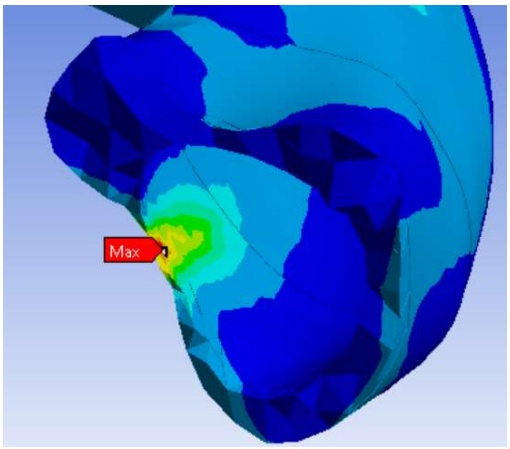



*Figura 88 Massima tensione di Von Mises nel punto di minimo spessore dell'osso corticale*

## *6.3 Morso molare intercuspidale – serraggio*

In questo caso di studio, è stata eliminata anche la rotazione attorno all'asse x del giunto (rispetto ai casi precedenti). Le zone di occlusione sono state modellate tramite degli incastri, mentre le forze muscolari sono state imposte con valori che permettessero di ottenere forze occlusali lungo z, paragonabili a quelle che si avrebbero durante il morso di una noce.

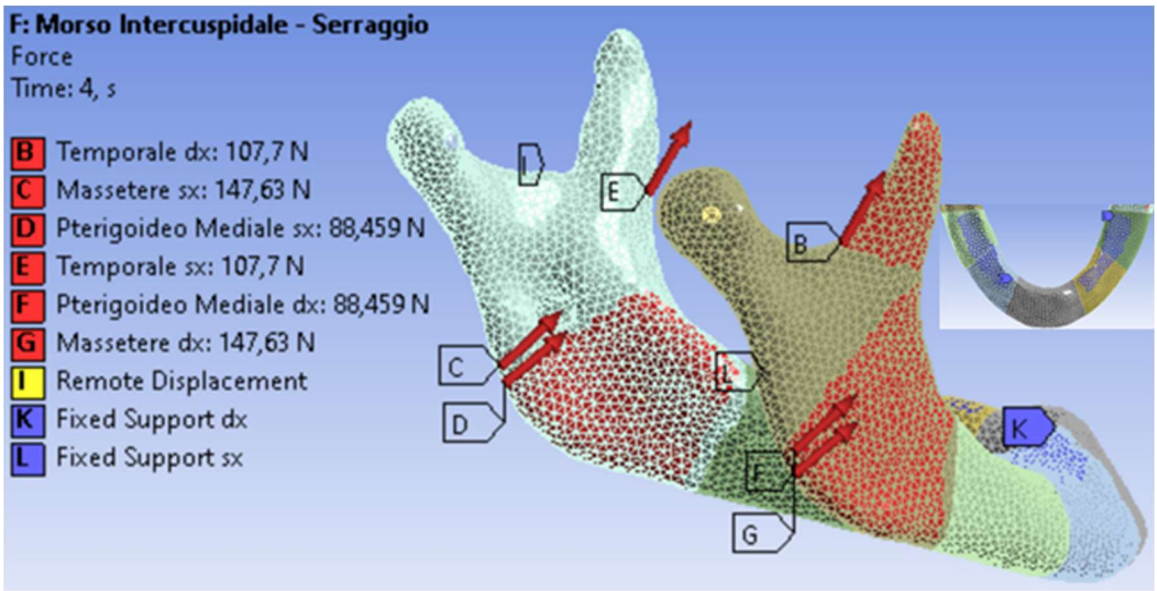



*Figura 89 Sistema di carichi e vincoli per simulare il morso intercuspidale di una noce*

Osservando le deformazioni, si nota che sono coerenti con i risultati di altri studi presenti in letteratura, sia per ordine di grandezza che per distribuzione. Come si nota dalla deformata lungo l'asse x (*Figura 91*), le componenti trasversali dei carichi provocano una deformazione trasversale nei rami e nelle regioni dei corpi mandibolari ad essi adiacenti, la regione inferiore dei rami è deformata verso l'esterno, mentre la regione dei corpi mandibolari lo è verso l'interno, e ne risulta

un conseguente restringimento dell'arco mandibolare. La deformata lungo z (*Figura 93*) evidenzia una leggera flessione sagittale, con i processi coronoidei che si muovono nel verso positivo dell'asse, contrariamente alla regione sinfisaria che va nel verso opposto, conseguenza delle componenti verticali delle forze muscolari.

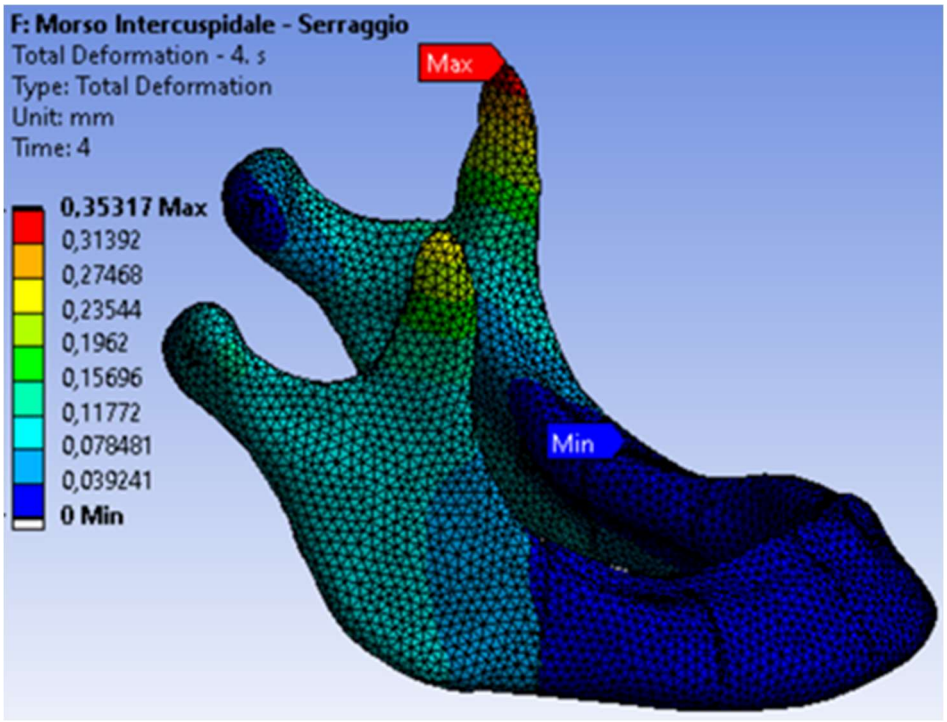



*Figura 90 Deformazione totale*

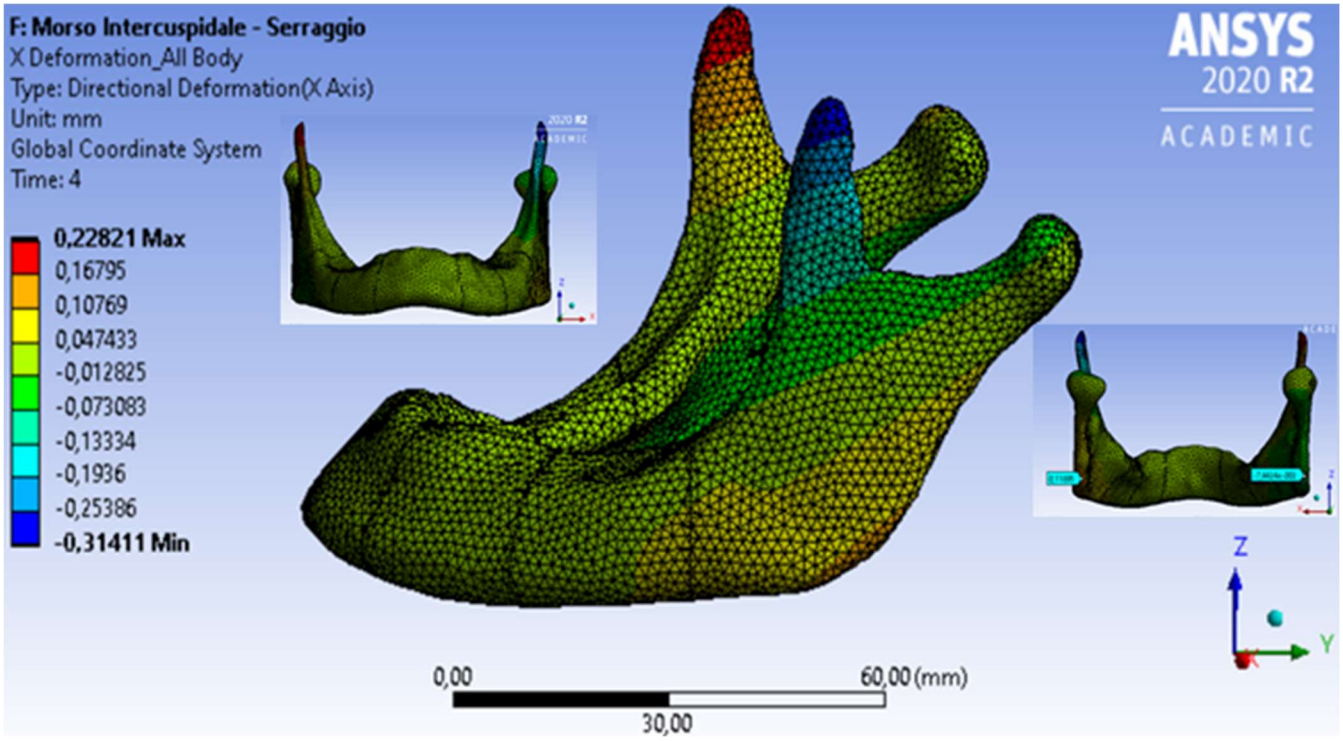



*Figura 91 Deformazione lungo l'asse x*

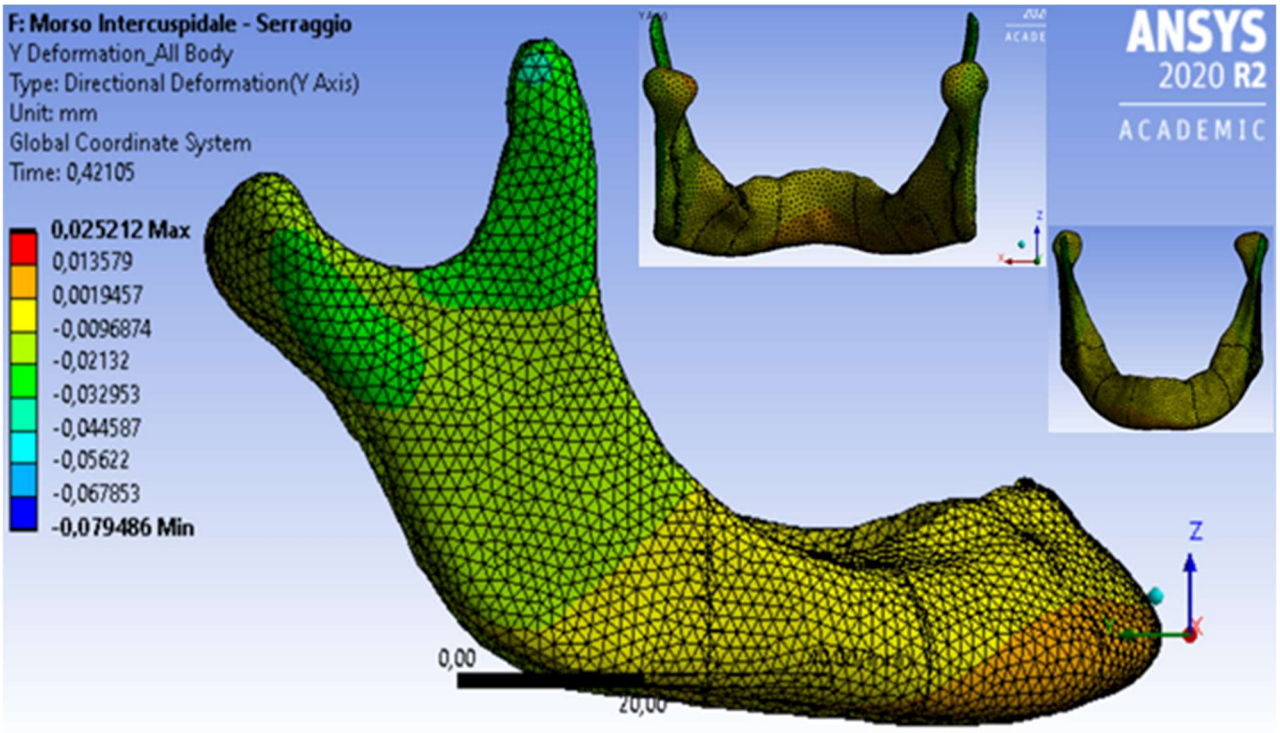



*Figura 92 Deformazione lungo l'asse y*

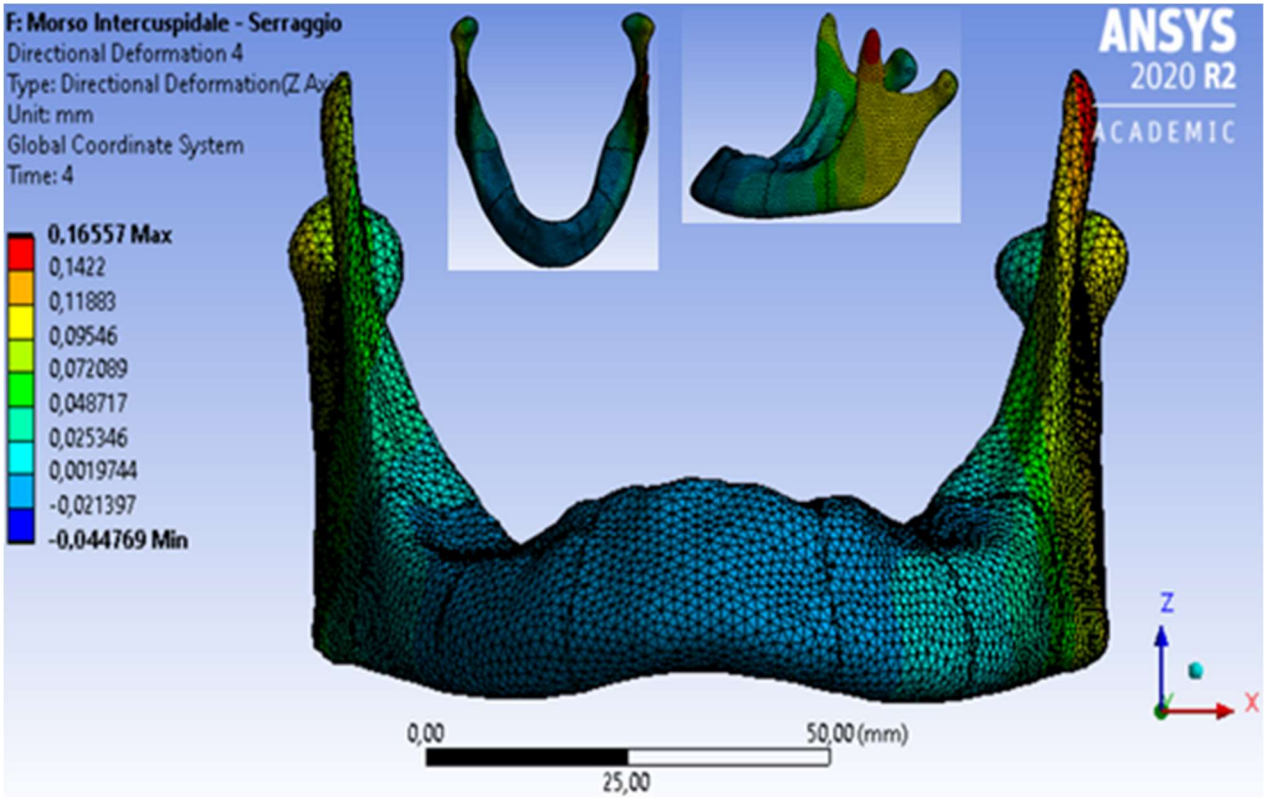



*Figura 93 Deformazione lungo l'asse z*

La componente dei momenti attorno all'asse x in *Figura 94* è indicativa della flessione della mandibola nel piano sagittale. Attorno all'asse y, si hanno dei momenti di verso opposto, e sono rappresentativi dei momenti torcenti presenti sui corpi mandibolari, che comportano un restringimento dell'arcata mandibolare, come visibile nella slide precedente. Infine le componenti attorno all'asse z, risultano in opposizione alla deformazione trasversale che subisce la mandibola in queste condizioni di carico e vincolo.

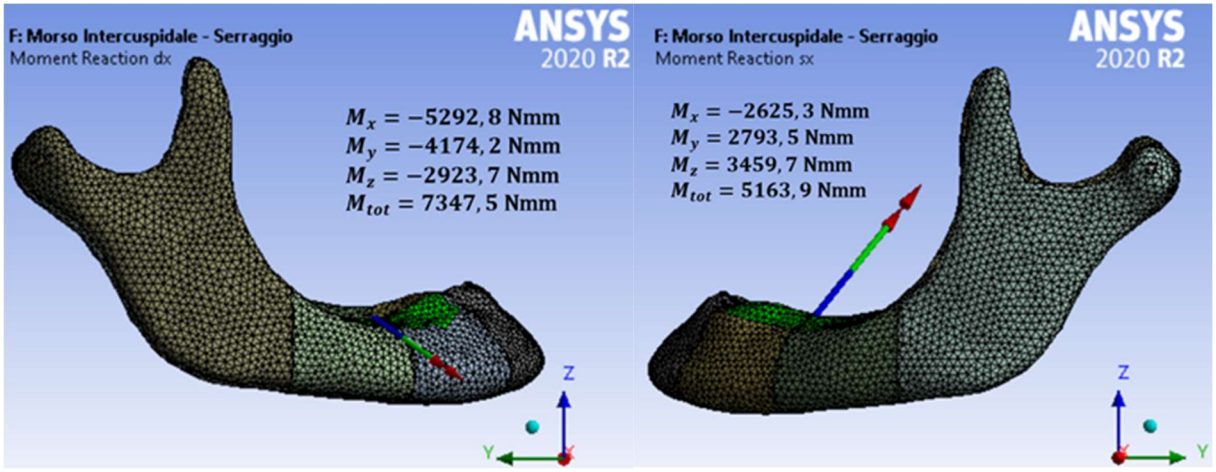



*Figura 94 Momento di reazione nelle regioni di occlusioni*

In letteratura sono considerate unicamente le componenti delle forze di reazione, normali al piano occlusale. Nelle immagini seguenti si ha che il valore di $F_z$ ottenuto, secondo lo studio (Neill DJ, 1989) potrebbe corrispondere alla forza occlusale che si avrebbe nel morso di una noce, in base alle considerazioni dello studio (Mahoney, 2000) secondo cui le forze applicate direttamente sui denti saranno maggiori di quelle applicate direttamente sull'osso mandibolare, essendo i denti più rigidi della mandibola secondo un rapporto approssimativo di 4:1

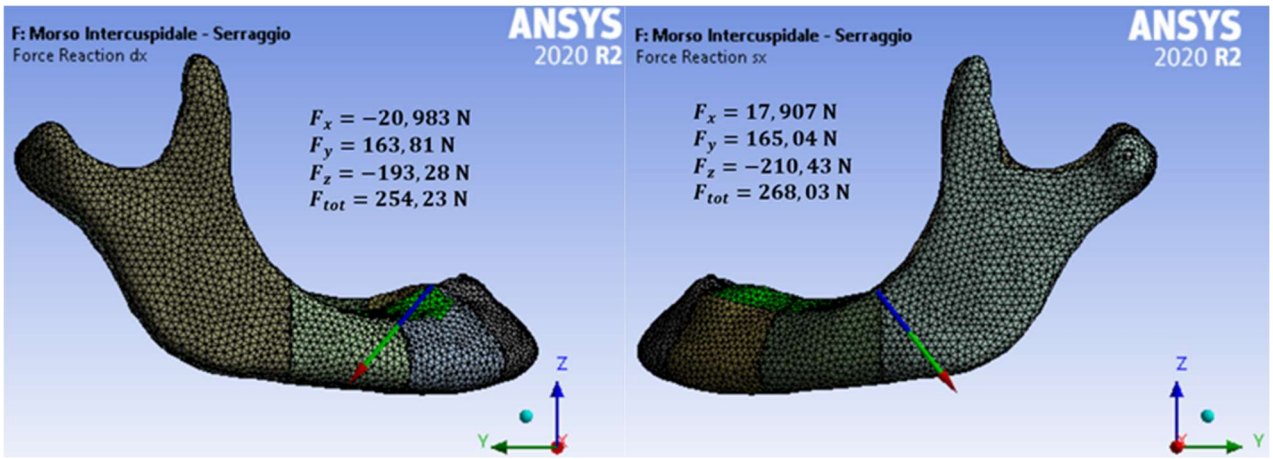



*Figura 95 Forze di reazione nelle regioni di occlusione*

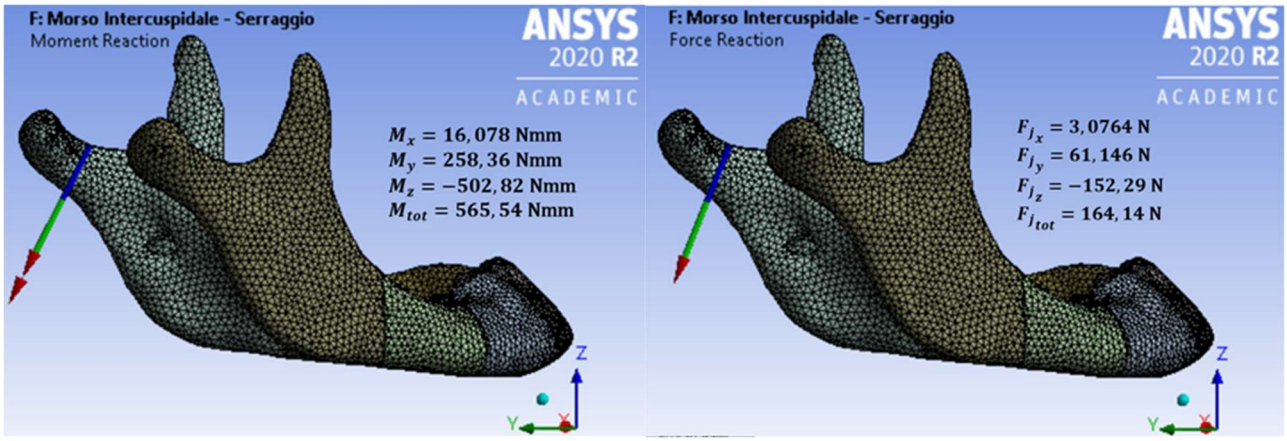



*Figura 96 Momento e forza di reazione nei condili*

Nelle immagini seguenti si ha la distribuzione delle tensioni equivalenti di Von Mises e si nota come, coerentemente con i dati presenti in letteratura, le regioni più sollecitate risultano essere i rami, in particolare la zona adiacente ai corpi mandibolari, i colli condilari e i processi coronoidei. Tensioni maggiori si hanno anche lungo le superfici linguali dei corpi mandibolari e vestibolari della regione molare dei corpi, in corrispondenza delle regioni di applicazione dei vincoli. Errori nella mesh sono presenti sui versanti superiori delle regioni molari dei corpi mandibolari, dunque si trascurano i valori tensionali presenti in quelle zone. Si trascurano anche le tensioni registrate nei condili dell'osso trabecolare, in quanto dovute alla presenza dei vincoli imposti.

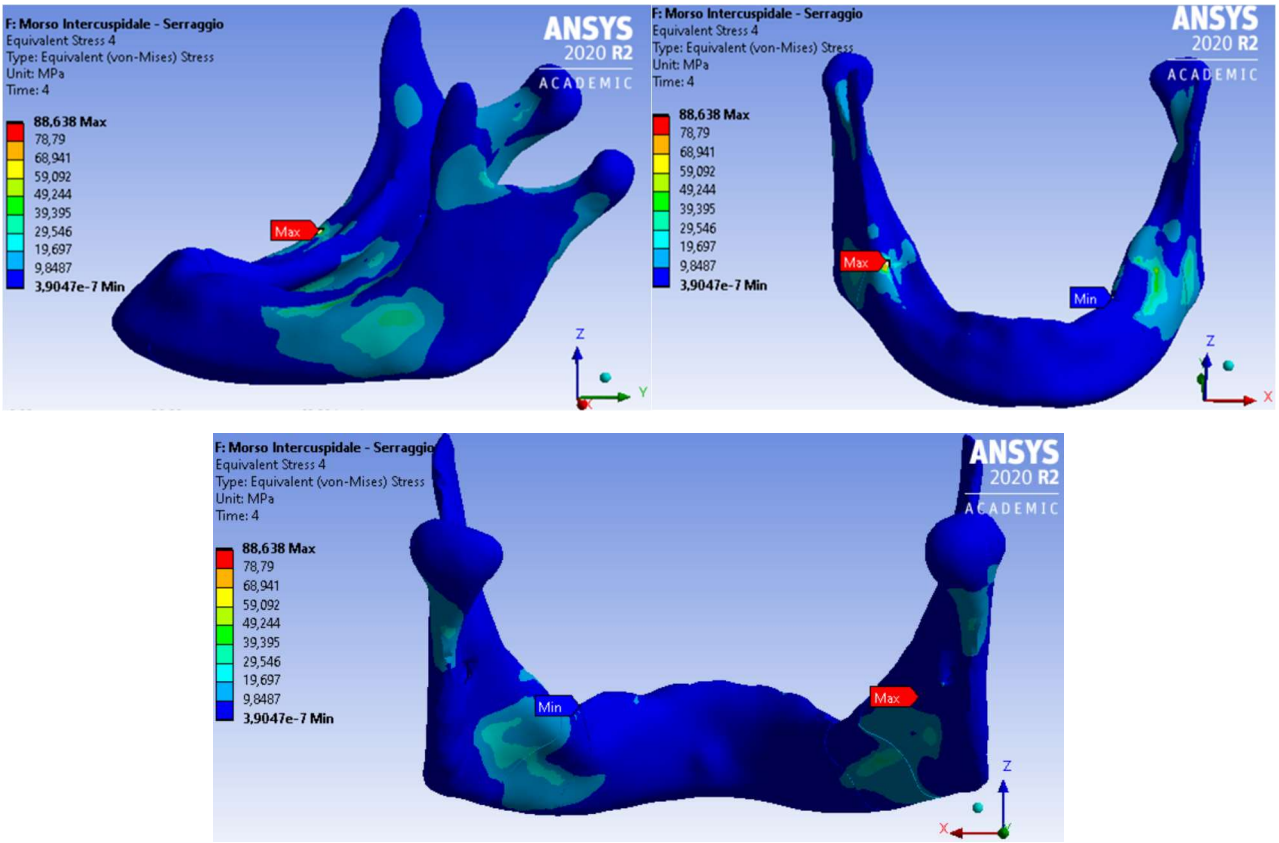



*Figura 97 Tensione equivalente di Von Mises, vista laterale (in alto a sinistra), vista frontale (in alto a destra), vista posteriore (in basso)*

## *6.4 Morso molare bilaterale*

Per la simulazione del morso molare bilaterale, rispetto al caso precedente è stata unicamente ridotta l'area occlusale, in questo caso infatti sono state vincolate solo le regioni molari dei corpi mandibolari. Anche in questo caso è simulato il morso di una noce.

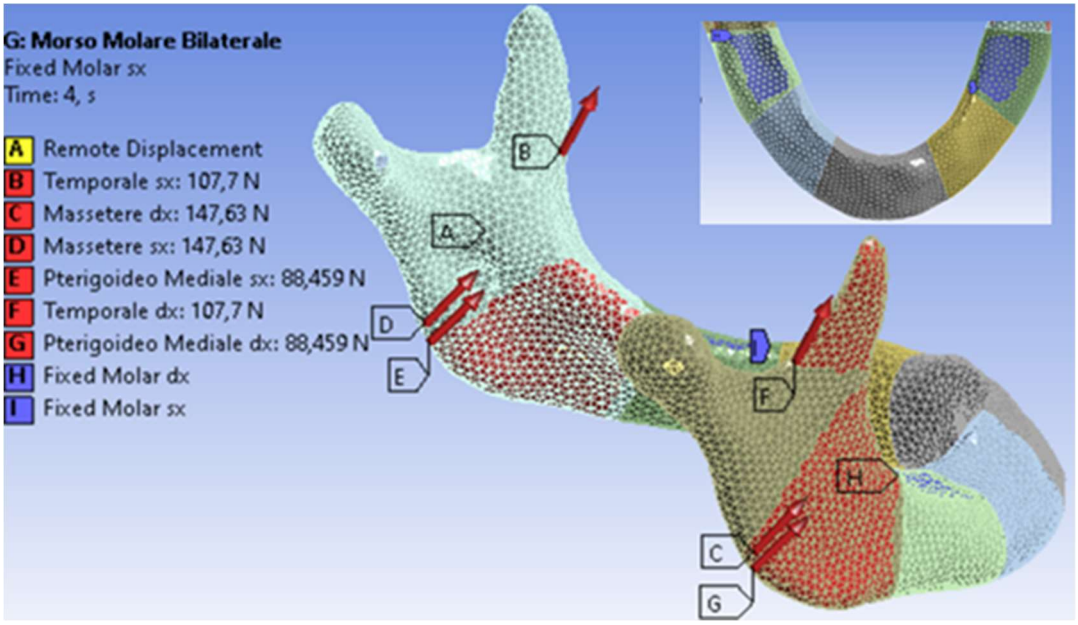



*Figura 98 sistema di carichi e vincoli per simulare un morso bilaterale di una noce*

Nelle immagini seguenti sono riportati gli stati di deformazione della mandibola e, come atteso, sono simili al caso precedente, ma con valori leggermente inferiori.

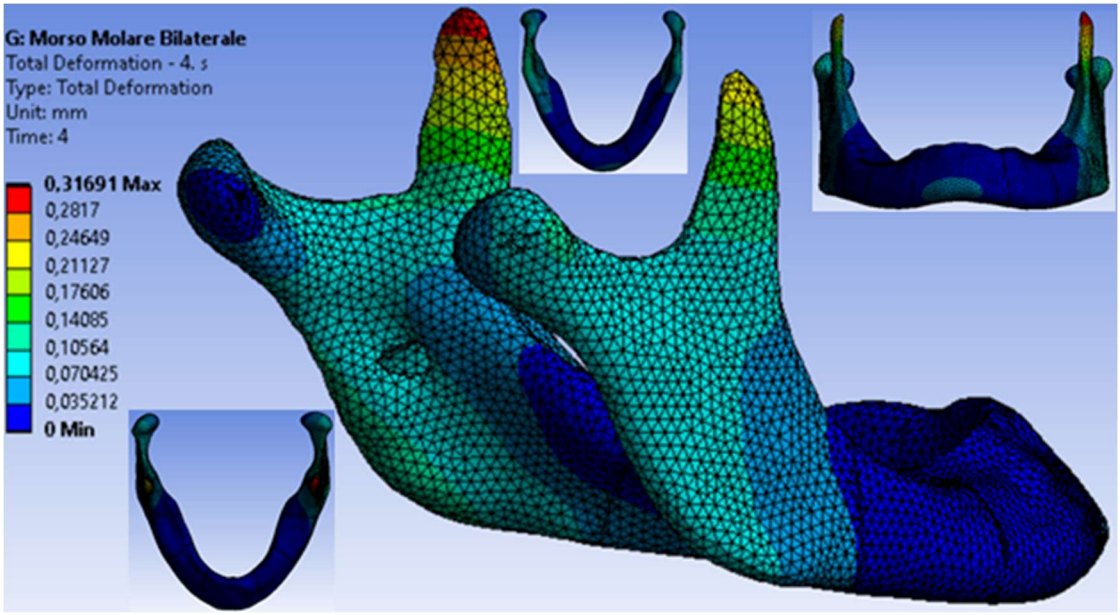



*Figura 99 Deformazione totale*

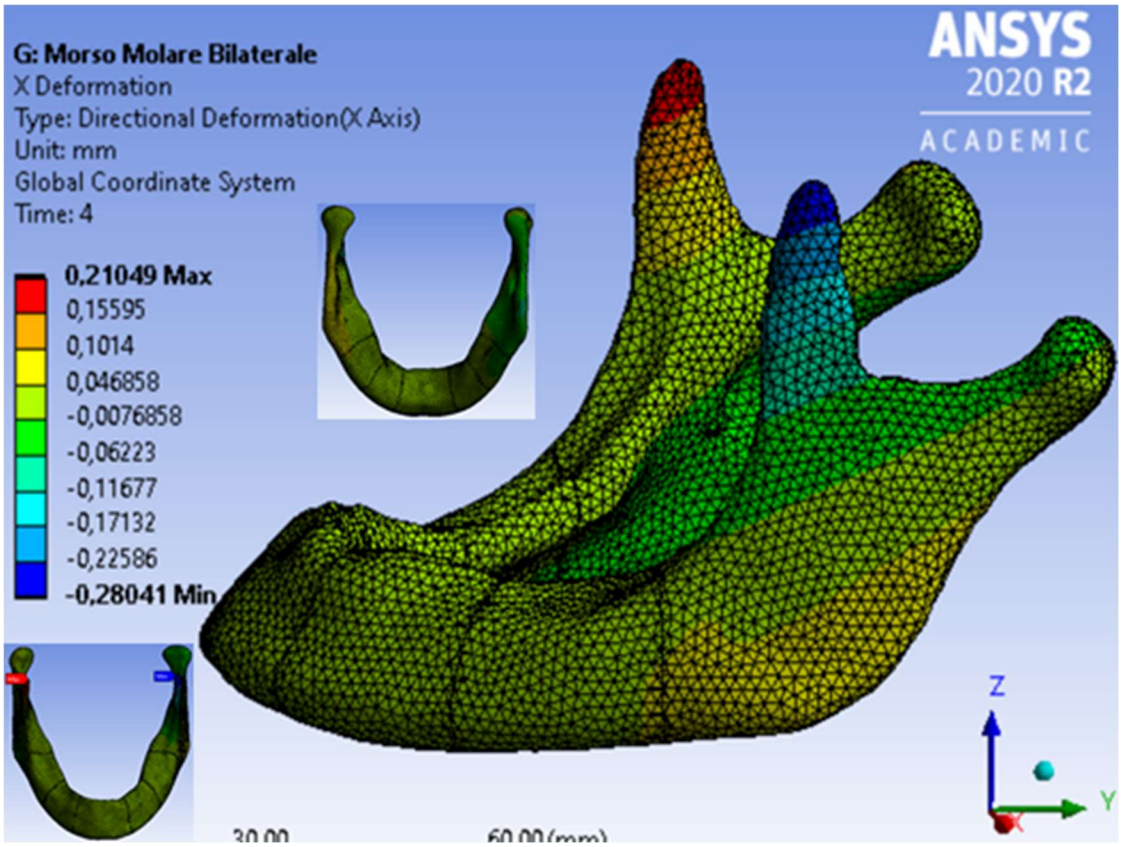



*Figura 100 Deformazione lungo l'asse x*

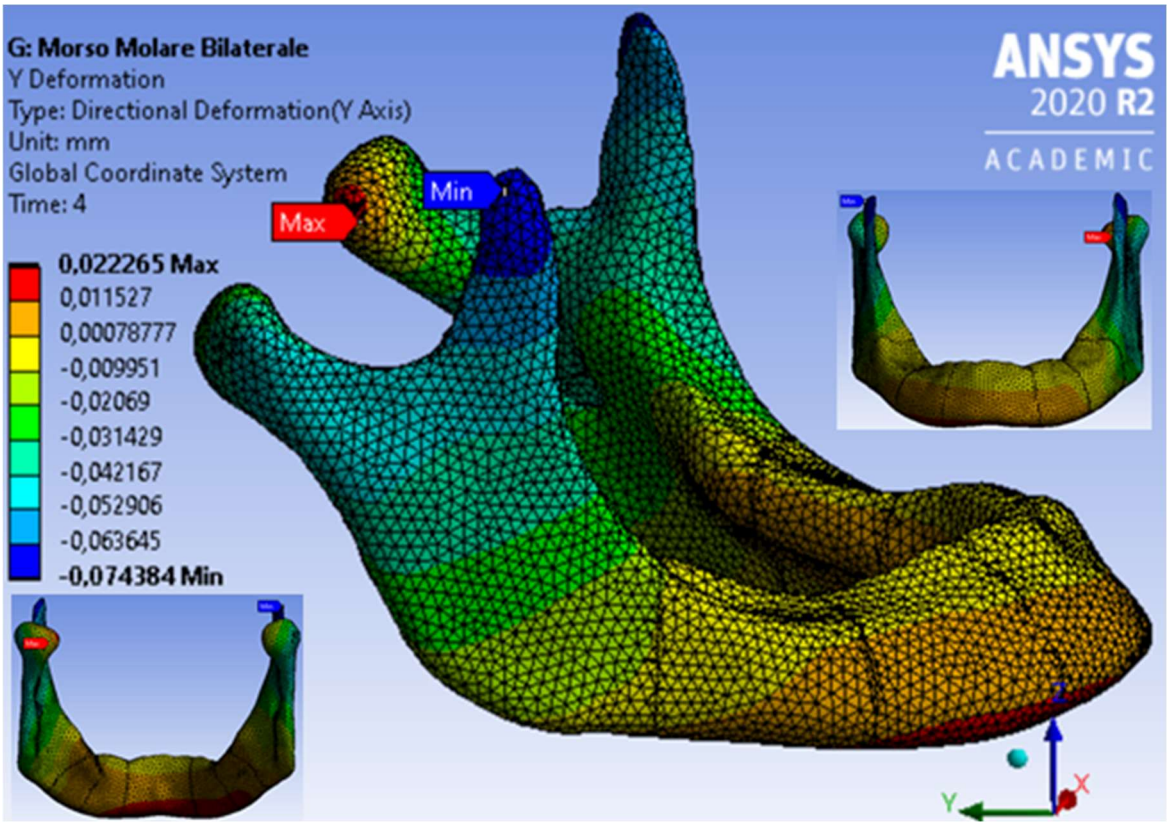



*Figura 101 Deformazione lungo l'asse y*

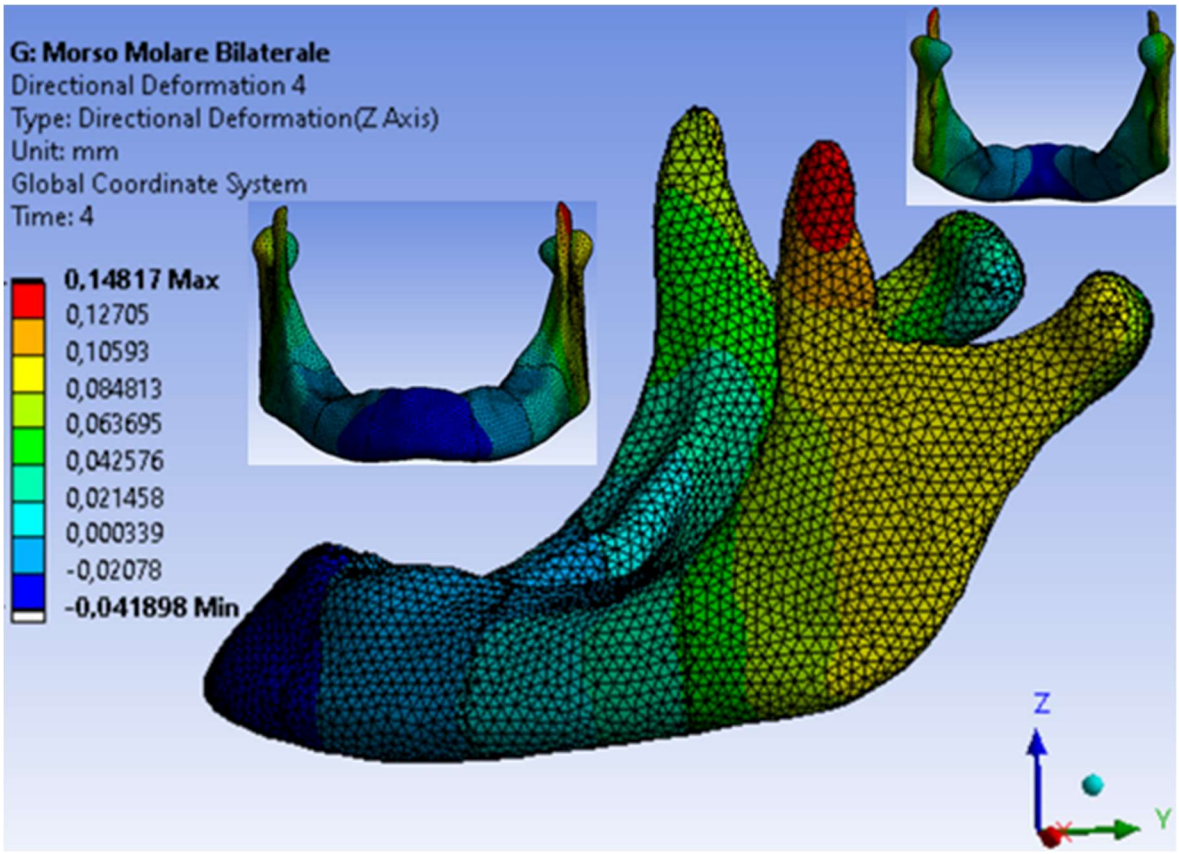



*Figura 102 Deformazione lungo l'asse z*

I momenti e le forze di reazione presentano un andamento paragonabile a quello ottenuto nel morso incisale, ma con valori inferiori. Unica eccezione, è il momento di reazione nei condili (*Figura 105*), che presenta una componente attorno all'asse y maggiore in modulo rispetto a quella attorno all' asse z. L'entità delle forze di reazione lungo z generate nelle zone di occlusione (*Figura 104*), risulta quella desiderata al fine di simulare il morso di una noce.

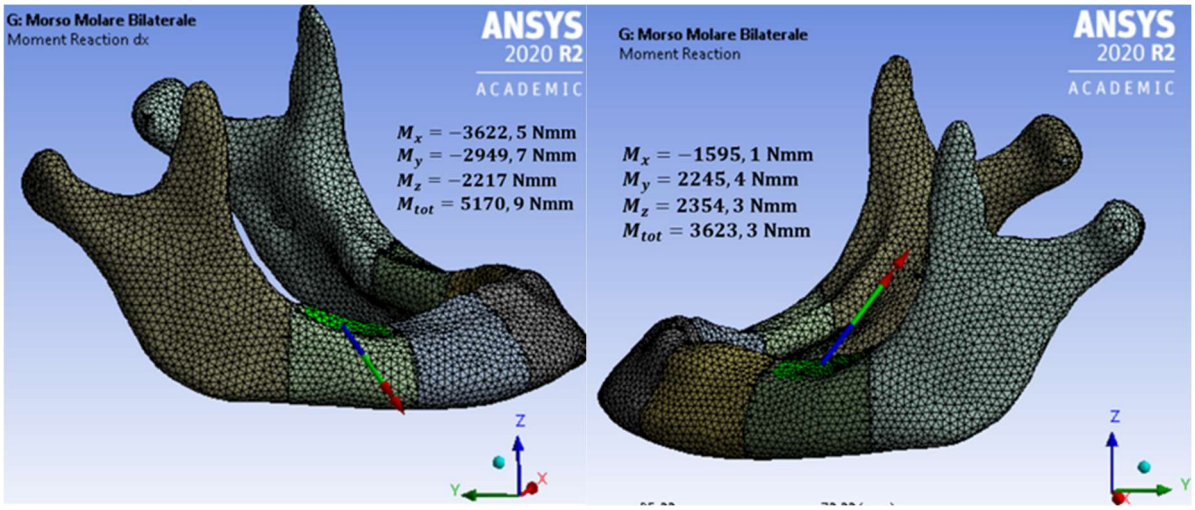



*Figura 103 Momento di reazione nelle zone di occlusione*

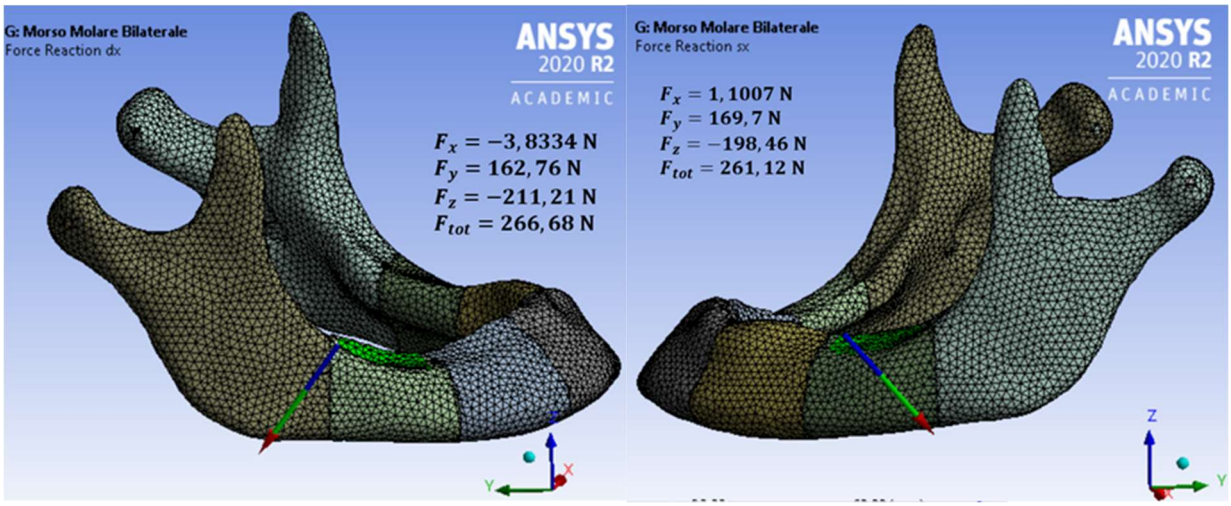



*Figura 104 Forza di reazione nelle zone di occlusione*

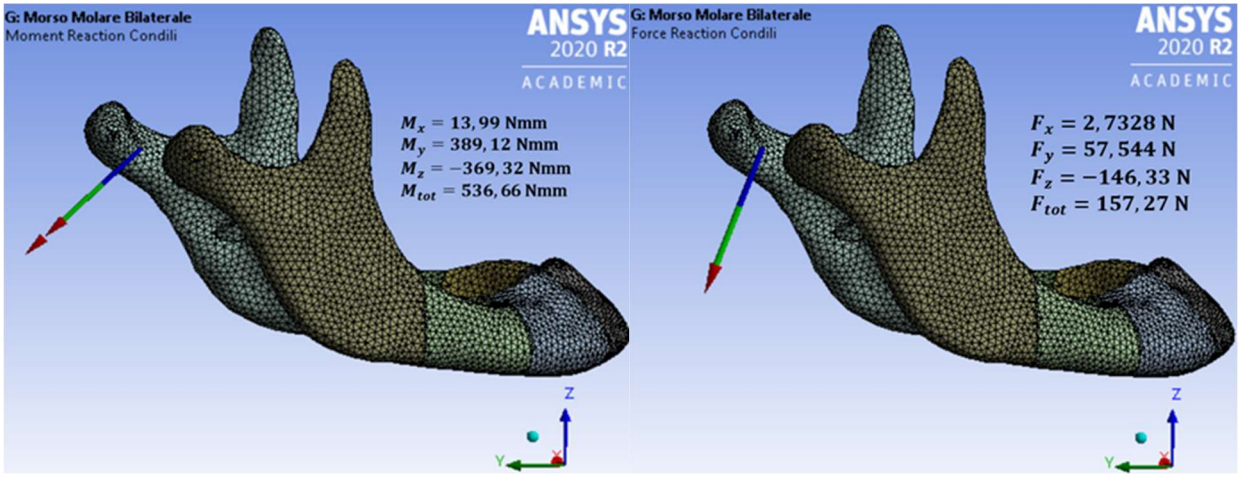
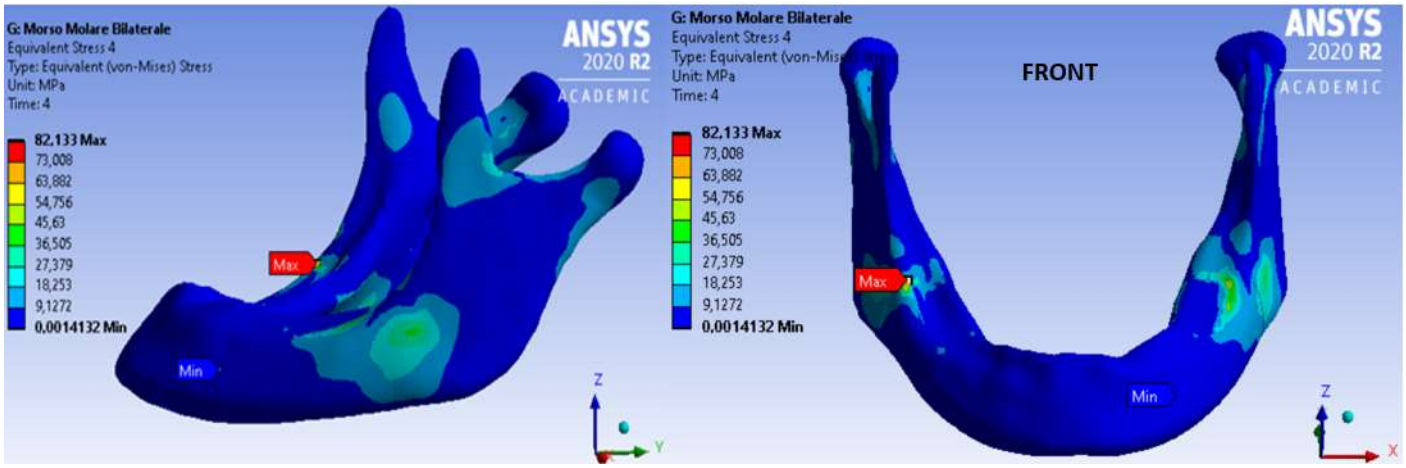



*Figura 105 Momento e forza di reazione nei condili*

Si nota come nel caso del morso molare bilaterale, la distribuzione delle tensioni di Von Mises Figura 106) sia molto simile a quella che si ha in un morso intercuspidale, ma con valori leggermente inferiori.



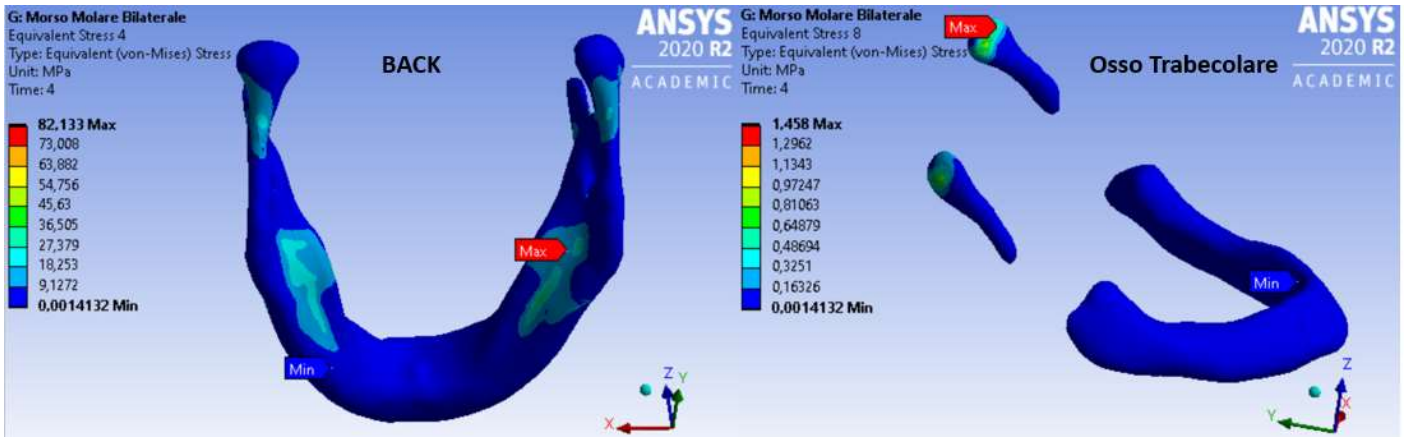



*Figura 106 Tensioni equivalenti di Von Mises*

## *6.5 Morsro molare unilaterale*

Lo studio del morso molare unilaterale è stato effettuato lasciando invariato il vincolo nei condili e l'entità dei carichi muscolari e variando unicamente la regione di contatto occlusale rispetto ai casi precedenti, al fine di osservare come variano le distribuzioni tensionali, le deformazioni, le forze e i momenti di reazione al variare della regione in cui avviene l'occlusione.

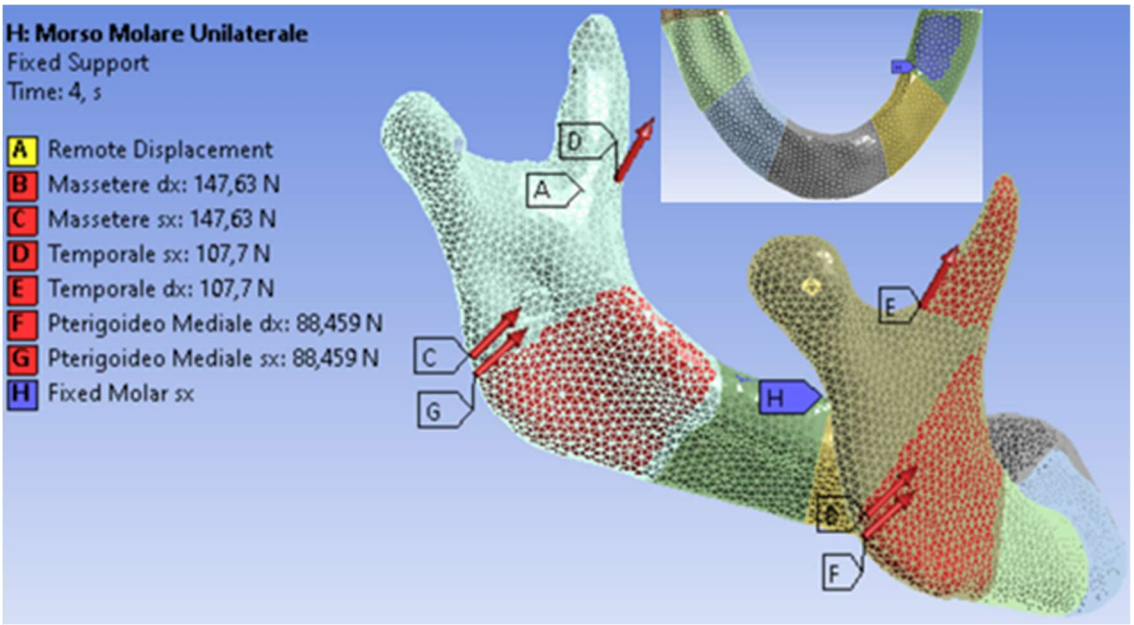



*Figura 107 Sistema di carichi e vincoli nel morso molare unilaterale*

La distribuzione delle deformazioni risulta coerente con quanto presente in letteratura, la mandibola subisce una torsione attorno all'asse y e non si ha più una distribuzione simmetrica delle deformazioni. In particolare, il lato di bilanciamento rispetto a quello di lavoro in cui avviene il morso, presenta delle deformazioni maggiori, avendo una maggiore libertà di movimento data dall'assenza del vincolo dell'occlusione. Sul lato destro della mandibola, si ha una maggiore deformazione trasversale lungo x con la regione angolare del ramo che si deforma nel verso negativo dell'asse x mentre il processo coronoideo va nel verso positivo, dunque in questo caso anche il restringimento dell'arco dentale non è più simmetrico. Lungo l'asse z la regione del corpo mandibolare al di sotto della zona occlusale tende a deformarsi nel verso negativo, mentre sul lato di bilanciamento si registra un massimo di deformazione nelle zone vestibolari del ramo e della regione molare del corpo. Infine, confrontando le entità delle deformazioni ottenute in questo caso, con quelle relative ai morsi bilaterali, si nota come la mandibola subisca deformazioni maggiori durante il morso unilaterale, rispetto a quello bilaterale.

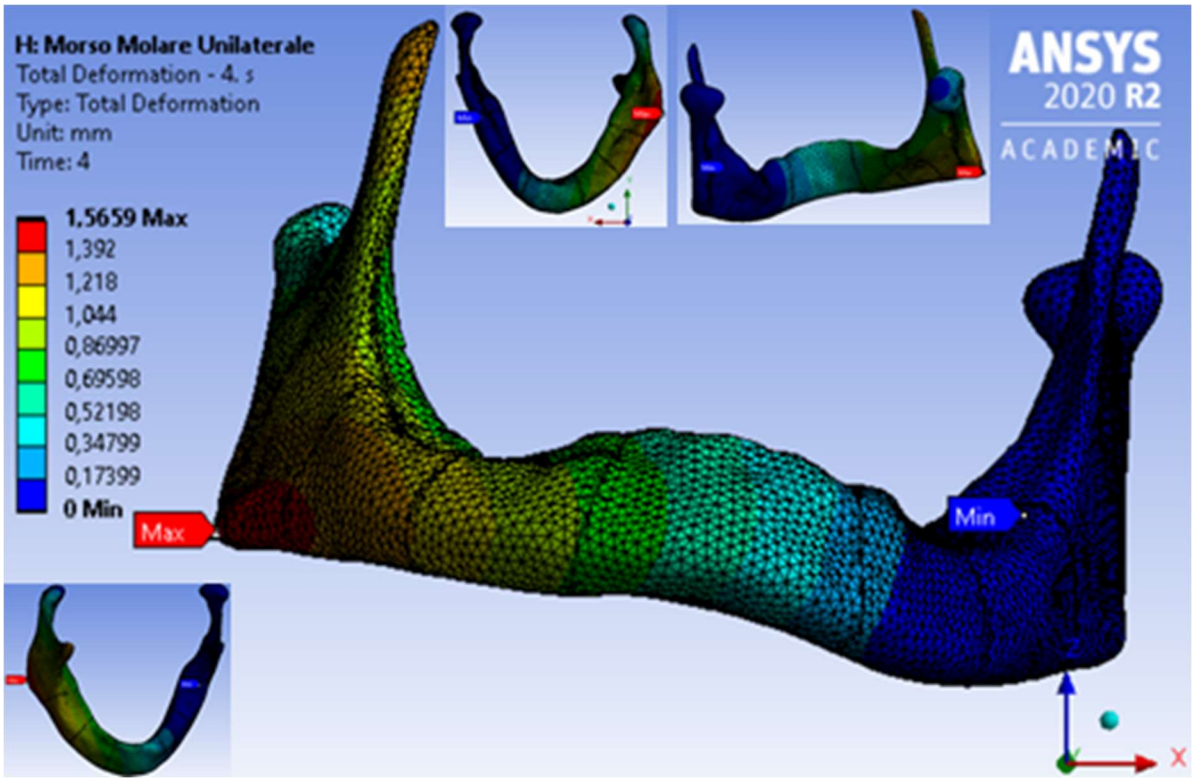



*Figura 108 Deformata totale*

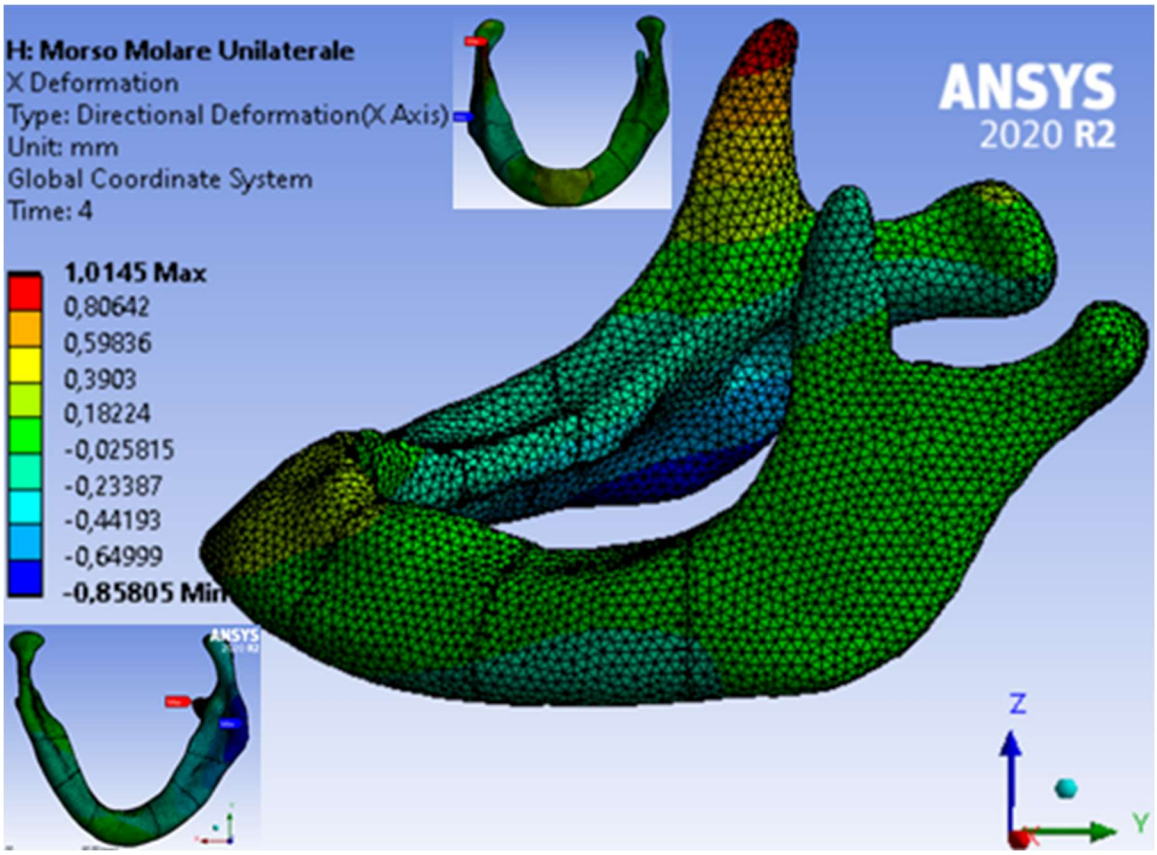



*Figura 109 Deformata lungo l'asse x*

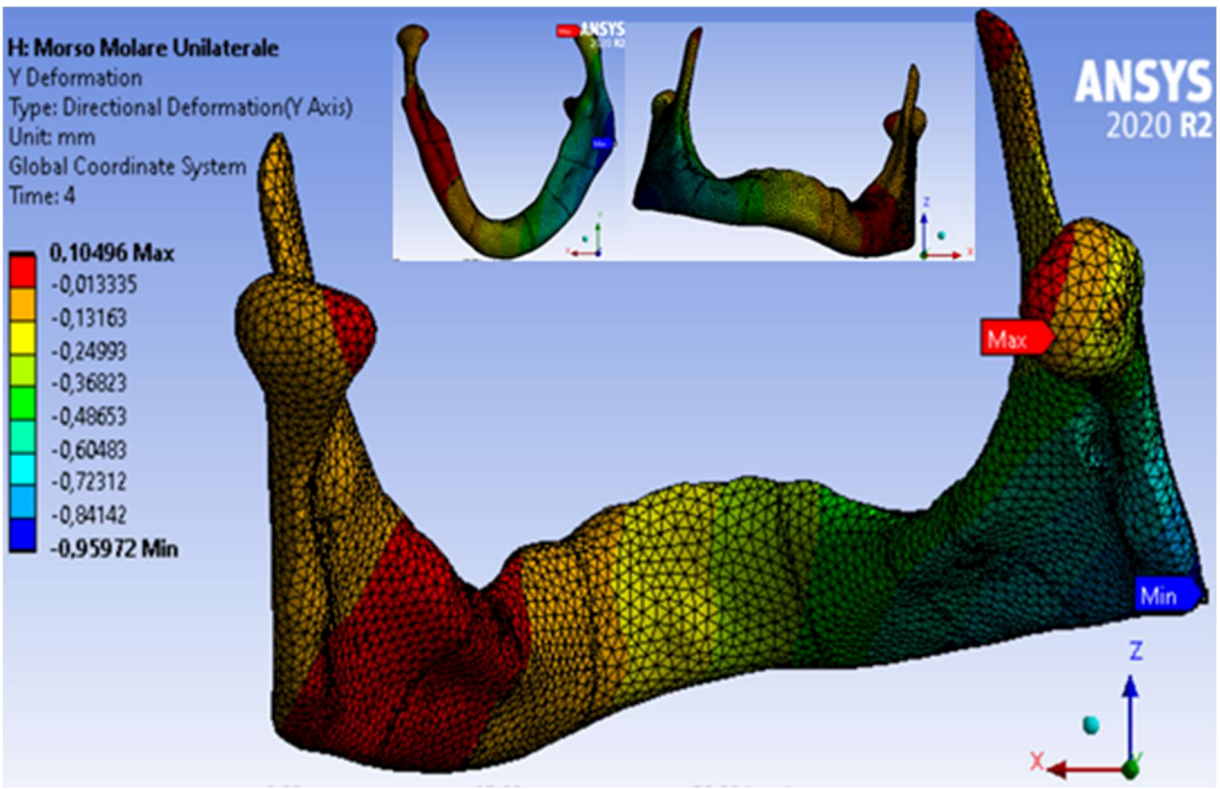



*Figura 110 Deformata lungo l'asse y*

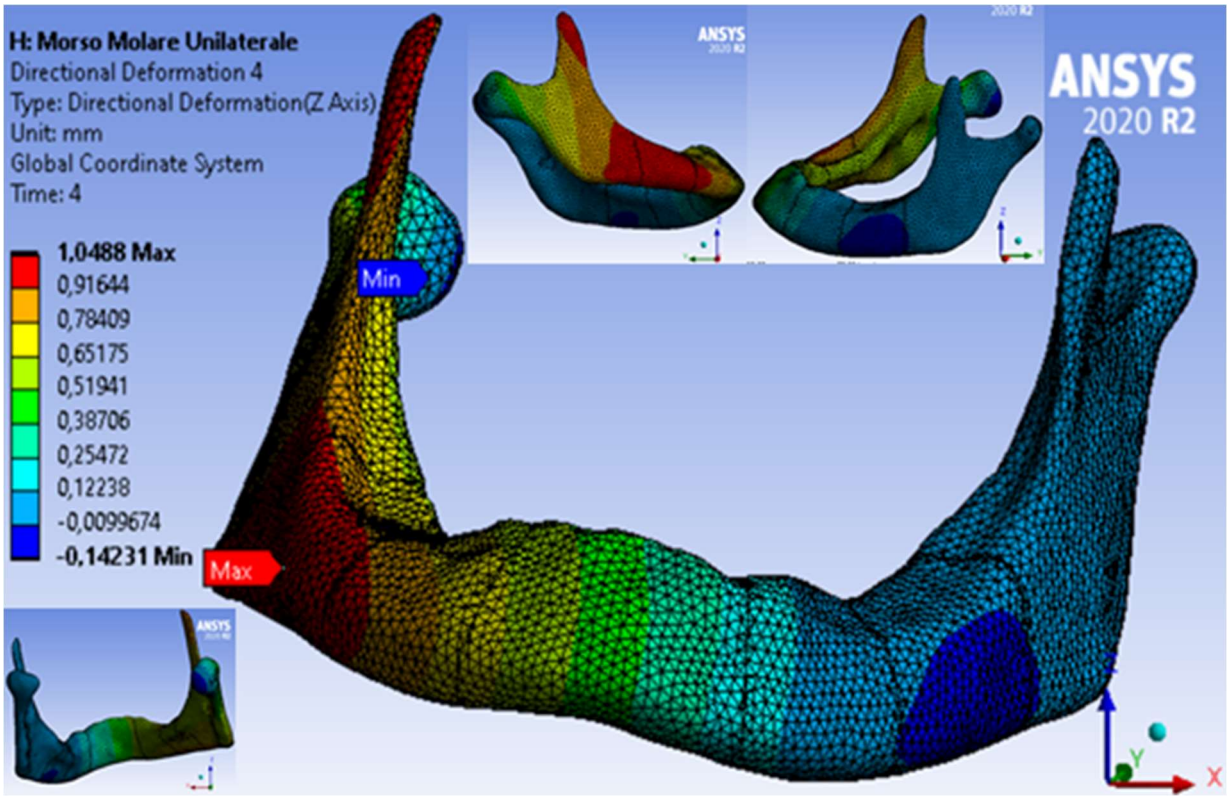



*Figura 111 Deformata lungo l'asse z*

Dall'osservazione del momento di reazione nella zona di occlusione (*Figura 112*), si nota come la componente maggiore in modulo del momento risultante, è quella attorno ad y, in quanto la mandibola subisce deformazioni maggiori lungo gli assi x e z, con una differenza dell'ordine del mm rispetto alle deformazioni che si hanno lungo l'asse y; ciò è dovuto alla torsione subita dalla mandibola durante il morso e alla sua deformazione trasversale.

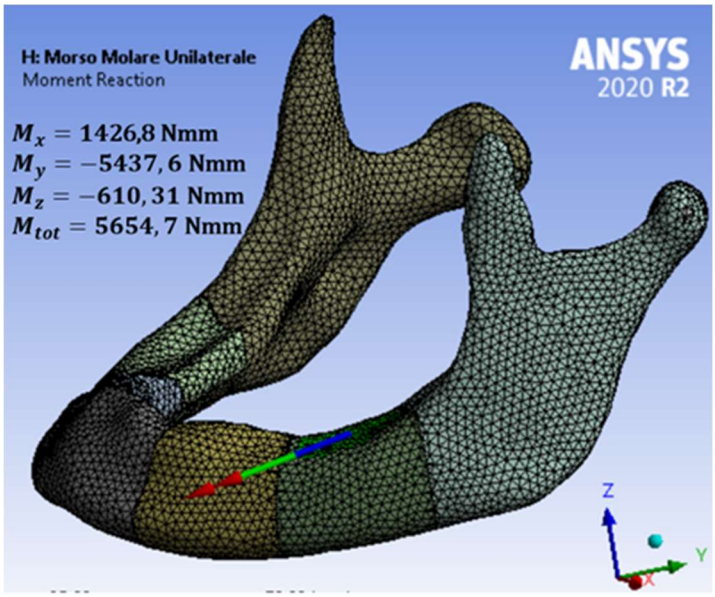



*Figura 112 Momento di reazione nella zona di occlusione*

In questo caso di studio, mantenendo invariate le forze muscolari e vincolando un solo corpo mandibolare, si ottiene una componente lungo z della forza di reazione (vedi *Figura 113*), superiore a quelle ottenute con i morsi bilaterali analizzati in precedenza.

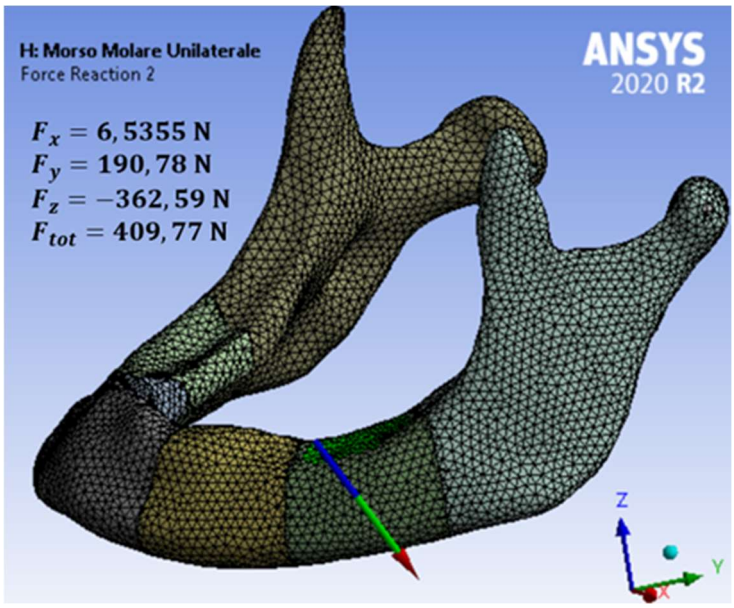



*Figura 113 Forza di reazione nel piano di occlusione*

Le reazioni sviluppate ai condili (*Figura 114*) risultano superiori rispetto ai casi precedenti, in particolare il momento sviluppato è superiore rispetto a quello risultante nei morsi bilaterali, di un ordine di grandezza. Inoltre la componente attorno ad y, in questo caso è negativa, in opposizione alla rotazione antioraria della mandibola.

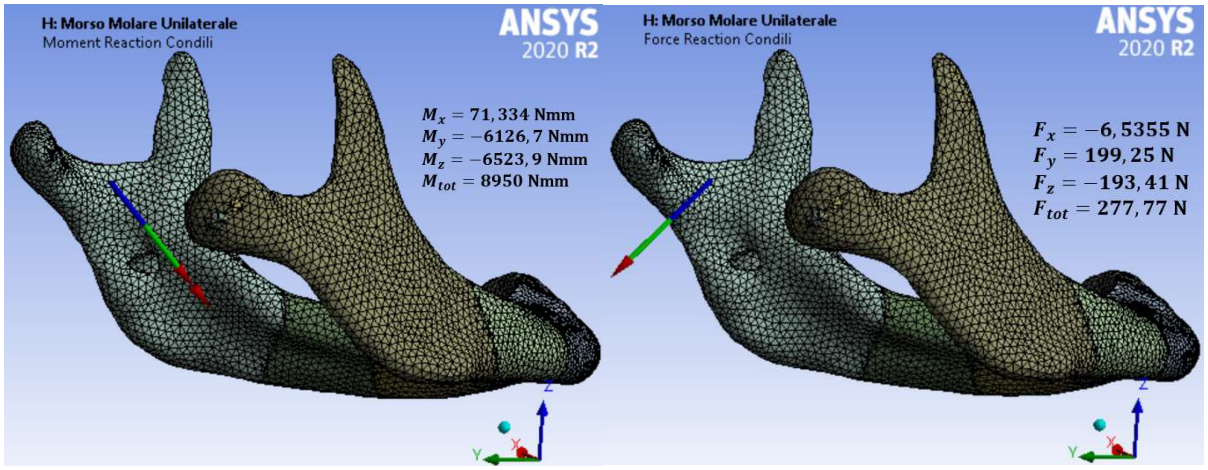



*Figura 114 Momento e forza di reazione nei condili*

In questo caso l'analisi dei risultati è stata fatta non solo osservando gli stati di deformazione e le tensioni di Von Mises, ma valutando anche gli sforzi di taglio, in conseguenza alla presenza in letteratura di informazioni a riguardo, come descritto nel capitolo 4 relativo alla biomeccanica della mandibola.

- Osservando la distribuzione degli **sforzi di taglio** in (Figura 115), si nota come essi siano coerenti con i dati presenti in letteratura, infatti, sul lato di lavoro risultano massimi nella regione linguale che va tra la zona occlusale e le aree di applicazione delle forze muscolari (come si nota nella prima immagine a sinistra delle tensioni di taglio), mentre sul lato di bilanciamento gli sforzi maggiori risultano sul lato interno del ramo tra le zone di applicazione dei carichi muscolari e il condilo.
- Relativamente alla distribuzione delle **tensioni equivalenti** (*Figura 116*), il ramo del lato di lavoro risulta scarico, mentre un incremento tensionale si ha sul versante vestibolare del ramo del lato di bilanciamento, con valori maggiori sul collo condilare e tensioni più basse nella regione tra il condilo e il processo coronoideo e sul margine superiore adiacente al corpo mandibolare. Le tensioni equivalenti sui corpi mandibolari sono presenti in entrambi i lati della mandibola e risultano maggiori sul versante linguale (fatta eccezione per la regione premolare del corpo sul lato di bilanciamento) e anche sul margine superiore della regione premolare del corpo sul lato di lavoro. La sinfisi si presenta col versante vestibolare prevalentemente scarico mentre dal lato linguale si registra un incremento dello stato tensionale soprattutto in prossimità del lato di lavoro della mandibola. Rispetto ai morsi bilaterali, in questo caso l'entità delle tensioni equivalenti risulta superiore, raggiungendo picchi tensionali anche di un ordine di grandezza in più.
- Un'**errore strutturale** è presente nella regione del corpo mandibolare del lato di lavoro in prossimità dell'interfaccia tra la zona molare e quella premolare, dunque in quella zona le distribuzioni potrebbero non essere rappresentativa della realtà, come lo è anche l'area dei condili in cui è presente il vincolo. Vedi *Figura 117*.

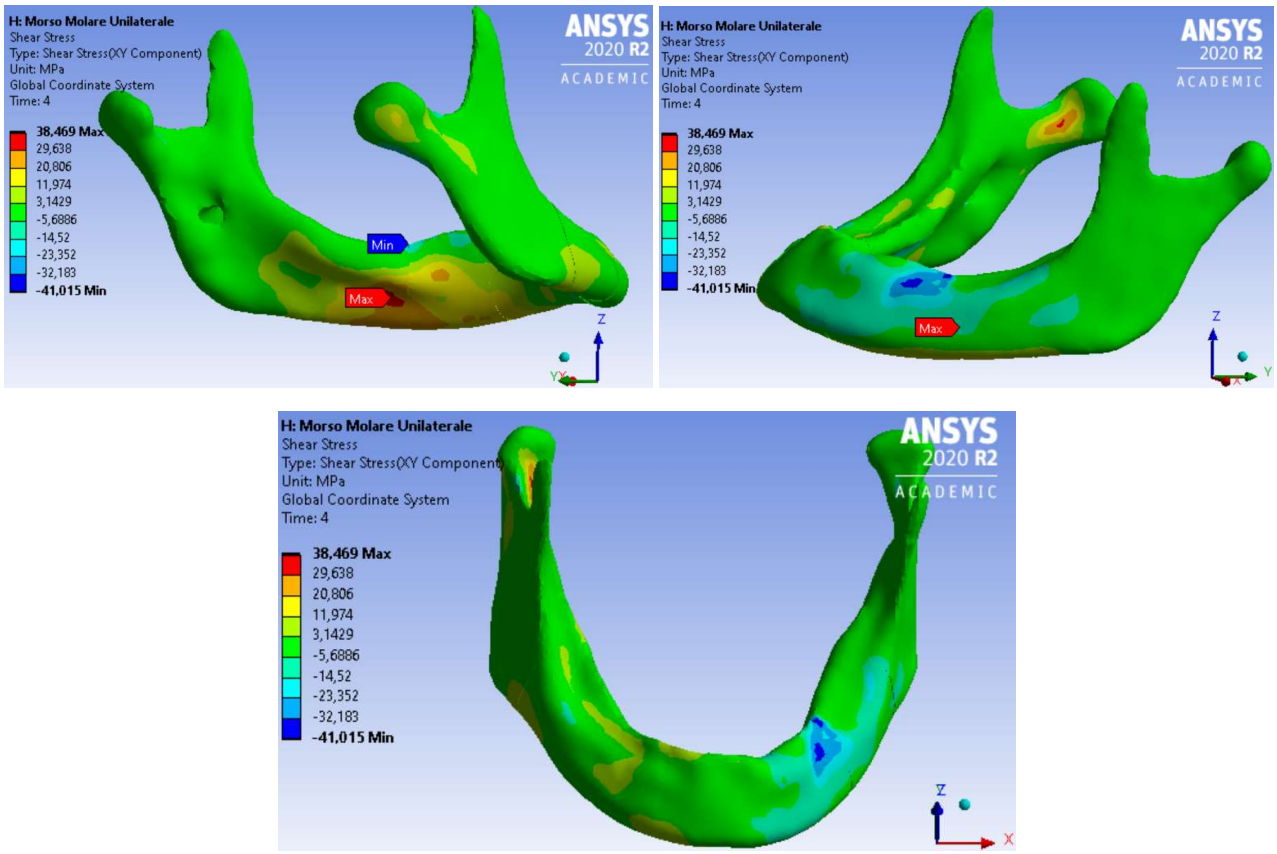



*Figura 115 Tensioni di taglio nel piano xy*

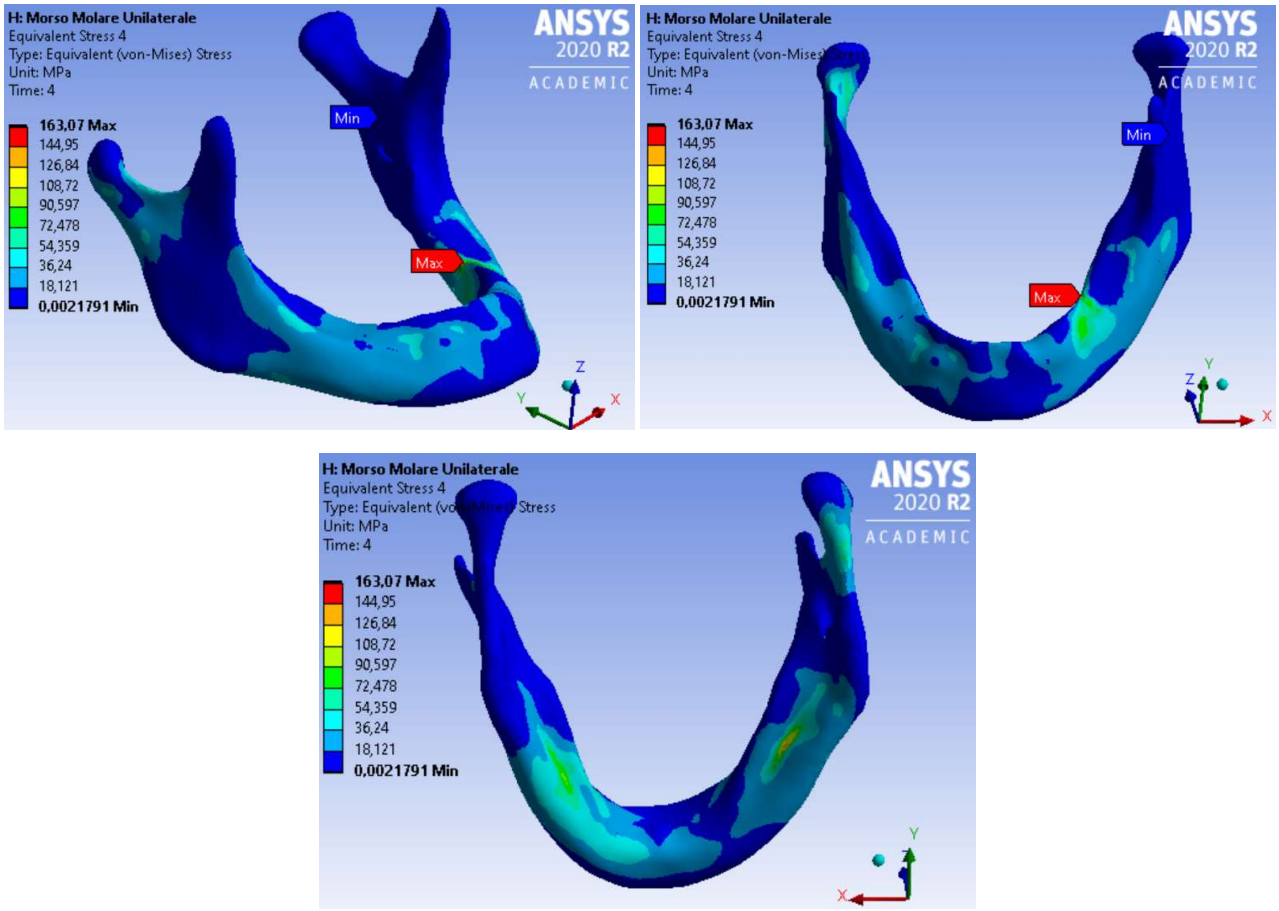



*Figura 116 Tensioni equivalenti di Von Mises. Vista laterale (in alto a sinistra), dall'alto (in alto a destra) e dal basso (in basso)*

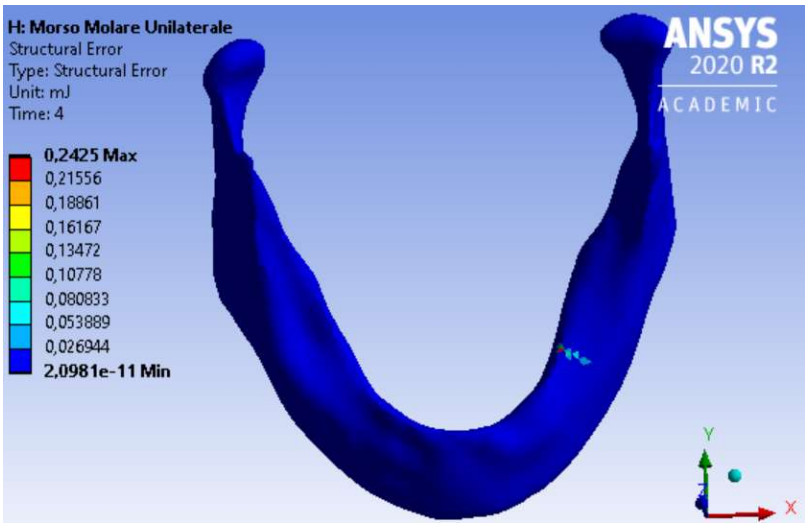



*Figura 117 errore strutturale*

## *6.6 Morso incisale*

Il morso incisale come i morsi bilaterali, è un morso dotato di un certo grado di simmetria, dunque ci si aspetta anche in questo caso, una distribuzione pressoché simmetrica delle deformazioni e degli stati tensionali. Il sistema risulta vincolato e caricato come nei morsi precedenti, unica differenza è anche in questo caso, la zona di occlusione considerata, simulata tramite degli incastri sulla superficie dentale mandibolare (*Figura 118*).

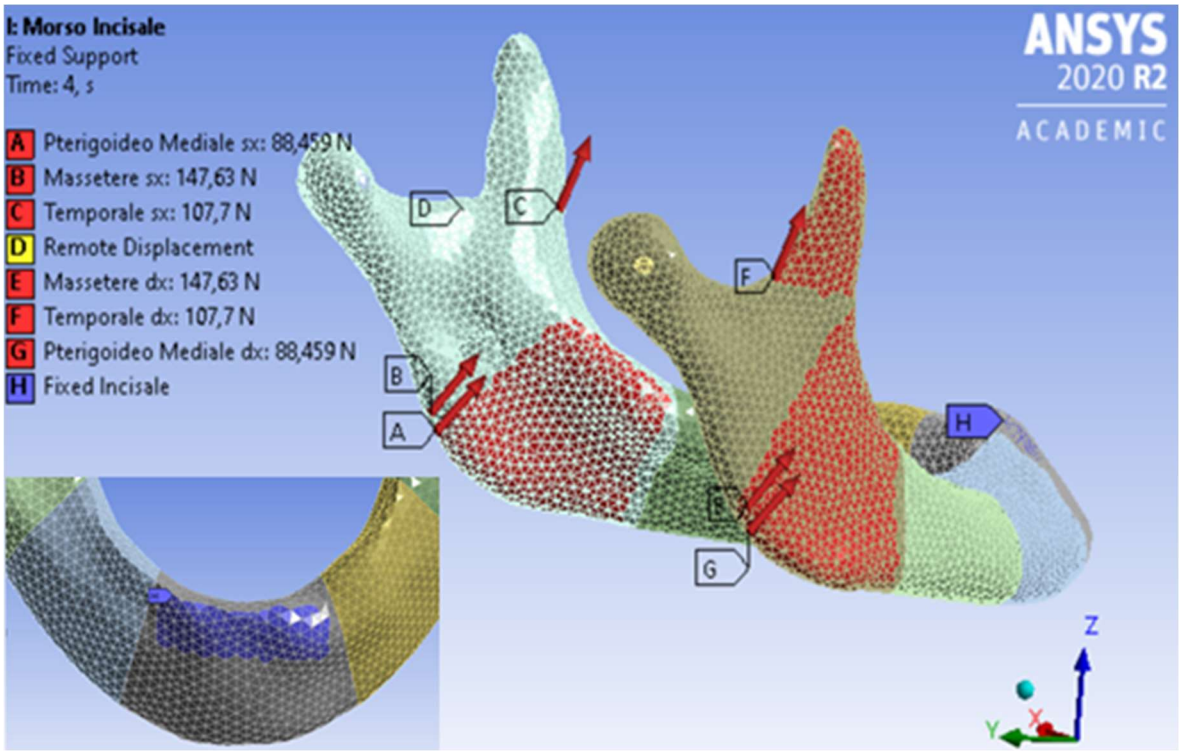



*Figura 118 Sistema di carichi e vincoli nel morso incisale*

Nelle immagini seguenti si hanno le deformazioni della mandibola. Si nota come l'entità di tali deformazioni, risulti essere all'incirca il doppio rispetto ai morsi simmetrici delle slide precedenti. Pertanto saranno maggiori sia la flessione sagittale della mandibola (visibile osservando la deformata lungo z e data dalle componenti verticali delle forze muscolari) che la deformazione trasversale (deformata lungo x, data dalle componenti trasversali delle forze muscolari).

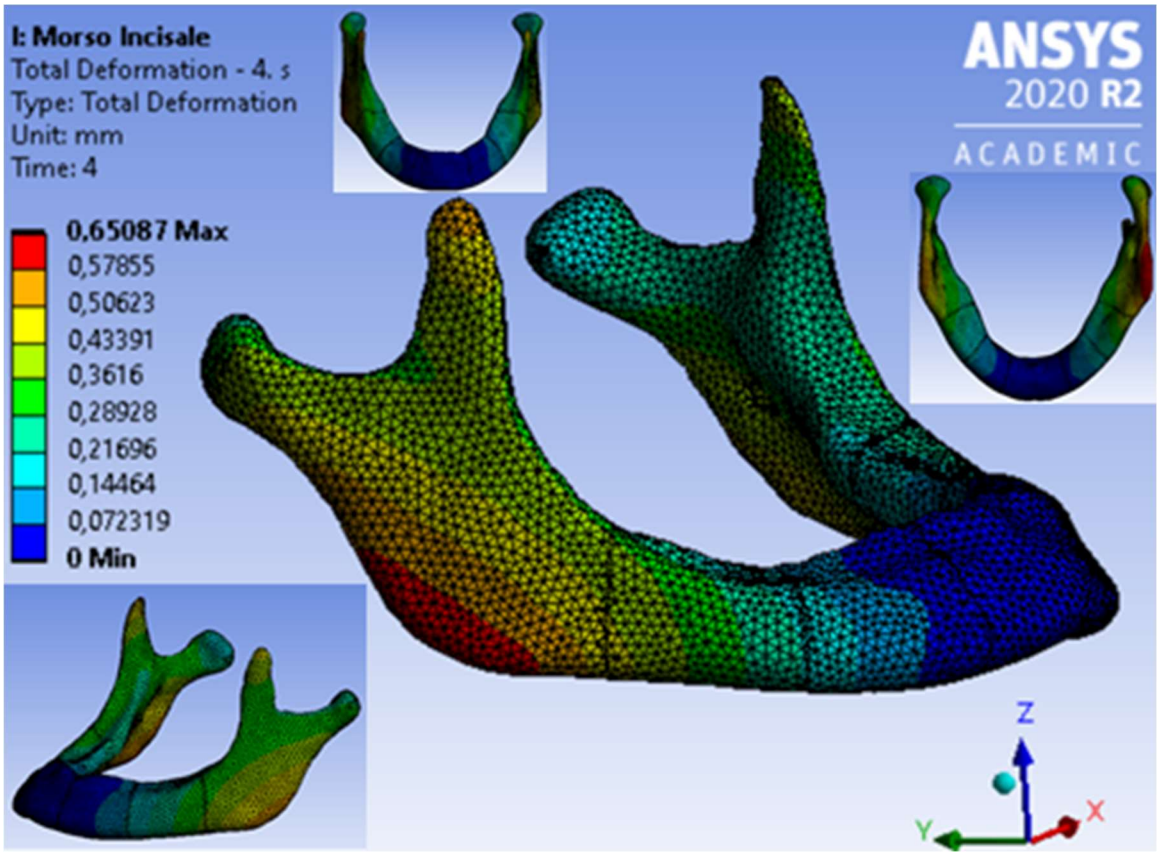



*Figura 119 Deformazione totale*

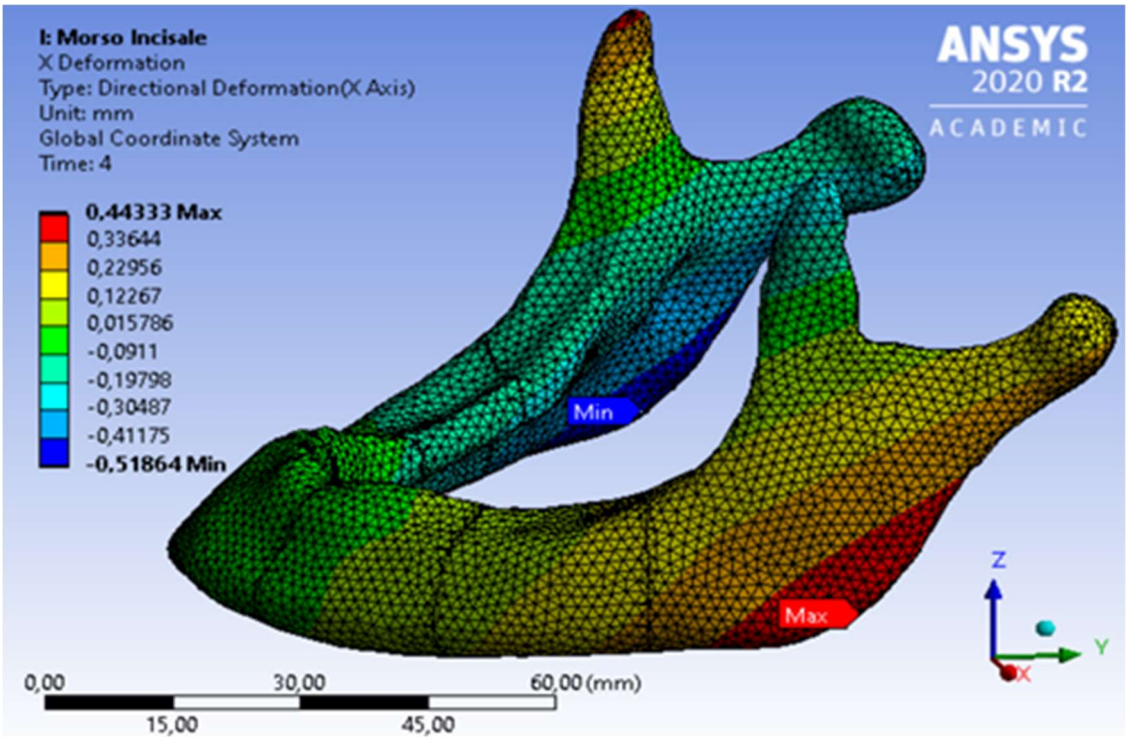



*Figura 120 Deformazione lungo l'asse x*

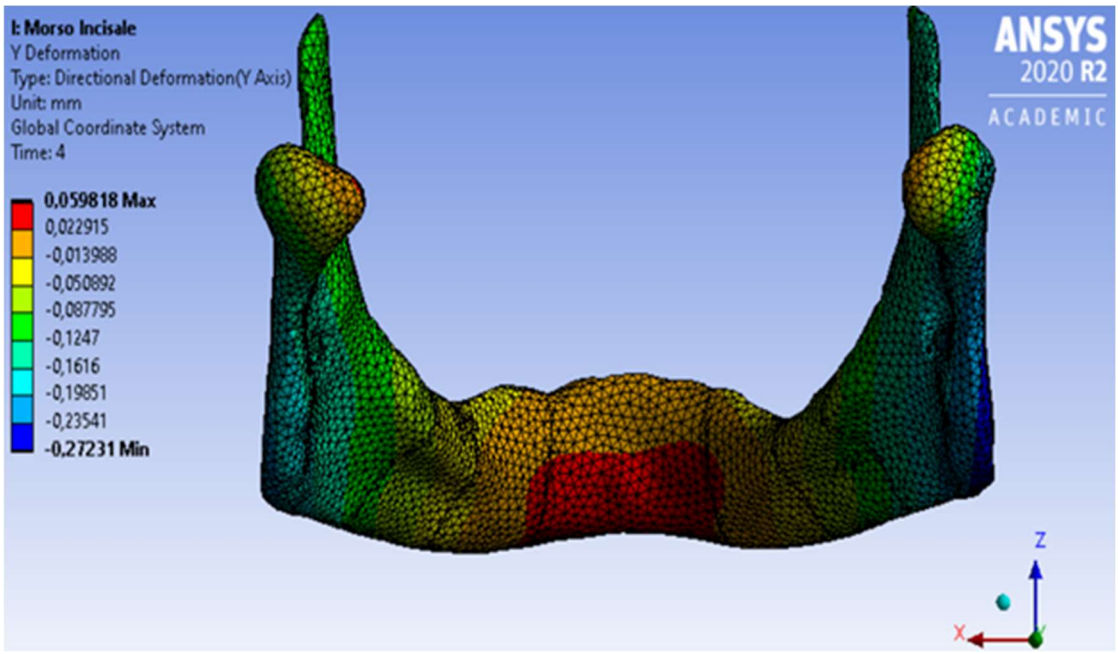



*Figura 121 Deformazione lungo l'asse y*

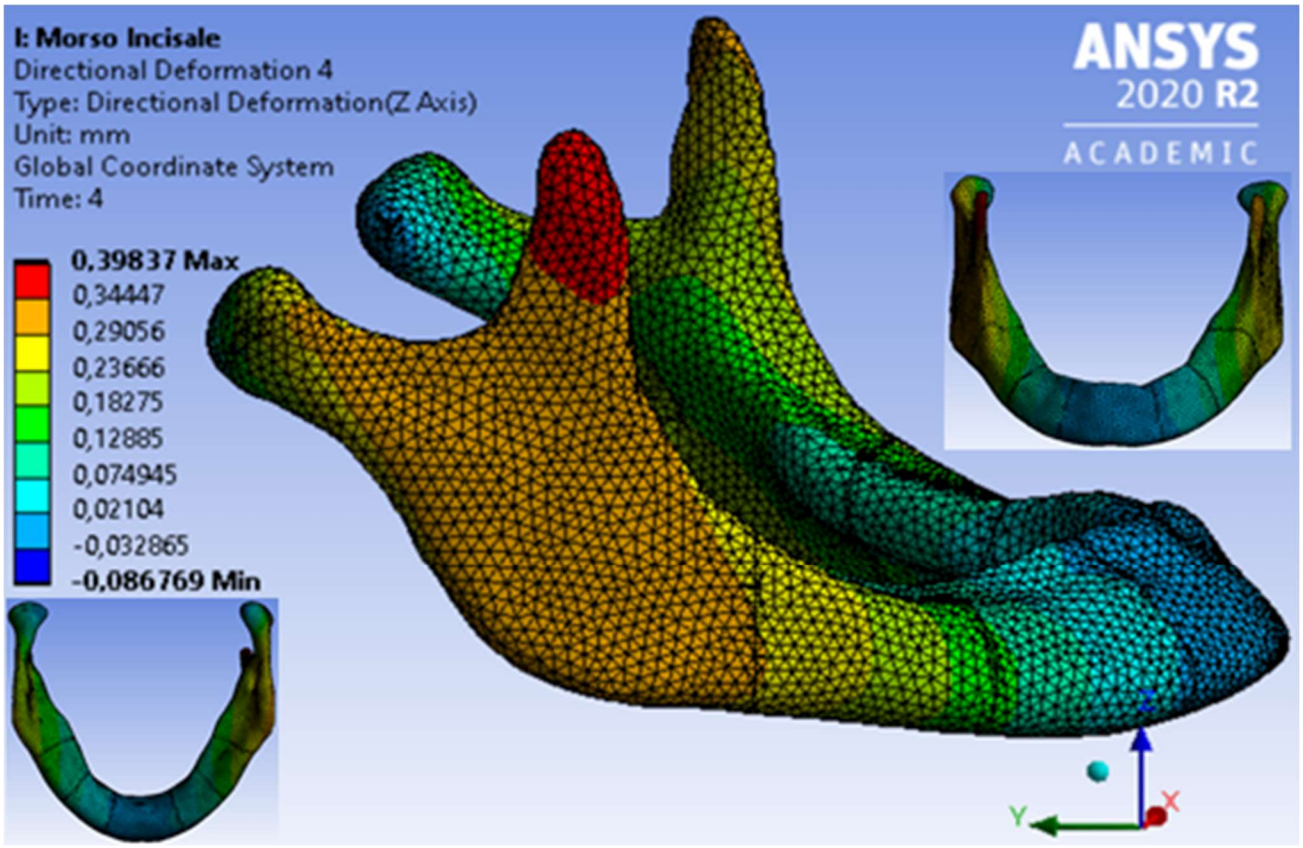



*Figura 122 Deformazione lungo l'asse z*

Dall'osservazione delle componenti del momento risultante nella zona di occlusione (*Figura 123*), si nota una predominanza di flessione sagittale attorno all'asse x, una minima torsione della mandibola attorno all'asse y e un momento lungo z in opposizione alla deformazione trasversale.

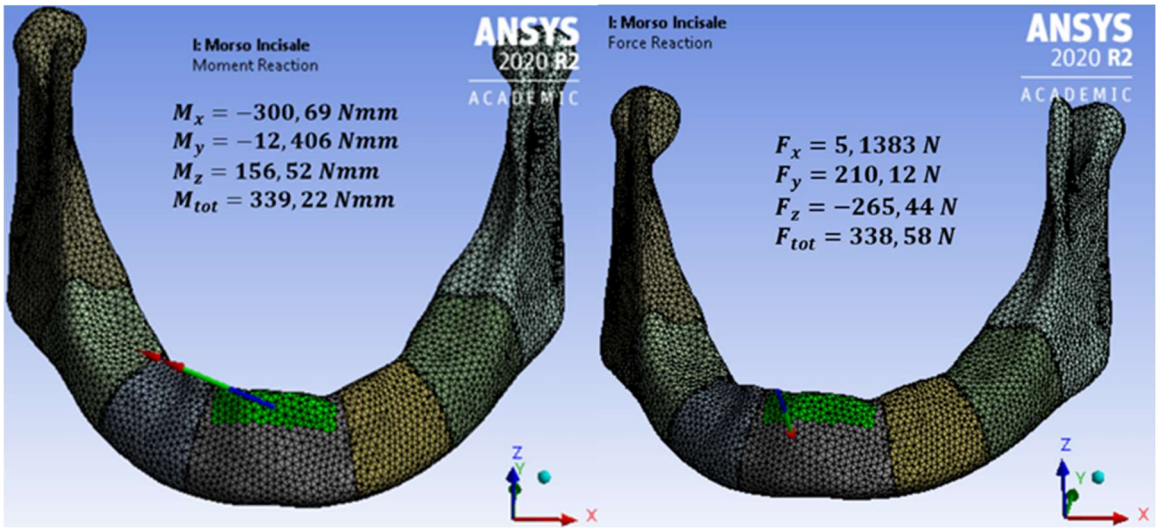



*Figura 123 Momento e forza di reazione nella regione di occlusione*

Mantenendo gli stessi carichi muscolari presenti nei morsi precedenti, in questo caso si ottiene una forza occlusale lungo z che è circa 65 N maggiore rispetto a quella ottenuta nei morsi bilaterali, ma inferiore di circa 100 N rispetto al caso unilaterale (*Figura 123*).

Anche le reazioni sviluppate ai condili, risultano maggiori rispetto ai morsi bilaterali visti in precedenza (*Figura 124*).

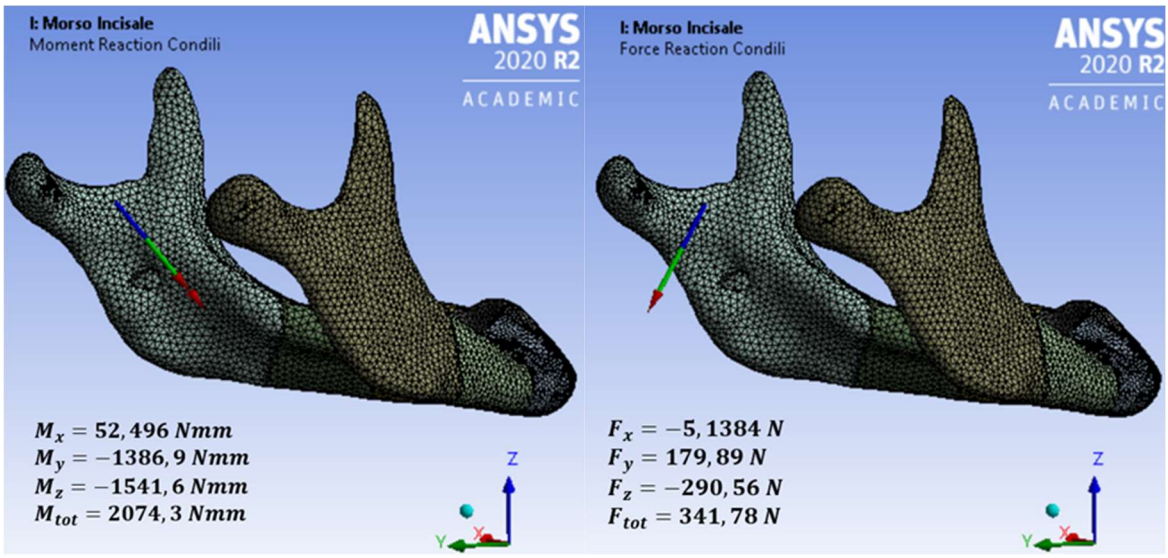



*Figura 124 Momento e forza di reazione nei condili*

La distribuzione delle tensioni di Von Mises (*Figura 125*) si presenta, come atteso, pressoché simmetrica. Le regioni più scariche si hanno in prossimità degli angoli dei rami e delle teste condilari, mentre le tensioni maggiori si hanno nel versante vestibolare dei corpi, della sinfisi e delle zone alte dei rami, infine i valori maggiori si hanno sul versante linguale dei corpi e della sinfisi. La regione trabecolare risulta scarica. Come specificato anche nei casi precedenti, i massimi tensionali si registrano lungo il lato vestibolare della regione molare del corpo mandibolare a causa del minimo spessore del layer di corticale, mentre i picchi tensionali sul margine superiore della sinfisi nelle regioni adiacente ai corpi sono dovute ad un errore strutturale. Le tensioni registrate nei condili trabecolari sono invece dovute alla presenza del vincolo.

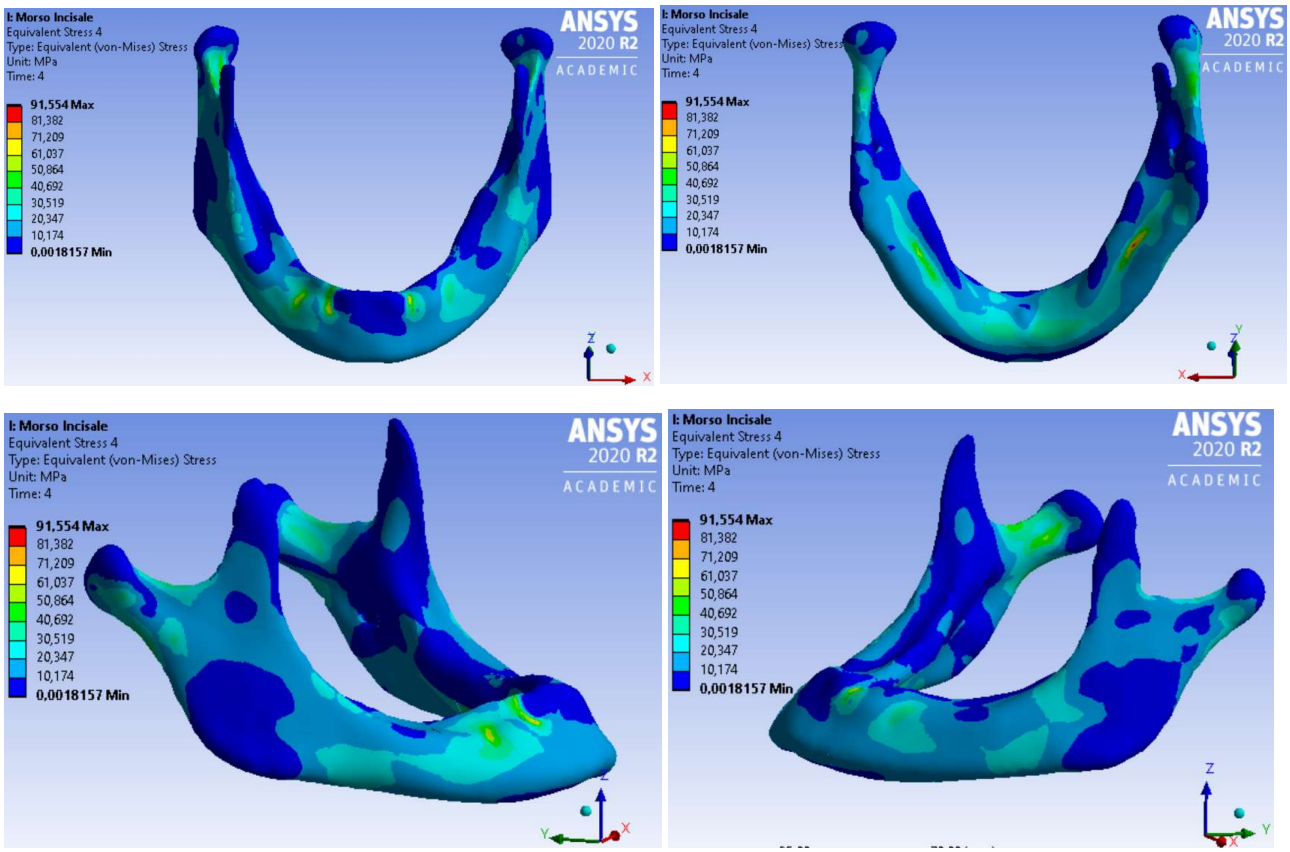



*Figura 125 Tensioni equivalenti di Von Mises. Vista frontale (in alto a sinistra), vista dal basso (in alto a destra), viste laterali (in basso)*

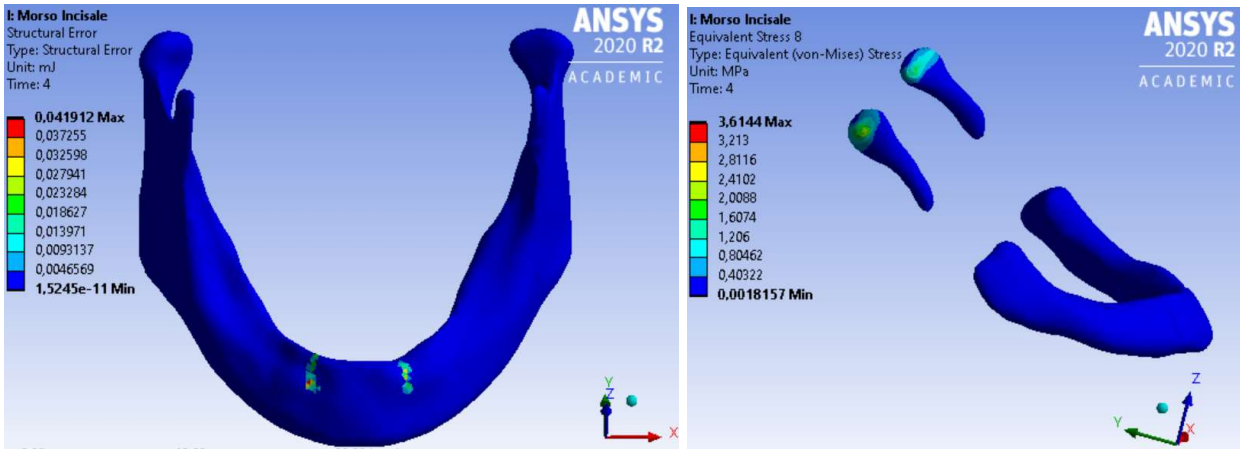



*Figura 126 Errore strutturale (a sinistra) e tensioni equivalenti di Von Mises dell'osso trabecolare (a destra)*

# *Conclusioni*

È stata modellata una mandibola umana conducendo uno studio della masticazione in modo da avere un'indicazione delle aree più sollecitate e delle deformazioni subite dalla mandibola durante il funzionamento. Al fine di ottimizzare gli interventi medici e le terapie (come l'applicazione di qualsiasi hardware) per condizioni patologiche o legate a traumi dell'osso mandibolare e dell'articolazione temporo-mandibolare, è necessario tener conto di questi stati tensionali e delle deformazioni subite dalla mandibola durante il funzionamento. A differenza di altri studi presenti in letteratura, in questo caso la mandibola è stata divisa in base alle diverse zone di rigidezza, e le regioni di occlusione sono state modellate tramite incastri sul margine superiore dei corpi mandibolari e della sinfisi e sono state valutate le forze occlusali di reazione sviluppate, non sono dunque stati imposti i vincoli sul margine inferiore della mandibola caricando quello superiore tramite la diretta applicazione delle forze occlusali. Inoltre per simulare la chiusura e l'apertura della bocca, è stato utilizzato un giunto di rotazione attorno all'asse bicondilare imponendo come limite di rotazione il valore angolare di apertura e chiusura fisiologica che si ha durante la masticazione, senza ricorrere all'inserimento di incastri lungo i colli e le teste dei condili poiché non rappresentativi della realtà e, nei casi di morso statico, è stato mantenuto il giunto vincolando anche la rotazione. Inoltre nei casi di studio di apertura e chiusura della bocca, sono stati modellati anche i legamenti e non la sola capsula articolare, mentre non sono stati inseriti per lo studio del morso, in quanto il loro contributo risulta trascurabile. In base ai risultati ottenuti, si può concludere che il modello realizzato è una buona approssimazione della realtà nei casi analizzati. Tramite l'utilizzo simultaneo di immagini TC (Tomografia Computerizzata) e RMN (Risonanza Magnetica Nucleare), sarebbe poi possibile ricostruire non solo le regioni ossee, ma anche il disco articolare, i muscoli e i legamenti e ottenere soluzioni ancora più accurate al fine di attuare piani terapeutici patient specific.

# Riferimenti


(s.d.). Tratto da Medicina247: https://medicina247.altervista.org/mandibola/

(s.d.). Tratto da https://www.slideshare.net/chapujalte/alveolar-bone-9485301?next_slideshow=1

(s.d.). Tratto da Wikipedia: https://it.wikipedia.org/wiki/STL_(formato_di_file)#:~:text=Il%20formato%20STL%20presenta%20dei,dello%20stesso%20vertice%20pi%C3%B9%20volte.

3D Systems. (s.d.). *Specifiche dell'interfaccia StereoLithography*.

A. M. O'Mahony, J. L. (2000). Anisotropic elastic properties of cancellous bone froma human edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research, vol. 11,no. 5, pp. 415–421*.

Acocella, A. (s.d.). Riassorbimento osseo del processo alveolare.

AIFiMM. (s.d.). *Correlazione tra alterazioni posturali e problemi di occlusione dentale*. Tratto da AIFiMM Istituto Superiore di Posturologia Neuro-Mio-Fasciale: http://www.aifimm.it/correlazione-tra-alterazioni-posturali-e-problemi-di-occlusione-dentale/

Alexandridis C, C. A. (1991). Functional stress modification after high condylectomy surgery. I Oral Rehabil 18:317-326.

AlFiMM. (s.d.). *Biomeccanica relazione articolare temporo-mandibolare e postura*. Tratto da AlFiMM. Istituto superiore di posturologia neuro-mio-fasciale: http://www.aifimm.it/biomeccanica-relazione-articolazione-temporo-mandibolare-e-postura/

Alomar X, M. J. (s.d.). natomy of the temporomandibular joint. Semin Ultrasound CT MR. 2007;28(3):170-183.

Ambrosi, G. C. (2006). Anatomia dell' uomo. Edi. Ermes, 2a edizione.

An, Y., & R. A. Draughn. (2000). Mechanical Testing of Bone and the Bone–Implant Interface, CRC Press, New York, NY, USA.

Ansys Meshing User's Guide. (2010). *Ansys, Inc.*

Antonino Marco Cuccia, C. C. (2011). Manual Therapy of the Mandibular Accessory Ligaments . *Jaoa*.

Antonino Marco Cuccia, D. C. (2011). Manual Therapy of the Mandibular Accessory Ligaments for the Management of Temporomandibular Joint Disorders", JAOA . • Vol 111 • No 2 .

Ashman, R. B., & van Buskirk, W. C. (1987). The elastic properties of a human mandible1 (1), pp. 64–67.

Bade H, S. C. (1994). The function of discomuscular relationships in the human temporomandibular joint. Acta Anat 151:258-267.

Bandyopadhyay-Ghosh, S. (2008). Bone as a Collagen-hydroxyapatite Composite and its Repair 22 (2), pp. 116-124S.

Bedini, R. I. (2009). Misura delle caratteristiche di tessuto osseo umano in condizioni patologiche tramite analisi microtomografica: primi risultati. Roma: Istituto Superiore di Sanità. (Rapporti ISTISAN 09/7).

Bell F. (s.d.). Why do structures fail? Materials, human tissues and stress analysis. Stanley Thornes. *Principles of mechanics and biomechanics. Chapter 6: 92–128.*

*Biomechanics of Fractures.* (2014). Tratto da Skeletal Trauma: http://z0mbie.host.sk/Biomechanics-of-Fractures.html

Bryan Galer, N. H.-L. (s.d.). Human Jaw Motion Simulator. *Department of Mechanical, Industrial and Manufacturing Engineering, College of Engineering, Northeastern University, Boston, MA 02115*.

Burns, M. (1993). abbricazione automatizzata. *Prentice Hall. ISBN 978-0-13-119462-5*.

Calderale PM, R. M. (1986). Biomechanical analysis of coupling between mandible and removable partial dentures. *Biomechanics: basic and applied research. Bergmann G, Kblbert R, Rohlmann A, editors. Dordrecht: Martinus Nijhoff, pp. 745-750.*

Carter, D. R., & Hayes, W. C. (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure 59 (7), pp. 954–962.

Catalano, P. d. (2017).

Cefalì G., M. S. (2012). Caratterizzazione meccanica di tessuto osseo corticale mediante nanoindentazione ciclica a carichi multipli. Politecnico di Milano.

Cescotto. (s.d.). Microsoft PowerPoint - Bones.ppt.

Chetta, D. G. (s.d.). Tratto da http://www.giovannichetta.it/muscolimasticatori.html

Currey, J. D. (2002). Bones: structure and mechanics. *Princeton University Press*.

Damien Lacroix. (2019). Bone Repair Biomaterials.

Dargaud J, V.-P. H. (s.d.). The temporo-mandibular articulation. Morphologie. 2004 Apr;88(280):3-12.

Deagling DJ. (1993). The relationship of in vivo bone strain to mandibular corpus morphology in Macaca fascicularis. J Hum Evol 25:247-269.

Deagling DJ, G. F. (1991). Compact bone distribution and biomechanics of early hominid mandibles. Am J Phys Anthropol 86:321-339.

Dechow, P. C., Nail, G. A., Schwartz-Dabney, C. L., & Ashman, R. B. (1993). Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone 90, pp. 291–306.

E. L. Radin, I. L. (s.d.). Response of joints to impact loading. *Arthritis and Rheumatism, vol. 14, no. 3, pp. 356–362, 1971*.

Ennex Research Corporation. (s.d.). *Risorsa storica sulla stampa 3D.* Tratto da fabbers.com: http://www.ennex.com/~fabbers/StL.asp

Erkmen, E., Simşek, B., Yücel, E., & Kurt, A. (2005). Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *The British journal of oral & maxillofacial surgery 43 (2)*, pp. 97–104. DOI: 10.1016/j.bjoms.

Éva Lakatos, L. a. (2014). Material Properties of the Mandibular Trabecular Bone. *Journal of Medical Engineering*, Volume 2014, Article ID 470539, 7 pages.

Fabbri, S. (2010). *Analisi strutturali non linearI: applicazione del metodo FEM.* Altran Italia Technology Review n° 4 .

*Formlabs*. (2021). Tratto da https://formlabs.com/it/blog/come-riparare-i-file-stl-per-la-stampa-3d/

Frank CB. (2004). Ligament structure, physiology and function. J Musculoskel Neuron Interact. 4(2):199-201.

Franzoso G. (2008). Elastic anisotropy of lamellar bone measured by nanoindentation. *Ph.D. thesis, Politecnico di Milano, Milano, Italy.*

Fratzl, P., & Weinkamer, R. (2007). Nature's hierarchical materials. *Progress in Materials Science 52 (8), pp. 1263–1334. DOI: 10.1016/j.pmatsci.2007.06.001.*

*Gazzetta Stampa3D*. (s.d.). Tratto da WordPress.org: https://www.stampa3dperscuole.it/2020/01/14/come-e-fatto-un-file-stl/

Gebhardt W. (1906). Ueber funktionell wichtige. Anordnungsweisen der feineren und groberen Bauelemente des Wirbeltierknochens. II. Spezieller Teil. 1. Der Bau der Haverssohen Lamellensysteme und seine funktionelle Bedeutung. Arch. Entwickl. Mech. Org., 20:187–322.

Giesen, E. (2002). Mechanicall Properties of Cancellous Bone in the Human Mandibular Condyle are Anisotropic.

Giraud-Guille, M. M. (1988). Twisted plywood architecture of collagen fibrils in human compact bone osteons. Calcif. Tissue Int., 42:167–180.

Gray, H. (1918). Gray's Anatomy of the human body, pp. 262–264.

Guarino V., G. N. (2005). Materiali e tecnologie per la realizzazione di sostituti ossei nell'ingegneria dei tessuti. Università degli studi di Napoli "Federico II".

Gugliotta, A. (2002). *Elementi finiti.* Torino: otto editore.

Hannam AG, M. A. (1994). Internal organization in the human jaw muscles. *Crit Rev Oral Biol Med 5:55-89.*

Hayes WC. (1991). Biomechanics of cortical and trabecular bone: implication for assessment of fracture risk. Raven Press. *Basic Orthopaedic Biomechanics*, Chapter 3: 110–111.

Hodgskinson, R., & Currey, J. (1990). *Effects of Structural Variation on Young's Modulus of Non-Human Cancellous Bone.* Tratto da http://pih.sagepub.com/content/204/1/43.short

Hong, K. A. (2015). *The Muscles of Mastication*. Tratto da http://www.thousandoaksfamilydentistry.com/blog/2014/12/22/the-muscles-of-mastication#.VVZIgTGUeSA

HumanKinesi. (2020). *L'articolazione temporo-mandibolare (ATM)*. Tratto da HumanKinesi: https://www.humankinesi.it/larticolazione-temporo-mandibolare-atm/

Hylander, W. L. (1985). Mandibular function and biomechanical stress and scaling. *American Zoologist, 25(2), 315-330*.

InfodentalTeamGroup. (s.d.). *Edizioni Martina Bologna*.

Isberg A, W. P.-L. (1998). Steepness of articular eminence and movement of the condyle and disk in asymptomatic temporomandibular joints. Oral Surg Oral Med Oral Patho 86:152-157.

J. C. Llodra-Calvo, M. B.-P.-M. (2000). Encuesta de salud oral en espa˜na. *Revista Consejo Odont´ologos Estomatologos,*, vol. 7, pp. 19–63.

J. W. Osborn. (1989). The temporomandibular ligament and the articular eminence as constraints during jaw opening. *Journal of Oral Rehabilitation, vol. 16,*, pp. 323–333.

Jahan-Parwar, B., & MD. (2013). *Facial Bone Anatomy.* Tratto da http://emedicine.medscape.com/article/835401-overview#aw2aab6b3

Jones, O. (2015). *The Muscles of Mastication - Attachments - Actions Innervation-TeachMeAnatomy.* Tratto da http://teachmeanatomy.info/head/muscles/mastication/, checked on 2015

Karl Schweizerhof, H. J. (2018). A Comprehensive Finite Element Model of the Human Masticatory System.

Keaveny, T. M., Morgan, E. F., & Yeh, O. C. (2003). Bone mechanics. *tandard handbook of biomedical engineering and design*.

Kim, J.-E., Shin, J.-M., Oh, S.-O., Yi, W.-J., Heo, M.-S., & Lee, S.-S. e. (2013). *The three-dimensional microstructure of trabecular bone: Analysis of site-specific variation in the human jaw bone. Korea.* Tratto da http://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.5624/isd

Kingsmill, V., Boyde, & A. (1998). Variation in the apparent density of human mandibular bone with age and dental status 192, pp. 233–244.

Koole P, B. F. (1990). A standardized technique for the placement of electrodes in the two heads of the lateral pterygoid muscle. J Craniomandib Pract 8:154-162.

Koolstra, J. a. (2005). Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics. *Journal of Biomechanics, Vol. 38, pp. 2431-2439*.

Koolstra, J. H., & van Eijden, T. (1997). The jaw open-close movements predicted by biomechanical modelling. *ournal of Biomechanics 30 (9), pp. 943–950. DOI: 10.1016/S0021-9290(97)00058-4.*

Lund, J. (1991). Mastication and its control by the brainstem. *Crit Rev Oral Biol Med 2:33-64*.

M. A. K. Liebschner, M. A. (2003). Optimizaion of Bone Scaffold Engineering for Load Bearing Applications. *Topics in Tissue Engineering Eds. N. Ashammakhi & P. Feccetti*.

Mahoney, E. H. (2000). The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. *Journal of dentistry*, 28(8), 589-594.

Mainland, D., & Hiltz, J. (1993). Forces exerted on the human mandible by the muscles of occlusion.

Mansour, -R. M., & Reynok, R. J. (1972). In Vivo Occlusal Forces and Moments: I. Forces Measured in Terminal Hinge Position and Associated Moments.

Martina Fricová, Z. H. (s.d.). Modelling of temporomandibular joint and FEM analysis. *Laboratory of Biomechanics, Department of Mechanics, Faculty of Mechanical Engineering, CTU in Prague, Technická 4, 166 07 Prague 6, Czech Republic*.

Martini FH. (1989). Fundamentals of anatomy and physiology. 4th ed. New Jersey: Prentice Hall International.

Martini, T. (s.d.). *Anatomia Umana Capitolo 6. Le ossa sono unite tramite articolazioni*. Tratto da DocPlayer.

Matthijs Tuijt, J. H. (2010). Differences in loading of the temporomandibular joint during opening and. *Journal of Biomechanics 43, 1048–1054*.

Maurer, P., Knoll, W.-D., & Schubert, J. (2003). Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 31 (5)*, pp. 284–289. DOI: 10.1016/S1010-5182(03)00073-8.

Mazess, R. B. (1983). *Errors in measuring trabecular bone by computed tomography due to marrow and bone composition.* Tratto da Springer: http://link.springer.com/article/10.1007/BF02405022#page-2

Ministero della Salute. (s.d.). *Individuazione dei criteri di Accesso alla Densitometria Ossea.* Tratto da http://www.salute.gov.it/imgs/C_17_pubblicazioni_1171_ulterioriallegati_ulteriореallegato_0_alleg.pdf

Misch, C. E., Qu, Z., & Bidez, M. W. (1999). Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement 57, pp. 700–706.

Mongini F, C. P. (1979). Relationship between structure and the stress pattern in the human mandible. J Dent Res 58:2334-2337.

Mongini F, P. G. (1981). Experimental strain analysis on the mandibular condyle under various conditions. *Med Biol Eng Comput 19:521-523.*

Muftu, B. G. (2007). *Human Jaw Motion Simulator.*

Murray GM, O. T. (1999a). Electromyographic activity of the human lateral pterygoid muscle during contralateral and protrusive jaw movements. Arch Oral Biol 44:269-285.

Naeije M, v. d. (1996). OKAS-3D: optoelectronic jaw movement system with six degrees of freedom. *Med Biol Eng Comput 33:683-688*.

Neill DJ, K. W. (1989). Carico funzionale della dentatura durante la masticazione. *J Prosthet Dent.*, 62: 218-28.

Nicolas Homsi, P. R. (s.d.). *Biomechanics of the mandible.* Tratto da Surgery Reference: https://surgeryreference.aofoundation.org/cmf/trauma/mandible/further-reading/biomechanics-of-the-mandible

Odin, G., Savoldelli, C., Bouchard, P.-O., & Tillier, Y. (2010). Determination of Young's modulus of mandibular bone using inverse analysis. *Medical engineering & physics 32 (6), pp. 630–637. DOI: 10.1016/j.medengphy*.

Osborn JW., O. (s.d.). model to describe how ligaments may control symmetrical jaw opening movements in man. J Oral Rehabil. 1993;20(6):585-604.

*Osteolab*. (s.d.). Tratto da Osteolab, il laboratorio della salute: https://www.osteolab.net/movimenti-articolazione-temporo-mandibolare/

Osteopathic Spine Center Education. (s.d.). *Legamenti dell'ATM e Disturbi Temporo Mandibolari*. Tratto da Osteopathic Spine Center Education: https://osce.spine-center.it/legamenti-dell-atm-e-disturbi-temporo-mandibolari.html

Petchey, F. (2012). *Bone*. Tratto da http://www.c14dating.com/bone.html

*Polimed, Centro di Medicina Specialistica*. (s.d.). Tratto da http://blog.centropolimed.it/i-denti/

Pruim, G. J., Jongh, H. J., & Bosch, J. ,. (1980). Forces acting in the mandible during bilateral static bite at different bite force levels 13, pp. 755–763.

R. C. W. Wong, H. T. (2009). Biomechanics of mandibular reconstruction: A review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. Surg. 2010; 39: 313–319*.

Ralph JP. (1975). Photoelastic studies in the edentulous human mandible. J Dent 3:9-14.

Ralph JP, C. A. (1975). Analysis of stress patterns in the human mandible. J Dent Res 54:814-82 1.

Rees, L. (1954). The structure and function of the mandibular joint. Br Dent J 96:125-133.

Rho, J. Y. (1999). Effects of drying on the mechanical properties of bovine femur measured by nanoindentation. J. Mater. Sci.: Mater. Med., 10:485–488.

Rho, J.-Y., Kuhn-Spearing, L., & Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical engineering & physics 20 (2), pp. 92–102. DOI: 10.1016/S1350-4533(98)00007-1*.

S. Giannini, R. B. (2006). Ricostruzione artroscopica del legamento crociato anteriore. Indicazioni, Tecnica chirurgica e Protocollo Riabilitativo. Servizio Sanitario Regionale Emilia-Romagna; 1:1-23.

Schindler H. J., T. C. (2007). Jaw clenching: muscle and joint forces, optimization strategies. *Journal of Dental Research* .

Schmolke. (1994). The relationship between the temporomandibular joint capsule, articular disc and jaw muscles. J Anat 184:335-345.

Schumacher, G. (1961). Funktionelle Morphologie der Kaumuskulatur. Jena: VEB Gustav Fischer Verlag.

Schwartz-Dabney, C. L., & Dechow, P. C. (2003). Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *American journal of physical anthropology 120 (3), pp. 252–277. DOI: 10.1002/ajpa.10121.*

Sciatti, L. (s.d.). *Articolazione Temporo Mandibolare*. Tratto da altervista: https://leonardosciatti.altervista.org/articolazione-temporo-mandibolare-disfunzione-postura/?doing_wp_cron=1614507999.4267799854278564453125

Seong, W.-J., Kim, U.-K., Swift, J. Q., Heo, Y.-C., Hodges, J. S., & Ko, C.-C. (2009). Elastic properties and apparent density of human edentulous maxilla and mandible. *International journal of oral and maxillofacial surgery 38 (10), pp. 1088–1093. DOI: 10.1016/j.ijom*.

Smith, E. L. (1983). *Principles of biochemistry: mammalian biochemistry (Vol. 1). McGraw-Hill Companies.*

Spijeker, K. (s.d.). *Corpo Umano*. Tratto da Pinterest: https://www.pinterest.it/pin/458663543281992303/

Standlee JP, C. A. (1977). Stress trajectories within the mandible under occlusal loads. I Dent Res 56:1297-1302.

Standlee JP, C. A. (1981). The condyle as a stress-distributing component of the temporomandibular I Oral Rehabil 8:391-400.

Surbhi Kapoor. (s.d.). Connective tissue bone.

Swenson M. G. (1964). Complete Dentures, 5th ed, p 60.

T. M. G. J. van Eijden, L. J. (2004). Bone tissue stiffness in the mandibular condyle is dependent on the direction and density of the cancellous structure. *Calcified Tissue International, vol. 75, no. 6*, 502–508.

T. V. Macfarlane, A. S. (2002). Oro-facial pain in the community: prevalence and associated impact. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, vol. 30, pp. 52–60.

T.M.G.J. van Erijden. (2000). Biomechanics of the Mandible. Meibergdreef 15,1 DO5 AZ Amsterdam, The Netherlands: Department of Functional Anatomy, Academic (enter for Dentistry Amsterdam (ACTA).

Tams, J. V. (1997). A three-dimensional study of bending and torsion moments for different fracture sites in the mandible: an in vitro study. *International journal of oral and maxillofacial surgery, 26(5), 383-388*.

Taton, T. (2001). *Nanotechnology: Boning up on biology.* Tratto da Nature: http://www.nature.com/nature/journal/v412/n6846/fig_tab/412491a0_F1.html

Tekkaya AE, S. C. (2014). Finite Element Method. *The International Academy for Production Engineering, Laperrière L., Reinhart G. (a cura di) CIRP Encyclopedia of Production Engineering. Springer, Berlino, Heidelberg*.

Throckmorton GS, D. P. (1994). In vitro strain measurements in the condylar process of the human mandible. Arch Oral Biol 39:853-867.

*Tra Capo e Collo*. (s.d.). Tratto da https://www.tracapoecollo.com/la-mandibola/

Turner CH, B. D. (1993). Basic biomechanical measurements bone: a tutorial. Bone 14:595-608.

UniversitàRoma1. (s.d.). *Resistenza dei Biomateriali, Biomateriali naturali.* Tratto da Università Roma 1: http://dma.ing.uniroma1.it/users/scicostr_c1/RdBM_Cap_4.pdf

V. Mow, W. Y. (2003). Structure and function of articular cartilage and meniscus. *asic Orthopaedic Biomechanics and Mechanobiology. (V. Mow and R. Huskes, eds.), Williams & Wilkins, 3rd ed.*

van der Helm FCT, V. R. (1991). Modelling the mechanical effect of muscles with large attachment sites: application to the shoulder.

van Eijden TMGJ, K. J. (1997). Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. Anat Rec 248:454-474.

Van Eijden, T. (2000). Biomechanics of the mandible 11 (1), pp. 123–136.

van Loon J-P, F. C. (1999). The theoretical optimal center of rotation for a temporomandibular joint prosthesis: a three-dimensional kinematic study. J Dent Res 78:43-48.

Verma, J. K. (2016). *Finite Element Analysis (FEA) With ANSYS-Tool of Computer Aided Engineering (CAE): Basics and its Applications in Dentistry.* Tratto da https://www.semanticscholar.org/paper/Finite-Element-Analysis-(FEA)-With-ANSYS-Tool-of-in-Kaur-Goel/6d9deb5fd68ecb50dc2a6641c66dd691a292c088/figure/2

Verplancke, K., Waele, W., & Bruyn, H. D. (2011). Dental implants, what should be known before starting an in vitro study? *Sustainable Construction and Design*.

W. Hukins, R. A. (1984). Fiber reinforcement and mechanical. *Engineering in Medicine*, ol. 13, pp. 153–156.

Wang, M. (2003). Developing bioactive composite materials for tissue replacement. *Biomaterials 24 (13), pp. 2133–2151. DOI: 10.1016/S0142-9612(03)00037-1*.

Weiner, S. a. (1997). strategies in mineralized biological materials. J. Mater. Chem., 7:689–702.

Werner JA, T. B. (1991). Functional anatomy of the temporomandibular joint. Anat Embryol 183:89-95.

Wish-Baratz S, H. I. (1996). Size and location of the human temporomandibular joint. Am J Phys Anthropol 101:387-400.

Woelfel, J. B. (1997). ental anatomy: its relevance to dentistry. Williams & wilkins.

Wood, W. (1987). A review of masticatory muscle function. J Prosthet Dent 57:222-232.

Wood.WW. (1986). A functional comparison of the deep and superficial parts of the human anterior temporal muscle. J Dent Res 65:924-926.

Young WC. (1989). Roarks formulas for stress & strain. 6th ed. New York: McGraw-Hill.