

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Studio di un nuovo dispositivo meccatronico per la misura della pressione dentale

Relatori Candidato

Prof. Carlo Ferraresi Belluccia Sara

Prof. Giovanni Gerardo Muscolo

Anno accademico 2021/2022

A mia madre, Doranna. Ai miei figli, Anita e Antonio.

Ho scoperto l'amore da mia mamma, so amare da quando lo sono diventata io.

ABSTRACT

L'argomento del presente elaborato è lo studio di un progetto innovativo di un dispositivo meccatronico per il calcolo della pressione dentale durante l'occlusione.

L'elaborato descrive la successione di analisi e conseguenti scelte progettuali che ho ripercorso assieme ai vari professionisti del mondo odontoiatrico e analizzato sulla base delle conoscenze tecniche acquisite durante il mio percorso di studi accademici.

Un importante indicatore dello stato funzionale del sistema masticatorio è la forza di morso. La capacità di mordere è una funzione delle strutture cranio-mandibolari, compresi l'articolazione temporo-mandibolare, i muscoli della masticazione e la dentizione, sia naturale che artificiale.

Mordere e mangiare è un'interazione tra le proprietà fisiche del cibo e il complesso della masticazione. L'incontro iniziale delle mascelle con il cibo è il fattore che determina la successiva forza muscolare nella masticazione. Una bassa velocità della mascella induce una bassa forza del morso per la masticazione.

Nel corso del trattamento implantare, ci si deve aspettare dei fallimenti. I fallimenti possono verificarsi all'inizio o alla fine del trattamento. Si riscontra una forte controversia sulle cause dei fallimenti; tuttavia, una causa di fallimento può essere il sovraccarico occlusale. La masticazione umana, le abitudini alimentari e i carichi para-funzionali sono ciclici e multidirezionali e di grandezza variabile.

I carichi fuori asse possono essere dannosi per un impianto dentale che non è inserito in uno spessore adeguato di osso corticale. È possibile che gli impianti di supporto siano sovraccaricati dalla forza di morso dei pazienti, con conseguente perdita di osso e fallimento della fixture. Per affrontare un potenziale sovraccarico, può essere importante misurare il carico massimo di morso che un paziente può generare. La misurazione della forza di morso, infatti, può essere un parametro importante nella pianificazione del trattamento implantare. Alcuni pazienti possono generare carichi di morso estremi che possono causare una lussazione della fixture e la conseguente perdita di osteointegrazione. Un paziente con una bassa forza di morso può essere in grado di avere un esito positivo a lungo termine anche se le qualità anatomiche dell'osso sono scarse. I pazienti con un'elevata forza di morso possono avere un rischio maggiore di frattura tardiva della componente o di fallimento dell'impianto. Non c'è alcuna correlazione tra i valori di forza del morso che indicherebbe un eventuale sovraccarico di un dato impianto in un dato sito osseo, tuttavia, dopo la misurazione della forza del morso, un giudizio qualitativo può essere fatto dal clinico per la selezione del diametro e della lunghezza dell'impianto e del design protesico. Se il clinico sospetta un potenziale di sovraccarico, allora può essere pianificato un impianto più sostanziale. Questo può essere particolarmente vero quando si tratta la mascella anteriore, dove quasi tutto il carico è intrinsecamente non assiale. È stato studiato che la grandezza della forza del morso umano posteriore è circa tre volte quella dell'anteriore. L'importanza della forza del morso e della sua misurazione per la riabilitazione implantare può diventare parte integrante dell'esame orale completo.

Inoltre, durante l'elaborato, si approfondisce l'esistenza di una correlazione tra malocclusione e deambulazione: l'effetto della modifica dell'occlusione dentale produce come conseguenza immediata possibili ripercussioni sulla postura.

INDICE

1 INTRODUZIONE	9
1 1 ADDADATO CTOMATOCNIATICO E ALTEDAZIONI DOCTUDALI	
1.1 APPARATO STOMATOGNATICO E ALTERAZIONI POSTURALI	
1.1.2 PERDITA DI VERTICALITÀ	
1.1.3 AUMENTO DI VERTICALITÀ	
1.1.4 RICERCHE	
1.2 CLASSI OCCLUSALI E CLASSI POSTURALI	
1.2.1. OCCLUSIONE	
1.2.2 MALOCCLUSIONE	
1.2.3 CLASSI POSTURALI E DISFUNZIONI CORRELATE	
1.2.4 LINEE DI GRAVITÀ	
1.2.5 LINEA MENTO-PUBE.	
1.3 STATO DELL'ARTE	
1.3.1 STATO DELL'ARTE DELLA CARTA ARTICOLATA	
1.3.2 STATO DELL'ARTE DEL SENSORE	
1.3.2 STATO DELL ARTE DEL SENSORE	20
A TE GGLAV	
2 T-SCAN	<u>33</u>
3 ANATOMIA E MODELLAZIONE NUMERICA	39
3.1 ANATOMIA DELL'APPARATO MASTICATORIO	30
3.1.1. I DENTI	
3.1.2 LA MANDIBOLA	
3.1.3 I MUSCOLI MASTICATORI E DELLE LABBRA	
3.1.4 MOVIMENTI MANDIBOLARI	
3.1.5 OSSO IOIDE	
3.1.6 RECETTORI: TEMPORO-MANDIBOLARE, MUSCOLARI E TENDINEI	
3.1.7 NERVO TRIGEMINO	
3.1.8 LA LINGUA	
3.2 MODELLI.	
3.2.1 MODELLO PER T-SCAN.	
3.2.2 MODELLO DENTATURA	
3.2.3 MODELLO DENTIZIONE CON SENSORE INTERPOSTO	
3.2.4 MODELLO DA LABORATORIO, PROVA IN VITRO	
3.3 SIMULAZIONI	
5.5 SINIULAZIONI	03
4 RISULTATI E COMMENTI	67
4.1 RISULTATI	67
4.2 COMMENTI.	73
	, 0
5 CONCLUSIONI	5 4
5 CONCLUSIONI	74
6 BIBLIOGRAFIA	75
7 SITOGRAFIA	70
/ 511 UUIXAF IA	

FIGURE

- Figura 1: COM e COP: equilibrio statico dinamico del corpo (fonte: Gagey et al., 1990)
- **Figura 2:** Relazione ATM e postura: rapporti che l'ATM ha con le strutture circostanti (fonte:giovannidetta.it)
- Figura 3: Schema sistema tonico-posturale
- Figura 4: Esempio di un'otturazione
- Figura 5: Classi dentali (fonte: W.L. Hylander, 2006)
- **Figura 6:** Rappresentazione delle differenti classi di malocclusione (fonte: libro di Henry W. L'ortodonzia moderna. Milano LSWR Srl 201)
- **Figura 7:** Relazioni tra DTM e ATM (fonte: Piero Silvestrini Biavati Trattamento semplificato in gnatologia, Il metodo global occlusion)
- **Figura 8:** Linea di gravità (fonte Apparato stomatognatico e disfunzioni posturali Jacopo De Nardo)
- **Figura 9:** Linea mento-pube (fonte: jdnstudio)
- Figura 10: Tipologie di carte d'articolazione (foto)
- Figura 11: Esempio utilizzo carta d'articolazione (foto)
- **Figura 12:** Differenza dell'analisi dell'occlusione con carta d'articolazione (11a) e con T-scan (11b) (fonte:The T-SCAN System in Evaluating Occlusal Contacts Tanya P. Bozhkova)
- **Figura 13:** Array flessibile di sensori di pressione piezoresistivi per la mappatura statica e dinamica della pressione. a) Fotografia di un array di sensori di pressione flessibile. Scala bar: 5 mm.b) Risposta dell'array di sensori di pressione a un blocco metallico quadrato (superiore) e rotondo (inferiore). c) Risposta alle serie temporali della pressione array di sensori (fonte: Multiscale Hierarchical Design of a Flexible Piezoresistive Pressure Sensor with High Sensitivity and Wide Linearity Range, Jidong Shi)
- **Figura 14:** Sensore di pressione piezoresistivo flessibile con struttura gerarchica. a) Immagine SEM di una foglia di loto. Barra della scala: 40 μ m.b) Illustrazione schematicadel processo di fabbricazione di un dispositivo sensore di pressione. c) Immagine SEM di un grafene/PDMS modellato. Barra di scala: 50 μ m. Inserto: Fotografia del grafene/PDMS modellato. Barra della scala: 5 mm. d) Immagine SEM di una singola papilla sulla superficie del grafene/PDMS. Barra di scala: 5 μ m. e) Immagine confocale 3D del grafene/PDMS (fonte Multiscale Hierarchical Design of a Flexible Piezoresistive Pressure Sensor with High Sensitivity and Wide Linearity Range, Jidong Shi)
- **Figura 15:** a) principio di funzionamento del sensore di pressione piezoresistivo; b) membrana a quattro rami (PMNBCB) e ponte di Wheatstone (font: Mechanical Structural Design of a Piezoresistive Pressure Sensor for Low-Pressure Measurement: A Computational Analysis by Increases in the Sensor Sensitivity, Anh Vang Tran)
- Figura 16: Sensore piezoresistivo posto sotto l'imboccatura del clarinetto (fonte: Integrating piezoresistive sensors on the embouchure analysis of the lower lip in single reed instrumentalists: implementation of the lip pressure appliance (LPA), Miguel Pais Clemente1)

- **Figura 17:** a) LPA posto sui sei denti mandibolari anteriori, da canino a canino, vista frontale (b) e vista occlusale (c)_(fonte: Integrating piezoresistive sensors on the embouchure analysis of the lower lip in single reed instrumentalists: implementation of the lip pressure appliance (LPA), Miguel Pais Clemente1)
- **Figura 18:** Foglio del sensore tattile (linea tratteggiata circonda l'area di rilevamento) (fonte: Development of in vivo measuring system of the pressure distribution under the denture base of removable partial denture Kei Kubo)
- Figura 19: T-scan (fonte: tekscan.com)
- **Figura 20 :** Sensore di registrazione T-SCAN: a) vista completa; b) vista dettagliata di un segmento (fonte:The T-SCAN System in Evaluating Occlusal Contacts Tanya P. Bozhkova)
- Figura 21: Schema riassuntivo componenti T-scan.
- **Figura 22:** Rappresentazione su display della forza e tempo di occlusione con T-scan(Julia COHEN-LE'VY 2012 modificata)
- Figura 23: Anatomia dell'atm (Lewiz, 1918)
- Figura 24: I denti: a) tipo di denti b) caratteristiche delle componenti (Netter, 2014).
- **Figura 25:** Visione laterale dei denti e loro disposizione nelle ossa mandibolare e mascellare (fonte Anatomy, Head and Neck. Teeth)
- Figura 26: La mandibola (osteolab.net)
- Figura 27: Legamenti dell'ATM (Netter, 2014)
- **Figura 28:** Muscoli della masticazione: temporale (a), pterigoideo (b), massetere (c) (fonte Berichard- Atlas de Bonamy)
- Figura 29: Rappresentazione anatomica dei muscoli delle labbra (fonte Patrick J. Lynch)
- Figura 30: Schema riassuntivo e semplificativo delle geometrie dell'apertura della mandibola
- **Figura 31:** Movimenti mandibolari: a) dettaglio del complesso condilo discale durante i movimenti di apertura e chiusura. 1 posizione condilo denti a contatto; 2 rotazione condilo su disco articolare inizio apertura (depressione); 3 traslazione in avanti del condilo apertura; 4 traslazione antero-inferiore del disco in apertura; 5 traslazione in dietro del condilo inizio chiusura; 6 rotazione condilo su disco articolare chiusura e denti a contatto; (fonte: Piero Silvestrini Biavati Trattamento semplificato in gnatologia, Il metodo global occlusion) b) visuale completa (D. A. Neumann, *Kinesiology of the musculosketal system. Foundations for rehabilitation*, s.l., MOSBY ELSEVIER (2010), Second edition)
- Figura 32: Osso ioide (fonte: Josè dos Santos Jr., D.D.S., M.S. OCCLUSIONE Principi e concetti)
- **Figura 33:** Strato profondo dell'innervazione mandibolare (sensoria e motoria). TA, nervo temporale anteriore; TP, nervo temporale posteriore; Mt, nervo massetere; AT, nervoauricolotemporale; Ve, nervo vestibolare; Li, nervo linguale; Al, nervo alveolare inferiore; M, nervo miloioiodeo(fonte: Josè dos Santos Jr., D.D.S., M.S. OCCLUSIONE Principi e concetti)
- Figura 34: La lingua (Netter 2014)

Figura 35: Muscoli della lingua (fonte: Translingual Neurostimulation for Peripheral Motor Control Recovery Post in-Patient Stroke Rehabilitation: A Focus Article Peter Lynch, David Roberts and Kenneth Monaghan)

Figura 36: a) Schema semplificativo strati t-scan; b) Modello semplificativo utilizzato per le simulazioni

Figura 37: Modello dentale standard di riferimento (foto)

Figura 38: Scanner da banco (foto ceramill map400)

Figura 39: File stl ottenuti dalle scansioni con scanner da banco

Figura 40: File stl con foglietto del sensore interposto

Figura 1: Importazione su Ansys. (foto)

Figure 2: Modelli stampati con stampante 3D. (foto)

Figure 3: a) stampante 3D; b) lavatrice; c) polimerizzatrice (foto)

Figure 4: Pressa idraulica. (foto)

Figure 5: Arcate in occlusione con carta d'articolazione interposta e inserite nella pressa. (foto)

Figure 6: Esecuzione della compressione. (foto)

Figure 7: Risultati materiale poliestere: Von Mises-Equivalen Stress layer inferiore, Von Mises-Equivalen Stress layer superiore, Deformazione layer inferiore, Deformazione layer superiore.

Figure 8: Risultati materiale policarbonato: Von Mises-Equivalen Stress layer inferiore, Von Mises-Equivalen Stress layer superiore, Deformazione layer inferiore, Deformazione layer superiore.

Figure 9: Risultati materiale zirconio: Von Mises-Equivalen Stress layer inferiore, Von Mises-Equivalen Stress layer superiore, Deformazione layer inferiore, Deformazione layer superiore.

Figure 10: Confronto punti di contatto a) digitale e b) su modello in vitro con carta d'articolazione rossa setata da 100 μm. c) Dettaglio sul molare dove si trovano i punti di contatto più forti. (foto)

Figure 11: Visualizzazione punti di contatto su modello in vitro anche con carta d'articolazione blu da 8 μm. (foto)

Figure 12: Impronta su carte d'articolazione. (foto)

ACRONIMI

ATM: Articolazione Temporo-Mandibolare

COM: Centro di massa

COP: Centro di pressione

STP: Stabilizzatore Tonico Posturale

SNC: Sistema nervoso centrale

DTM: Disfunzione Temporo-mandibolare

CNT: Nanotubi di carbonio

PDMS: Polidimetilsilossano

FEA: Analisi agli elementi finiti

MEMS: Micro Electro-Mechanical Systems

FSS: Stato errore segnale

OS: Schermi Orali

LPA: Lip pressure appliance

EVA: Acetato di etilene e vinile

PET: Polietilene tereftalato

USB: Universal Serial Bus

PC: Personal computer

1 INTRODUZIONE

Ogni volta che un dente viene restaurato, l'estrazione e la cura del restauro comporta sempre un cambiamento nella proporzione dei denti. Nel corso degli anni sono stati utilizzati diversi materiali e metodi per identificare i punti più alti e per creare segni di morso su superfici occlusali bagnate e alcuni restauri (come oro, leghe metalliche e ceramica) sono stati una sfida.

Diverse indagini hanno dimostrato come l'occlusione dentale sembra poter svolgere un ruolo importante anche sulla postura del corpo; difatti, una malocclusione può effettivamente ripercuotersi sull'atteggiamento posturale. Lo studio dei rapporti tra alterazioni posturali e apparato stomatognatico origina un grande coinvolgimento non solo in ambito clinico odontoiatrico ma in tutto il mondo scientifico.

Ogni pressione anomala o incongruente mette in atto sistemi di difesa e andrà a modificare l'assetto posturale, con ovvie conseguenze. Ristabilire la pressione dentale originale del paziente che aveva prima dell'intervento in bocca, permette di evitare alterazioni delle condizioni posturali esistenti; al contempo, poter calcolare la pressione dentale durante l'occlusione, ci consente di scoprire anomalie correlate a fastidi posturali.

1.1 APPARATO STOMATOGNATICO E ALTERAZIONI POSTURALI

La postura è il risultato spaziale tra i diversi segmenti corporei in situazione di equilibrio dinamico, tenendo in considerazione che, anche in situazione di "equilibrio statico", il corpo non è mai completamente immobile, ma subisce oscillazioni continue che consentono di mantenere il centro di gravità all'interno di quella che può essere definita base di appoggio. L'equilibrio è infatti la risposta alle forze e ai movimenti che sollecitano il corpo. Precisamente, l'equilibrio statico si ottiene quando la proiezione del baricentro al suolo, la proiezione cioè del centro di massa del corpo (COM), cade entro il poligono di appoggio plantare e la forza di reazione (del suolo) è uguale e contraria a quella di origine miofasciale nel punto detto centro di pressione (COP) (Figura 1). L'equilibrio dinamico, invece, si ha quando c'è un annullamento delle forze, ossia quando, in presenza di un movimento macroscopico, tramite un continuo calcolo revisionale, si rapporta in successione la proiezione del baricentro sui piani d'appoggio previsti dalle fasi del movimento. Il baricentro, per riuscire ad avere una situazione ottimale nel movimento, dovrebbe cadere sempre in progressione all'interno delle diverse superfici d'appoggio.

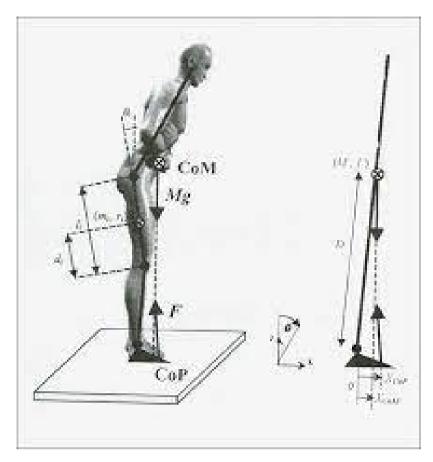


Figura 13: COM e COP: equilibrio statico dinamico del corpo (fonte: Gagey et al., 1990)

La struttura segmentaria del corpo umano viene suddivisa in quattro grandi unità funzionali per facilitare la comprensione del meccanismo di mantenimento della postura: la prima è formata dalla mandibola e dal cranio, la seconda è costituita dalla cintura scapolare, nella terza ci sono le articolazioni sacro-coccigea, sacro-iliaca, ileo-femorale e la quarta e ultima unità funzionale corrisponde al complesso piede-caviglia (*Figura 2*).

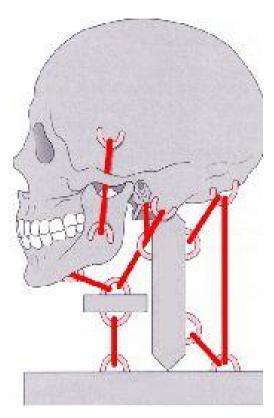


Figura 14: Relazione ATM e postura: rapporti che l'ATM ha con le strutture circostanti (fonte:giovannidetta.it)

Le oscillazioni che il corpo presenta anche durante l'equilibrio statico sono generate dal complesso circuito sensitivo-motorio per contrastare le continue sollecitazioni interne ed esterne all'organismo, e garantire l'equilibrio e la stabilità anche in stazione eretta. Oltre a mantenere il corpo in equilibrio, esse ci consentono di stare seduti, in piedi e di muoverci. Il sistema tonico-posturale è un sistema polisensoriale e i meccanismi che lo regolano non sono vincolati alla volontà e si avvalgono di attività riflesse che ricevono le informazioni dai recettori, sia esterocettori che propriocettori, dei sistemi dominanti di controllo posturale quali occhi, apparato stomatognatico, orecchio interno e piedi (Figura 3). Tale attività motoria riflessa è regolata da molteplici e complesse vie sensitivo-motorie, ed è caratterizzata da un sofisticato sistema di afferenze ed efferenze.

La postura, perciò, può ritenersi corretta quando gli elementi scheletrici si dispongono in rapporto fisiologico e reciprocamente sinergico, dove la testa è in uno stato di equilibrio rispetto al tratto cervicale, la mandibola è in equilibrio rispetto al cranio, la lingua rispetto al palato e il baricentro rispetto all'appoggio sui piedi. Su tutto questo agisce il rapporto occlusale fra le superfici dei denti antagonisti: un'occlusione equilibrata presuppone un contatto uniforme e simultaneo tra il lato destro e il sinistro, sfiorante anteriormente e senza dislocazioni della mandibola nei tre piani dello spazio. In caso di contatto anomalo, i recettori trigeminali dei denti comunicano con il mesencefalo e scatta un riflesso che stimola i muscoli abbassatori della mandibola e inibisce gli elevatori. Una modificazione strutturale o funzionale delle singole unità può provocare ripercussioni a carico di diversi distretti. È per questo che esistono, quindi, interconnessioni e influenze reciproche fra postura corporea, postura del capo e apparato stomatognatico: è ormai accertato che l'occlusione dentale svolge un ruolo fondamentale nel nostro sistema posturale e che le disfunzioni stomatognatiche possono creare appunto, squilibri posturali.

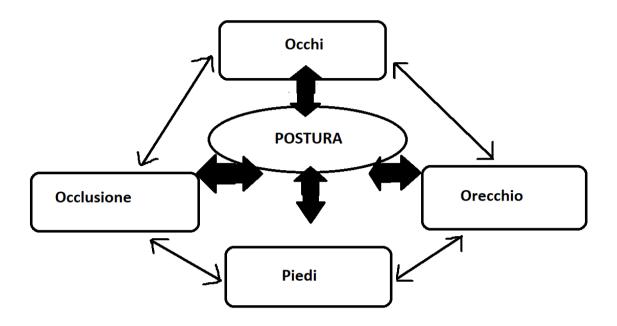


Figura 15: Schema sistema tonico-posturale

Comuni cause della problematica posturale di origine stomatognatica sono, per l'appunto e come detto anche in precedenza, i traumi, la perdita di elementi dentari, gli interventi ortodontici e i restauri protesici e conservativi eseguiti in maniera incongrua, in quanto è impensabile modificare un'occlusione senza interferire, negativamente o positivamente, sul STP.

1.1.1 Otturazione

Quando si fa un'otturazione, che aumenta la dimensione verticale (precontatto), la prima conseguenza sarà che la mandibola, per ricercare una stabilità occlusale che le provochi meno stress, compirà un movimento di torsione un attimo prima del contatto (Figure 4). Si installano dei movimenti di feedback programmati dal SNC andando a generare movimenti di masticazione diversi da quelli fisiologici. Prima di raggiungere il contatto del dente, il muscolo digastrico si contrae e porta indietro il condilo; la mandibola esegue infatti quello che può essere definito movimento compensatorio. Con un solo precontatto cambia l'azione di almeno tre muscoli; difatti le ATM hanno memorizzato lo schema asimmetrico, ma l'intervento del digastrico crea una reazione a catena che richiama altri muscoli come lo pterigoideo esterno e il temporale. Ne deriva una lateroflessione della testa, la quale comporta la perdita della linea di orizzontalità dello sguardo e dunque la colonna cervicale si dovrà lateroflettere, per compensare un rientro dell'orizzontalità, e si dovrà estendere irrigidendo i muscoli del collo e delle spalle. La contrattura del trapezio superiore da un lato e dello sternocleidomastoideo dall'altro determinerà una curva del rachide cervico-dorsale la quale può produrre vari effetti

scheletrici per i molti punti d'inserzione. Il disallineamento coinvolge il bacino, gli arti inferiori e arriva ai piedi. Col tempo le manifestazioni patologiche discendenti si esprimono a livello strutturale e sintomatico con tendiniti, fasciti plantari, periatriti, artrosi, ernie del disco, scoliosi.



Figura 16: Esempio di un'otturazione

1.1.2 Perdita di verticalità

Quando dopo una riabilitazione occlusale, si ha perdita di verticalità con uno spazio libero eccesivo tra le due arcate dentali, l'atto della deglutizione costringe i muscoli elevatori della mandibola a una maggiore contrazione. L'osso ioide chiede aiuto ai muscoli sottoioidei per mantenersi in posizione ma esso stesso fa flettere il capo che, a sua volta, richiama i muscoli sottoccipitali. I distretti muscolari contigui agiranno di conseguenza e si innesca anche in questo caso, un meccanismo a catena. A livello di ATM, si scatena un dolore locale all'orecchio e al capo, poiché proprio qui si trovano molti recettori che informano il sistema nervoso centrale, quest'ultimo, inoltre, cerca in qualche modo di alleviare tali disturbi ricercando nuove strategie posturali, provando infatti a riprogettare l'engramma motorio.

1.1.3 Aumento di verticalità

Nel caso, invece, si crea un aumento di verticalità applicando ad esempio una protesi con denti troppo lunghi, si attiveranno i muscoli posteriori del collo in modo da arretrare il capo. Il baricentro del corpo, in questa situazione, subirà uno spostamento a cui i muscoli, attivandosi, dovranno adattarsi per mantenere l'equilibrio e ci sarà una ripercussione sull'intera colonna e quindi una conseguente alterazione della postura.

Questi sono solo alcuni tra gli esempi possibili di modifiche che avvengono in bocca dopo un qualsiasi intervento ma le probabilità potrebbero essere infinite.

1.1.4 Ricerche

Svariati studi hanno avvalorato che le differenti posizioni che la mandibola può assumere possono provocare variazioni nella postura del corpo.

Un lavoro di Fujimoto et al. è stato condotto su delle persone che dovevano camminare per una distanza di 18 metri con la mandibola guidata da splint occlusali in sei differenti posizioni. Si è dimostrato che a differenti posizioni mandibolari corrispondevano alterazioni nella postura.

Gangloff et al. e Bracco et al. hanno effettuato delle prove su pedana stabilometrica su pazienti sani facendo cambiare ad essi le posizioni mandibolari. Si è visto come solo cambiando la posizione della mandibola si comandavano le variazioni posturali; La posizione miocentrica mandibolare migliorava la distribuzione del peso corporeo riducendo le oscillazioni del baricentro.

Festa et al. hanno condotto un esperimento su topi; hanno creato dei rialzi in composito da inserire nella bocca di un gruppo di ratti, creando una variazione dei rapporti occlusali. Il gruppo dei ratti trattati, dopo una settimana, aveva sviluppato una curva scoliotica invece il gruppo di controllo non aveva subito alcuna variazione.

Milani et al. hanno applicato a un gruppo di soggetti un apparecchio che permetteva un riposizionamento mandibolare e li hanno sottoposti al test posturale Fukuda-Unterberger test. I risultati hanno dimostrato l'importanza delle informazioni propriocettive dell'ATM poiché si è visto come l'apparecchio mandibolare induce alterazioni nella conservazione della postura corporea.

I risultati di questi studi supportano l'ipotesi che la mandibola e in particolare le afferenze propriocettive derivanti dalla mandibola abbiano un ruolo fondamentale nel mantenimento di una postura corretta del corpo.

1.2 CLASSI OCCLUSALI E CLASSI POSTURALI

1.2.1. Occlusione

L'occlusione è l'impatto tra l'arcata dentaria inferiore e l'arcata superiore funzionalmente compensata. In generale, per occlusione si intende qualsiasi rapporto tra le due arcate dentali nel momento in cui anche solo alcuni dei rispettivi denti vengono a contatto tra di loro, sia con mandibola ferma che durante i movimenti. In una situazione di occlusione abituale fisiologica cioè quando si ha un buon funzionamento dell'apparato stomatognatico, quando le due arcate dentarie occludono, durante le fasi di deglutizione o nella fase terminale della masticazione, lo fanno nella posizione più stabile, cioè quella caratterizzata dall'assenza di conflitti occlusali fra elementi antagonisti (in posizione di massima intercuspidazione). In un'occlusione fisiologica, dunque, si ha una distribuzione uniforme dei carichi masticatori, rispettando le strutture paradontali, i muscoli masticatori in tono normale e le articolazioni temporomandibolari nella situazione di equilibrio stabile. Questa condizione di bilanciamento dipende da diversi fattori: le articolazioni temporo-mandibolari, la forma delle arcate dentarie, il controllo neuromuscolare e i muscoli masticatori. Ogni variazione di una di queste componenti provoca un'alterazione nell'equilibrio. Nella posizione di massima intercuspidazione, una corretta occlusione risponde alle seguenti caratteristiche:

1) I denti superiori si dispongono di circa mezza cuspide all'esterno degli inferiori;

- 2) Gli incisivi superiori coprono gli incisivi inferiori di 2mm circa;
- 3) I primi molari inferiori sono spostati in avanti di mezza cuspide rispetto ai primi molari superiori e quindi tutti i denti toccano due denti antagonisti intercuspidandosi in maniera stabile.

1.2.2 Malocclusione

Nel momento in cui questi parametri non son rispettati, inficiando l'equilibrio stesso e non riuscendo ad avere dunque un corretto allineamento dentale, si parla di malocclusione. Come già parlato nel capitolo precedente, le ragioni della presenza di malocclusione possono essere, oltre alla crescita anomala dei mascellari, quelle meccaniche (incidenti stradali, colpi di frusta e altro ancora), trattamenti ortodontici inadeguati, l'impianto di protesi dentarie scorrette, una banale otturazione troppo alta o troppo bassa, un'estrazione di un dente del giudizio, così come l'estrazione senza la sostituzione del dente. La malocclusione può dipendere, ma non sempre, da difetti circoscritti alla singola arcata (difetto intra-arcata), che si manifestano solitamente con affollamenti, disallineamenti, o quando ci sono spaziature interdentali, oppure da difetti inter-arcata che, invece, si manifestano come anomalie nei rapporti tra le due arcate e si rappresentano sui tre piani dello spazio. In base a questi rapporti si classificano in:

- 1) Alterazioni sul piano frontale: ad esempio quando è presente molto spazio verticale fra i denti anteriori superiori e inferiori (morso aperto, tipico dei bimbi in età prematura), oppure quando gli incisivi superiori coprono eccessivamente quelli inferiori, a volte completamente (il morso coperto);
- 2) Alterazioni sul piano orizzontale: sono alterati i rapporti tra i molari superiori e quelli inferiori: i molari superiori spesso non sono più esterni rispetto ai corrispondenti inferiori. Un esempio tipico è il morso incrociato, dove i denti di un lato o di entrambi i lati combaciano in modo diverso rispetto alla norma, e il morso inverso, dove esiste uno spazio trasversale tra gli incisivi superiori e quelli inferiori a causa di una protrusione della mandibola;
- 3) Alterazioni sul piano sagittale: si intendono tutte quelle alterazioni in cui un'arcata è troppo avanzata o troppo arretrata rispetto all'altra. I rapporti tra le arcate sul piano sagittale vengono classificati nelle *tre classi di Angle* (*Figura 5*) che rappresentano le principali disfunzioni a carico della mandibola e del rapporto dentale:

1^ classe: rapporti antero-posteriori normali dove la cuspide mesio-vestibolare del I molare superiore occlude nel solco mesio-vestibolare del I molare inferiore inserendosi perfettamente con il solco; inoltre, la cuspide del canino superiore va ad occludere tra il I premolare inferiore e canino. La prima classe corrisponde ad una chiusura fisiologica fra mandibola e mascella (*Figura 6a*).

2^ classe: definita anche disto-occlusione o retrognatismo. L'arcata superiore è avanzata rispetto a quella inferiore (superiore troppo avanti o inferiore troppo indietro) e la cuspide mesio-vestibolare del primo molare superiore si trova mesialmente rispetto al solco del dente corrispondente nell'arcata inferiore. E'possibile distinguere ulteriormente, in base alla presenza o meno dell'overjet, che è il grado di sovrapposizione orizzontale degli incisivi sul piano sagittale, due divisioni della seconda classe:

- (I) divisione che ha presenza di overjet e gli incisivi sono esoinclinati (Figura 6b1)
- (II) divisione dove non vi è presenza di overjet e gli incisivi sono endoinclinati (*Figura 6b2*)

In qualsiasi caso, si presenterà una mandibola retrognatica, dove il condilo è retroposto rispetto al suo corretto posizionamento all'interno della fossa glenoidea del temporale.

3[^] classe: arcata superiore arretrata rispetto l'inferiore. La terza classe è chiamata anche mesioocclusione o prognatismo, ed è opposta alla seconda classe: la cuspide mesio vestibolare del primo molare superiore è distale rispetto al primo molare inferiore, la mandibola sarà anteposta rispetto al suo piano fisiologico, dove talvolta la mascella in caso di iposviluppo, aggraverà il prognatismo del soggetto (Figura 6c).

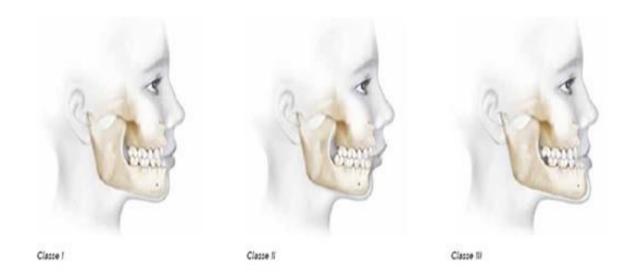


Figura 17: Classi dentali (fonte W.L. Hylander, 2006)

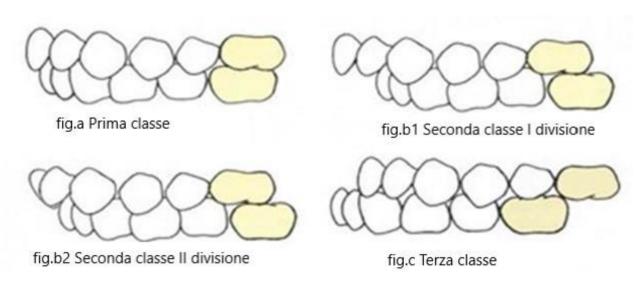


Figura 18: Rappresentazione delle differenti classi di malocclusione (fonte: libro di Henry W. L'ortodonzia moderna. Milano LSWR Srl 201)

Le tre classi ortodontiche oltre ad essere legate ai rapporti tra le cuspidi, possono anche essere scheletriche, legate cioè ai rapporti tra mascellari secondo misurazioni effettuate sulla radiografia laterale del cranio.

1.2.3 Classi posturali e disfunzioni correlate

Ad ogni classe occlusale definita da Angle vi è una corrispondenza con le classi posturali che si basano su una statistica della popolazione che mostra determinate caratteristiche morfologiche in funzione alla classe occlusale a cui appartiene (*Figura 7*).

Non sempre, però, la problematica odontoiatrica presenta lo stesso disordine posturale della classe di appartenenza e infatti non si può parlare di categorie fisse.

In relazione alla prima classe occlusale, dove appunto si ha una normale e corretta posizione mascello-mandibolare, si associa una postura senza grosse anomalie o asimmetrie. Tutte le lordosi e tutte le cifosi del corpo sono mantenute in modo corretto e si ha un appoggio plantare corretto; notiamo inoltre che non si presenta alcuna forma di valgismo degli arti inferiori e superiori di discreta entità.

In rapporto con la seconda classe di Angle, si ha una postura sbilanciata in avanti dove troviamo il capo anteposto rispetto al resto del corpo; ciò conduce una ridotta lunghezza della mandibola e ad una lordosi cervicale aumentata.

L'ultima classe scheletrica corrispondente alla terza classe occlusale, rappresenta quei soggetti con la mandibola protrusa, con un'ipolordosi cervicale e lombare insieme ad una ipocifosi dorsale; anche l'appoggio plantare è spesso scorretto, infatti, si ripercuote in valgismo di caviglia e di ginocchio.

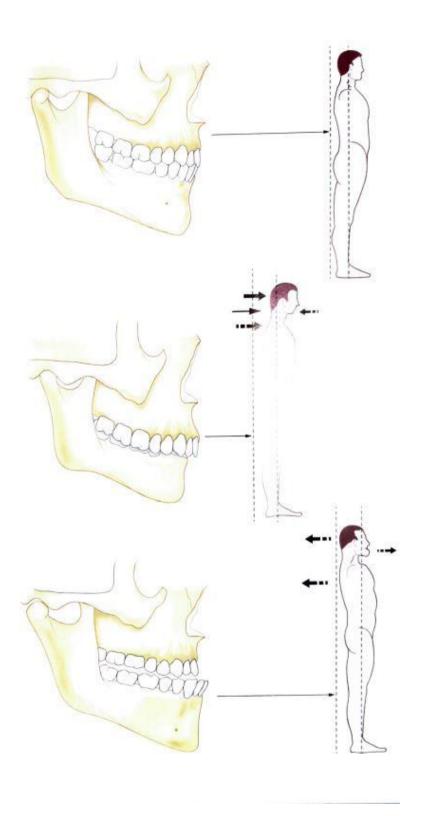


Figura 19: Relazioni tra DTM e ATM (fonte: Piero Silvestrini Biavati Trattamento semplificato in gnatologia, Il metodo global occlusion)

Vi è un forte legame fra le DTM (Disfunzioni temporo-mandibolari) ed i compensi posturali dei distretti adiacenti all'ATM. Degli esempi pratici e immediati possono essere le

iperdivergenze o le ipodivergenze dentali, che sono legate rispettivamente ad una ipolordosi o iperlordosi del rachide e ad un'estensione o flessione cranio-cervicale; oppure le tensioni muscolari che si creano sul tratto spinale a causa delle posizioni della mandibola.

1.2.4 Linee di gravità

In posturologia la linea di gravità è un concetto di primaria importanza; rappresenta una linea immaginaria che attraversa il centro di gravità dividendo la massa del corpo in due metà uguali. Questa linea cambia in base alla distribuzione del peso corporeo e sostanzialmente rappresenta i vettori di forza che "plasmano" la morfologia del rachide e degli arti di un essere vivente. Questa linea può subire modificazioni dovute a problemi di vario genere come convergenza, malocclusione, cicatrici o aderenze, traumi, disfunzioni o aspetti legati anche all'emotività. Sul piano frontale, la linea di gravità passa attraverso il meato acustico esterno, la testa dell'omero, il centro del corpo vertebrale di L3, il grande trocantere, il condilo laterale del ginocchio e infine anteriormente al malleolo (*Figura 8*).

A seconda di dove va a cadere la linea di gravità, si riesce a determinare la causa della disfunzione posturale; difatti se, ad esempio, cade davanti o posteriormente rispetto al malleolo, si è in presenza di una disfunzione posturale legata al concetto delle classi posturali (di cui si è parlato in precedenza rispetto alle classi occlusali di Angle).

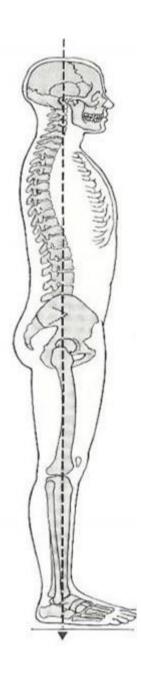


Figura 20: Linea di gravità (fonte Apparato stomatognatico e disfunzioni posturali Jacopo De Nardo)

1.2.5 Linea mento-pube

Un'altra importante nozione importante e di riferimento per una corretta analisi della postura è la valutazione del baricentro anteriore cioè la linea anteriore di gravità. Essa è molto più semplice da riconoscere ed è direttamente collegata alla posizione della mandibola in merito alle proprie disfunzioni. Tale linea, chiamata anche linea mento-pube, si traccia partendo dalla sinfisi mentoniera e arrivano in verticale al livello della sinfisi pubica (*Figura 9*). Possiamo affermare che rappresenta un riferimento molto utile per l'analisi funzionale del paziente poiché

ci permette di determinare eventuali squilibri anteriori o posteriori del capo con un controllo sulle pressioni nella zona toracica e addominale.

Come per la linea di gravità anche la linea mento-pube può cadere anteriormente o posteriormente rispetto alla sinfisi pubica. Si generano due casi di conseguenze posturali e pressorie:

Se la linea mento-pube è anteriore, a livello posturale si può presentare un'iperlordosi e una tensione della catena estensoria della coscia (quadricipite femorale), una tensione dei legamenti inguinali e forze tensionali sulle vertebre D11-D12 e sulla cerniera lombo-sacrale. Si creano inoltre forze di pressione sulla parete anteriore dell'addome, sui muscoli e sui legamenti anteriori del bacino.

Se la linea mento-pube cade invece posteriormente, al contrario della precedente, una diretta conseguenza potrebbe essere un'ipolordosi cervicale insieme ad un'ipercifosi dorsale, spalle anteposte e in depressione, tensione sulle articolazioni sacro-iliache, tensione sui muscoli posteriori della coscia, possibile valgismo tarsico e compenso ginocchio. Si generano inoltre delle forze pressorie interne sui visceri addominali con un rallentamento circolatorio ed una stasi dei liquidi.

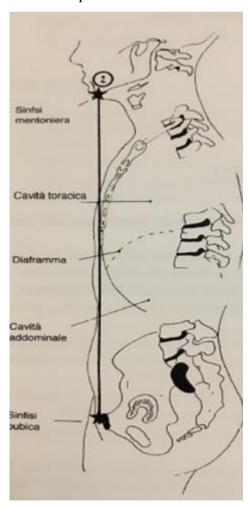


Figura 21: *Linea mento-pube (fonte: jdnstudio)*

1.3 STATO DELL'ARTE

Per valutare il rapporto occlusale vengono utilizzati sia metodi qualitativi che quantitativi. I metodi qualitativi possono determinare solo la posizione del punto di contatto del morso. Per l'analisi qualitativa si utilizzano cera, carta per articolazioni, fogli e persino nastro di seta.

Il metodo quantitativo può determinare l'ordine e la densità dei contatti. Due tipi di misure quantitative che definiscono le relazioni occlusive sono la foto-occlusione e la T-Scan.

Alla base dell'elaborato c'è stata un'approfondita ricerca sullo stato dell'arte della carta di articolazione per poter studiare le caratteristiche principali di questo strumento da lavoro che rappresenta il metodo primordiale per una prima diagnosi dell'occlusione dentale ma che, tutt'oggi, viene utilizzato negli studi dentistici. Di maggiore precisione e innovazione, invece, è il metodo quantitativo, propriamente riferito al T-scan, che necessita dell'utilizzo di sensori di pressione specifici e appropriati; è per questo motivo che si è proseguita la ricerca concentrandosi sullo stato dell'arte dei sensori di pressione utili e adeguati in campo odontoiatrico partendo dal concetto base e dalle informazioni utili della struttura e delle caratteristiche del sensore stesso.

1.3.1 Stato dell'arte della carta articolata

La carta articolata è ampiamente utilizzata dagli odontotecnici e dai dentisti per testare l'occlusione dei denti naturali e per esaminare i denti artificiali nella bocca del paziente o in laboratorio (*Figura 10*).

Hellman ha descritto quattro modi di contatto tra i denti (1. superficie 2. Punta della cuspide e fossa 3. cresta e solco 4. cresta e incavatura), e ha sottolineato che ci sono 138 possibili contatti nei denti in occlusione normale. Ha rilevato che il 90% delle unità ha effettivamente toccato correttamente i denti in occlusione normale. L'analisi occlusale dipende dallo spessore, dalla resistenza e dall'elasticità del materiale di registrazione, nonché dall'ambiente orale e dall'interpretazione del medico.

Nel 1921 fu inventato un primo dispositivo per assemblare un numero sufficiente di fogli stampati o carta da impronta a strisce sotto forma di libretto, in modo che i fogli stampati siano tenuti in uno stato confortevole e igienico prima dell'uso e possano essere separati a seconda delle necessità. Questo libretto può essere costituito da un numero sufficiente di fogli interi, ognuno dei quali è adatto a prendere una o più impronte. Ogni foglio intero è dotato di un dispositivo che lo rende facile da maneggiare senza sporcarsi le dita, o necessariamente toccare le superfici dell'impronta di ogni foglio. Il libretto ha una porzione di copertina anteriore e una posteriore e un paio di fogli protettivi superiori e inferiori, preferibilmente di carta oleata sottile o di tessuto, che vengono inseriti tra queste due sezioni e tra questi fogli protettivi. Si tratta di una pluralità di fogli di carta carbone o simili, impilati uno sopra l'altro. Un bastone di legno (lungo due pollici e del diametro di un sedicesimo) è attaccato alla carta con cera dentale o qualsiasi altro comodo adesivo per fornire una maniglia per il dispositivo. Nel 1964, invece, è stato perfezionato il dispositivo creato nel 1921, ed è stato studiato un nuovo dispositivo di carta articolata, sempre per l'ambito odontoiatrico. La carta ha il carboncino su entrambi i lati e si trova tra i denti da testare. Per evitare di lasciare segni sul viso e sulle labbra del paziente e sulle mani del dentista, e per facilitare la manipolazione della carta, questa invenzione fornisce un

metodo per aggiungere un manico alla carta (*Figura 11*). Questa carta offre una piega longitudinale per fornire una rigidità che rende più facile l'inserimento della carta. La carta è costituita da un foglio di carta carbone su entrambi i lati, è larga tre quarti di pollice e lunga da due a tre pollici.



Figura 22: Tipologie di carte d'articolazione (foto)

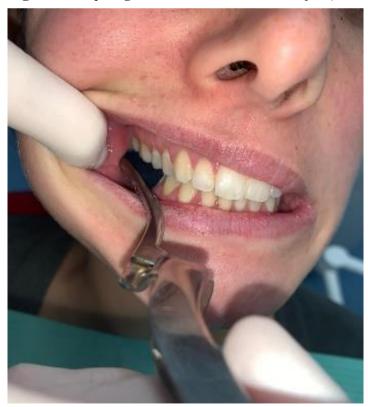


Figura 23: Esempio utilizzo carta d'articolazione (foto)

Nel corso degli anni è stato condotto uno studio basato sulla registrazione dei contatti occlusivi con carta articolata e sistema T-Scan per valutare i vantaggi e gli svantaggi di entrambi i metodi nella diagnostica occlusiva di pazienti con bruxismo e bruxomania. L'interpretazione della marcatura occlusiva dei pigmenti si basa sulla comprensione che le aree con una pressione occlusale più elevata - "contatti forti" - sono rappresentate da segni più scuri sulle superfici dentali (che accumulano più pigmenti), mentre i normali contatti occlusivi sono registrati con un colore più chiaro (*Figura 12a*). L'analisi computerizzata del morso con il sistema T-Scan, invece, permette di registrare la durata e la forza dei contatti occlusivi (*Figura 12b*).



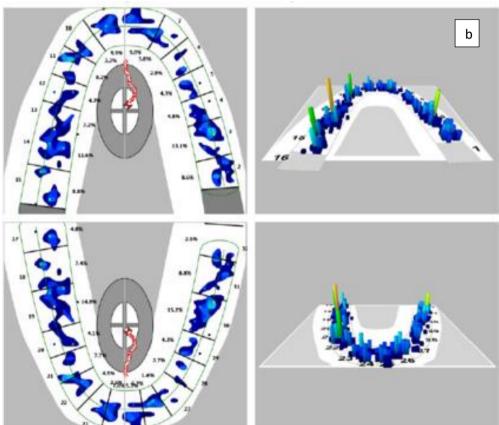


Figura 12: Differenza dell'analisi dell'occlusione con carta d'articolazione (11a) e con T-scan (11b) (fonte: The T-SCAN System in Evaluating Occlusal Contacts Tanya P. Bozhkova)

1.3.2 Stato dell'arte del sensore

Al giorno d'oggi sono stati fatti progressi nello sviluppo di sensori per il calcolo della pressione perfezionando i sensori flessibili che possono essere basati su meccanismi di rilevamento multipli, tra cui piezoresistivo, piezoelettrico, capacitativo, e triboelettrico.

La facilità di elaborazione, l'elevata sensibilità e l'ampia linearità del sensore di pressione piezoresistivo flessibile lo rendono un candidato promettente per il monitoraggio della salute e l'interfaccia uomo-macchina. Un sensore di pressione piezoresistivo flessibile è costituito da due elastomeri opposti, rivestiti con elettrodi conduttivi, e sotto lo stimolo della pressione applicata, essi entrano in contatto per formare un percorso conduttivo, convertendo così la pressione applicata in una variazione di corrente. Le buone prestazioni dei sensori di pressione piezoresistivi flessibili dipendono dalle caratteristiche degli elettrodi conduttivi e degli elastomeri. Recentemente, a causa della flessibilità meccanica, i nanomateriali come il grafene, i nanotubi di carbonio (CNT), e i nanofili metallici sono stati ampiamente studiati come materiali attivi per elettrodi. Inoltre, gli elastomeri, come (PDMS), sono stati progettati con una varietà di microstrutture di superficie, tra cui micropiramidi microsfere, microsfere cave e microstrutture bioniche per aumentare la loro compressibilità (*Figura 13*).

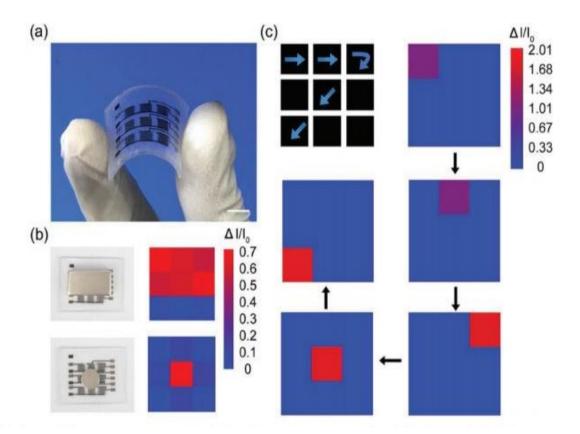


Figura 24: Array flessibile di sensori di pressione piezoresistivi per la mappatura statica e dinamica della pressione. a) Fotografia di un array di sensori di pressione flessibile. Scala bar: 5 mm.b) Risposta dell'array di sensori di pressione a un blocco metallico quadrato (superiore) e rotondo (inferiore). c) Risposta alle serie temporali della pressione array di sensori (fonte: Multiscale Hierarchical Design of a Flexible Piezoresistive Pressure Sensor with High Sensitivity and Wide Linearity Range, Jidong Shi)

Al fine di estendere il campo lineare, si stanno studiando e progettando sensori di pressione piezoresistivi flessibili con strutture superficiali sempre più complesse per migliorare i loro parametri.

Per esempio, Bae et al. Shu et al. hanno riportato un sensore di pressione piezoresistivo ad alta sensibilità con un campo lineare da 0 a 12 kPa usando array di deposizione chimica di perle con superfici ruvide. Utilizzando un sensore di pressione flessibile fatto di nanocompositi piezoresistivi con profili superficiali gaussiani distribuiti in modo casuale, il limite superiore di linearità è stato aumentato a 14 kPa. Tra gli studi recenti, un altro esempio di miglioramento del sensore è dato da una struttura gerarchica che è stata creata duplicando la superficie della foglia di loto sul substrato PDMS. Il sensore di pressione così preparato ha un ampio range lineare da 0 a 25 kPa, una sensibilità di 1,2 kPa-1, un limite di rilevazione di 5 Pa e un'elevata stabilità (> 1000 cicli)(*Figura 14*).

Le simulazioni FEA mostrano che la struttura stratificata porta ad un rapido e costante aumento dell'area di contatto del carico e può rilevare pulsazioni, onde sonore e pressione delle dita.

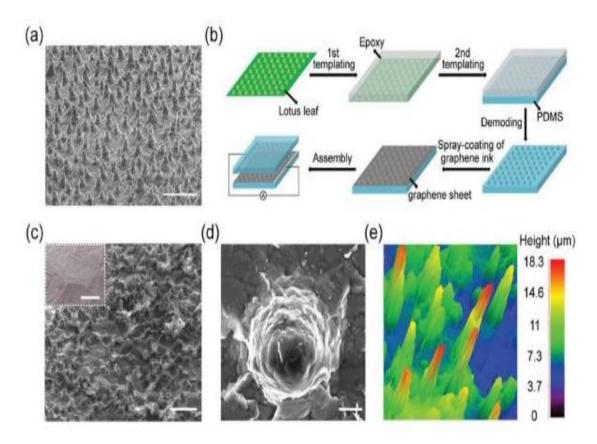


Figura 25: Sensore di pressione piezoresistivo flessibile con struttura gerarchica. a) Immagine SEM di una foglia di loto. Barra della scala: 40 μm.b) Illustrazione schematicadel processo di fabbricazione di un dispositivo sensore di pressione. c) Immagine SEM di un grafene/PDMS modellato. Barra di scala: 50 μm. Inserto: Fotografia del grafene/PDMS modellato. Barra della scala: 5 mm. d) Immagine SEM di una singola papilla sulla superficie del grafene/PDMS. Barra di scala: 5 μm. e) Immagine confocale 3D del grafene/PDMS (fonte Multiscale Hierarchical Design of a Flexible Piezoresistive Pressure Sensor with High Sensitivity and Wide Linearity Range, Jidong Shi)

Poiché la variazione di corrente è proporzionale alla variazione dell'area di contatto, i sensori di pressione con struttura superficiale stratificata mostrano sia un'elevata sensibilità che un'ampia gamma di linearità.

Nella progettazione del sensore di pressione, per migliorare la linearità e la sensibilità del sensore, la scelta e l'ottimizzazione delle nuove strutture del diaframma sono i fattori principali da considerare. I risultati sperimentali mostrano che l'errore di non linearità è accettabile a 0,09% del fondo scala, mentre la sensibilità è abbastanza bassa a 7,018 mV/kPa.

In alcuni studi, per aumentare la sensibilità dei sensori MEMS piezoresistivi senza richiedere l'uso di apparecchiature complicate aggiuntive, viene proposta una struttura piezoresistiva del diaframma del sensore di pressione con una combinazione di un diaframma a quattro metalli, quattro travi strette e una proiezione centrale per i campi di bassa pressione, e per verificare che la struttura sia ottimale, il sensore viene confrontato con altri tipi di sensori. Il ponte di Wheatstone è costituito da piezoresistori al silicio per misurare la deformazione o lo spostamento dell'elemento sensore e l'uscita del sensore dipende dalle diverse sollecitazioni (*Figura 15*).

Si è visto che inserendo degli slot rettangolari solo nelle posizioni della resistenza R1.3, la sensibilità del sensore aumenta rapidamente del 17,76%. Inoltre, quando vengono creati slot rettangolari nelle posizioni delle quattro resistenze, la sensibilità del sensore diminuisce del 22,4%.

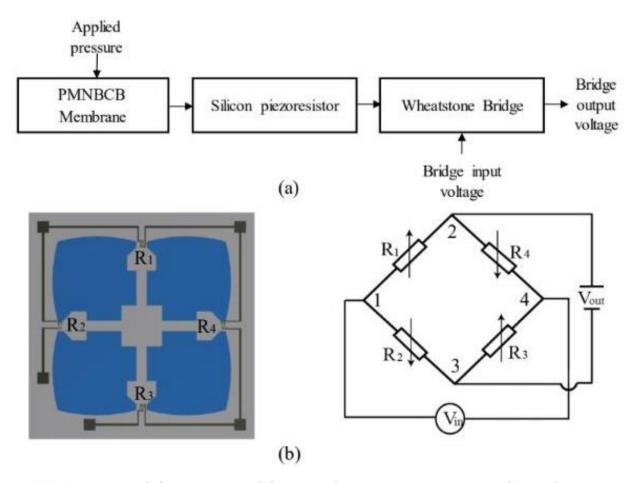


Figura 26: a) principio di funzionamento del sensore di pressione piezoresistivo; b) membrana a quattro rami (PMNBCB) e ponte di Wheatstone (font: Mechanical Structural Design of a

Piezoresistive Pressure Sensor for Low-Pressure Measurement: A Computational Analysis by Increases in the Sensor Sensitivity, Anh Vang Tran)

Rispetto a due sensori ad alta sensibilità, questo sensore proposto ha un aumento della sensibilità e diminuisce nella deflessione massima. Inoltre, l'errore di non linearità del sensore proposto è solo dello 0,23% circa FSS. Si è anche visto, infine, che un certo numero di scanalature rettangolari alternate sono prodotte in piezoresistori, con conseguente miglioramento della sensibilità del sensore.

In ambito odontoiatrico, i sensori piezoresistivi di pressione sono di fondamentale importanza. Come detto da Thuer e Ingervall, la manifestazione di malocclusioni è spesso correlata ad una tensione tissutale modificata e può essere in parte causata da un'alterazione dell'equilibrio delle forze ambientali; in generale, gli studi sulle forze intraorali non considerano la pressione intraorale negativa come un fattore determinante e questo è stato descritto da Fröhlich et al. (1991). Un risultato notevole dello studio fu la misurazione della negatività della pressione intraorale registrata nell'incisivo superiore ed inferiore e nella regione molare superiore che, fino ad allora, non era stata rilevata perché i precedenti metodi di misura, compresi i trasduttori ad estensimetri, non erano in grado di registrare le pressioni negative.

L'uso di schermi orali (OS) è una caratteristica comune del trattamento ortodontico precoce degli incisivi proclinati (Owman-Moll e Ingervall, 1984) e precedenti ricerche hanno fornito la prova che gli schermi OS hanno un'influenza sull'equilibrio delle forze ambientali.

Lindner e Hellsing (1991) in uno dei loro studi hanno registrato sia la pressione dell'aria intraorale che la pressione delle guance e delle labbra e hanno concluso che i muscoli circumorali sono particolarmente attivi durante la suzione. Le OS sono di solito utilizzate nelle malocclusioni di Classe II Divisione 1, che sono positivamente correlate con i muscoli mimici ipotonici e dove i livelli di pressione si avvicinano alla pressione atmosferica; invece, nelle situazioni di Classe II Divisione 2, ci si può aspettare livelli di pressione negativa più elevati. Questi due tipi di malocclusioni sono utili per valutare se gli effetti ottenuti sono uguali nei soggetti con sospetti di livelli di pressione diversi. I risultati indicano una variazione dell'equilibrio intra-orale a seconda della malocclusione.

In questo studio, dunque, per valutare gli effetti dell'OS si utilizzano due diversi raccordi terminali orali: uno flessibile e l'altro con un tappo terminale standardizzato, piccolo e permeabile all'aria; entrambi sono collegati ad un sensore piezoresistivo di pressione relativa in grado di registrare pressioni in un campo di misura di 500 mbar relativi (rel.) e con una risoluzione di 0,1 mbar rel.

La formazione della pressione intra-orale può essere definita come la differenza tra l'ambiente atmosferico extra-orale e gli spazi funzionali intra-orali.

In un altro studio, il sensore piezoresistivo viene utilizzato per misurare le forze medie e massime applicate al labbro inferiore durante il meccanismo di uscita dello strumento a fiato e per implementare un dispositivo intraorale per dissipare le pressioni esistenti (*Figura 16*).

Il sensore piezoresistivo, in questo caso, è stato posizionato sul fondo del boccaglio degli strumenti a canna singola (esempio: clarinetto) per valutare il meccanismo di embouchure di ogni partecipante.



Figura 27: Sensore piezoresistivo posto sotto l'imboccatura del clarinetto (fonte: Integrating piezoresistive sensors on the embouchure analysis of the lower lip in single reed instrumentalists: implementation of the lip pressure appliance (LPA), Miguel Pais Clementel)

Gli strumenti a canna singola applicano forze sostanziali al labbro inferiore e possono essere confrontati con le forze ortodontiche medie; i sensori piezoresistivi sono una buona scelta per calcolare questa forza. Per prevenire lesioni dovute alle forze di trazione, tuttavia, è stato implementato un dispositivo di pressione del labbro chiamato LPA (*Figura 17*).







Figura 28: *a)* LPA posto sui sei denti mandibolari anteriori, da canino a canino, vista frontale (b) e vista occlusale (c)_(fonte: Integrating piezoresistive sensors on the embouchure analysis of the lower lip in single reed instrumentalists: implementation of the lip pressure appliance (LPA), Miguel Pais Clementel)

LPA è costituito da un foglio termoformabile di EVA (acetato di etilene e vinile) spesso solo 1 mm. Per la fabbricazione dell'LPA è stata realizzata un'impronta mandibolare con alginato per ottenere il rispettivo calco dentale. Il disegno dell'LPA è limitato ai sei denti mandibolari anteriori, cioè i canini, gli incisivi laterali e gli incisivi centrali. Il contorno di questo boccaglio personalizzato è predeterminato dalle corone cliniche dei rispettivi denti alla papilla interdentale sia sulla superficie vestibolare che linguale.

Le pressioni dentali sono di solito valutate utilizzando modelli di simulazione al banco, o il metodo degli elementi finiti. La difficoltà maggiore nella misurazione delle pressioni direttamente in vivo è che il numero di punti è spesso troppo piccolo per chiarire la distribuzione della pressione. Un metodo per superare questo problema è l'uso di sensori tattili.

Tra i molti studi, in combinazione con un sistema di misurazione della pressione (I-SCANTM, Nitta, Osaka, Giappone) è stato utilizzato un foglio di sensore tattile (0,1 mm di spessore) con 100 punti di rilevamento in una regione di 12 mm x 12 mm (*Figura 18*).

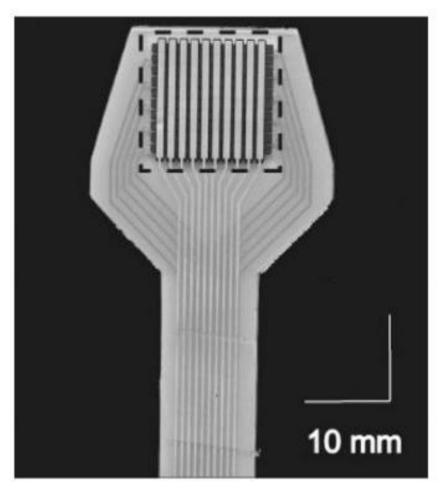


Figura 29: Foglio del sensore tattile (linea tratteggiata circonda l'area di rilevamento) (fonte: Development of in vivo measuring system of the pressure distribution under the denture base of removable partial denture Kei Kubo)

Il foglio del sensore comprendeva due fogli di PET (polietilene tereftalato) e su ogni foglio gli elettrodi longitudinali e latitudinali sono posizionati ad intervalli regolari formando una rete di punti di intersezione che diventano punti di rilevamento della forza separati. La resistenza elettrica delle celle del sensore a vuoto è quasi infinita, mentre diminuisce inversamente proporzionale alla forza applicata.

Se il foglio del sensore può essere adattato alla forma della cresta residua, la distribuzione della pressione sotto la base della protesi può essere rilevata direttamente in vivo. La limitata elasticità del foglio del sensore, tuttavia, limita l'applicazione di questo sensore solo a creste residue relativamente piatte; pertanto, per un uso su larga scala, sarà necessario modificare i metodi per la disposizione del foglio del sensore.

2 T-SCAN

T-Scan è il primo sensore con tecnologia elettronica, specificamente progettato per l'analisi occlusale. Tekscan ha creato questo potente strumento diagnostico per soddisfare le esigenze di tutti i professionisti che vogliono un mezzo preciso per misurare l'occlusione in modo dinamico. Grazie a numerosi miglioramenti, T-Scan III è l'ultima evoluzione del dispositivo ed è l'unica soluzione attualmente disponibile sul mercato che rileva istantaneamente i dati occlusali, compresi il tempo e la forza (*Figura 19*).



Figura 30: *T-scan (fonte: tekscan.com)*

Attraverso questa tecnologia è possibile visualizzare l'analisi occlusale utilizzando la tecnologia dei sensori elettronici brevettati. Il sensore ultrasottile e riutilizzabile, sagomato per adattarsi all'arcata dentale, si inserisce all'interno del manipolo che si collega alla porta USB del vostro PC o laptop con sistema operativo Windows. I chiari grafici del software (2-D, 3-D, grafico forza vs. tempo) visualizzano istantaneamente e con precisione i punti di contatto dei denti, evidenziando ogni dente e il livello di forza esercitata su di esso durante l'occlusione. Con questi dati, è facile visualizzare e ottenere il perfetto bilanciamento del morso.

Il design ultraleggero del T-Scan III lo rende facile da usare da uno studio all'altro. Il dispositivo di misurazione della pressione a forma di U, che si inserisce nella bocca del paziente tra i denti superiori e inferiori, produce una visualizzazione coerente dei dati. I suoi sensori sono specifichi, precisi e duraturi nel tempo e possono essere riutilizzati più volte. Il software

intuitivo e facile da usare è dotato di impostazioni regolabili che aiutano ad ottenere misurazioni precise. Inoltre, le capacità di database integrativo di T-Scan III aumentano i risultati clinici e semplificano la gestione della cartella clinica del paziente.

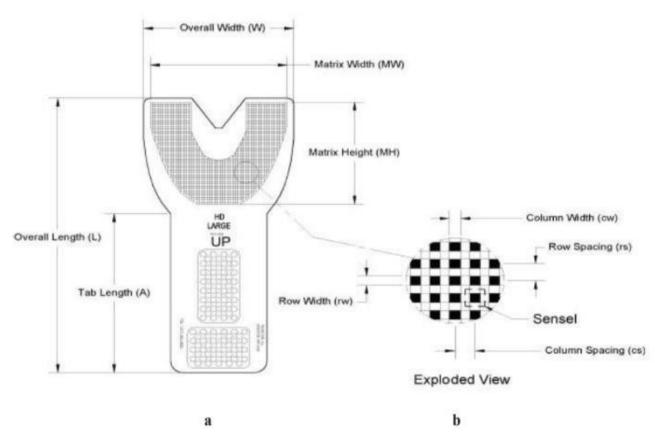


Figura 31: Sensore di registrazione T-SCAN: a) vista completa; b) vista dettagliata di un segmento (fonte: The T-SCAN System in Evaluating Occlusal Contacts Tanya P. Bozhkova)

Il sensore è il componente chiave (Figura 20). Ha uno spessore di 60/100 micrometri ed è costituito da un film di poliestere. I sensori T-Scan sono disponibili in due dimensioni: Grande e Piccolo. Il sensore di grandi dimensioni può ospitare archi fino a 66 mm di larghezza e 56 mm di profondità e contiene 1370 sensori, mentre il sensore di piccole dimensioni può ospitare archi fino a 58 mm di larghezza e 51 mm di profondità e contiene 1122 sensori. Lo spessore del sensore è di 0,1 mm3. I sensori sono costruiti con due strati di substrato. Questo substrato è composto da una pellicola di poliestere (o Polyimide nel caso dei sensori per alte temperature). Su ogni strato, viene applicato un materiale conduttivo (argento), seguito da uno strato di inchiostro sensibile alla pressione. L'adesivo viene poi utilizzato per laminare insieme i due strati di substrato per formare il sensore. Il cerchio d'argento sopra l'inchiostro sensibile alla pressione definisce la "zona attiva di rilevamento". L'argento si estende dall'area di rilevamento ai connettori all'altra estremità del sensore, formando i cavi conduttivi. Il sensore agisce come una resistenza variabile in un circuito elettrico. Quando il sensore è scarico, la sua resistenza è molto alta (maggiore di 5 Meg-ohm); quando viene applicata una forza al sensore, la resistenza diminuisce. Collegando un ohmmetro ai due pin esterni del connettore del sensore e applicando una forza all'area di rilevamento esso può leggere il cambiamento di resistenza.

La tabella mostra le specifiche del sensore.

Actuation force	0.1 N
Force sensitivity range	0.1 N to 100 N
Size	7.62 mm in diameter
Non actuated resistance	10 Mega ohm
Thickness range	0.2 to 1.25 mm
Number of actuations	10 million tested (without failure)

2

Il sensore è composto da colonne e file di inchiostro sensibile alla pressione, intrappolate in un sandwich di Mylar.

Il sensore, che si inserisce tra le arcate del paziente e viene da esso morso, è fissato ad una maniglia che esegue la scansione ad intervalli di millesimi di secondo. L'impugnatura legge i dati del sensore e li trasmette al software del computer che li presenta in un display di facile comprensione (*Figura 21*). Il sistema può funzionare in due modalità: analisi del tempo e analisi della forza(*Figura 22*). Analisi del tempo: Questa modalità fornisce informazioni sulla posizione e sulla sequenza dei contatti occlusali, mostrando in un colore diverso la posizione del primo, secondo e terzo contatto o più contatti. Nella parte superiore dello schermo del monitor viene visualizzata la tempistica di ogni contatto successivo rispetto al primo. Analisi della forza: Questa modalità offre all'operatore i dati sulla posizione e sulla forza relativa del contatto dentale. Nella parte inferiore dello schermo è possibile leggere la lunghezza del morso. All'interno dell'analisi della forza, si possono selezionare due modalità aggiuntive, istantanea (che registra le posizioni mandibolari) e sequenziale (che registra l'intensità dei contatti durante il movimento mandibolare).

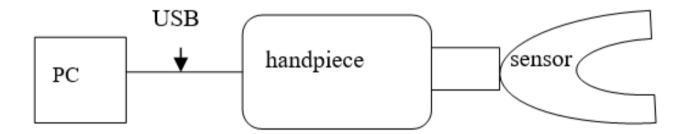


Figura 32: Schema riassuntivo componenti T-scan

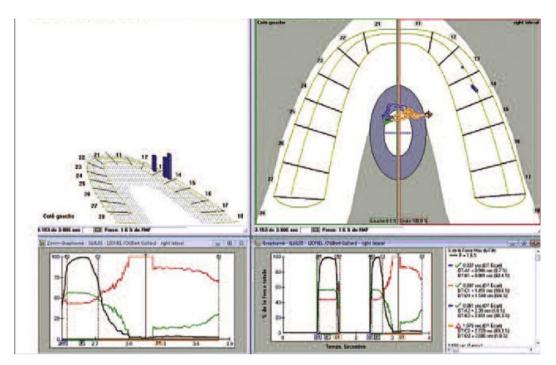


Figura 33: Rappresentazione su display della forza e tempo di occlusione con T-scan (Julia COHEN-LE'VY 2012)

La comprensione di tutti gli elementi di occlusione relativi all'odontoiatria implantare è essenziale. Ci sono cinque questioni fondamentali legate all'occlusione instabile: dolori articolari, dolori muscolari, denti rotti, denti usurati e denti mobili. Il medico deve affrontare con attenzione la diagnosi e la pianificazione del trattamento dei problemi occlusali.

Le caratteristiche del T-Scan III che permettono una misurazione accurata delle forze occlusali sono:

- 1. "Centro di forza", che aiuta a indicare un morso equilibrato;
- 2. "Forzare il filmato" per indicare il prima e dopo le misurazioni, ad esempio, di un paziente che morde in posizione intercuspata. Il software utilizza un'icona per indicare la posizione precisa della bilancia dell'occlusione. Le regolazioni possono essere effettuate fino a quando l'icona "Centro di forza" del paziente non si centra nell'arco, mostrando una bilancia delle forze occlusali.
- 3. "Excursive Force Movies", che può essere utilizzato per rimuovere le interferenze traumatiche.

L'applicazione di T-scan è vista in vari campi come Protesi fisse e rimovibili, Protesi impiantabili, Equilibrio occlusale, Riduzione del tempo di disocclusione, Gestione dell'astrazione, Gestione parodontale, Diagnosi differenziale, Ortodonzia, Individuazione di denti dolorosi e rifinitura di casi odontoiatrici, Ricerca.

Nel dettaglio:

- *Finitura del caso*: Poiché la carta articolata non misura la forza, l'equilibrio o il tempo, non è un supporto abbastanza sofisticato su cui fare affidamento. Il T-Scan consente al clinico di rifinire il caso con precisione e sicurezza.
- Screening diagnostico: Il trauma occlusale è la causa di un gran numero di patologie in bocca. La misurazione della forza e dei tempi di un morso funzionale è essenziale per

- una diagnosi accurata. La scansione a T funge da prezioso strumento per la diagnosi di traumi occlusali.
- *Implantologia*: Il T-Scan mostra in migliaia di intervalli di tempo successivi come la forza viene applicata ai denti e agli impianti adiacenti. Il sistema di analisi occlusale T-Scan è utile per soddisfare le esigenze dei pazienti per una misurazione affidabile delle forze occlusali mordenti post-intervento.
- *Ortodonzia*: Uno degli obiettivi del trattamento ortodontico è quello di migliorare l'occlusione raggiungendo una corretta forza del morso. L'uso della scansione a T prima e dopo il trattamento ortodontico per ogni paziente aiuta a raggiungere l'obiettivo di correggere la malocclusione e di mantenere la corretta forza del morso.
- Disturbo temporo-mandibolare: Il tempo di disoclusione prolungato, la frequenza dei contatti prematuri e l'asimmetria nella forza occlusale e il disturbo dell'articolazione intracapsulare portano a numerosi problemi correlati all'articolazione temporomandibolare. L'applicazione di T-Scan e tecniche inesiografiche in combinazione con l'elettromiografia è di grande aiuto per il clinico per dimostrare alcuni fattori clinicamente difficili da provare.
- *Protesi*: La sostituzione di denti singoli o multipli con corone, ponti, protesi dentarie complete o parziali viene eseguita di routine in odontoiatria per ottenere una corretta funzionalità ed estetica. L'occlusione impropria è una sfida importante. Il sistema T-Scan è stato trovato clinicamente utile come metodo di screening diagnostico per la stabilità occlusale della posizione intercuspidale.
- Ricerca:
- 1. Nel 1992 Lyons MF, Sharkey SW, Lamey PJ ha scoperto, in uno studio clinico che valutava il sistema T-SCAN per la misurazione delle forze occlusali, che il sistema non era in grado di misurarle con precisione anche se può ancora servire come utile strumento clinico.
- 2. In Bulgaria, Kalachev ha condotto una serie di studi sulla relazione occlusalearticolazione nella dentizione intatta durante l'articolazione con T-SCAN II per chiarire la relazione tra carico occlusale e stress parodontale.
- 3. Kerstein RB et al. considerano il sistema T-SCAN III una tecnica altamente accurata per studiare e analizzare le relazioni occlusali e di articolazione.
- 4. Koos sostiene l'opinione che il sistema presenta alcuni vantaggi in termini di precisione, riproducibilità e visualizzazione delle arcate dentali.
- 5. In uno studio di Jimoh Olubanwo et al., è stata studiata l'utilità e la coerenza del T-Scan nella valutazione dell'occlusione prima e dopo la chirurgia ortognatica. E hanno concluso che il T-Scan è utile per valutare le discrepanze occlusali e può essere utilizzato per rappresentare la distribuzione del contatto occlusale pre e post-operatorio durante la pianificazione del trattamento e il follow-up.

I dentisti di tutto il mondo che utilizzano questo dispositivo ne riconoscono i vantaggi:

- Una diagnosi accurata e una maggiore attenzione alla qualità
- Migliorare la comunicazione e l'educazione dei pazienti
- Aumento della qualità dell'assistenza
- Riduzione del tempo di trattamento
- Aumento del comfort delle protesi dentarie
- Riduzione del rischio di fallimento dell'impianto, denti traumatizzati, protesi instabili, stecche inefficaci e fratture in porcellana.
- Documentazione legale dei risultati
- Costruisci il tuo studio

• Aumento delle attività di referral da parte di altri medici

Tuttavia, questo strumento ha anche dei limiti:

- Materiale di registrazione occlusale più sottile fornisce una registrazione più stabile dei punti di contatto. Per soddisfare i requisiti tecnologici, i sensori T-Scan sono realizzati il più sottile possibile (0,1 mm), che è ancora relativamente più spesso degli indicatori occlusali come la seta articolata.
- I sensori possono essere danneggiati quando le forze sono concentrate su una piccola area, come una cuspide dentale affilata.
- Questo può portare ad una registrazione imprecisa del contatto occlusale e/o di artefatti nelle immagini prodotte.
- Il sistema T-Scan è in grado di duplicare l'interferenza occlusale solo per più di 0,6 mm.
- Le due diverse modalità del sistema (modalità di analisi della forza e del tempo) possono imitare diversi dati di contatto occlusale. La modalità temporale è stata mostrata per registrare il numero massimo di contatti, mentre la modalità di forza è stata mostrata per la variabilità minima corrente. Tuttavia, queste variazioni sono piccole.

Nel corso di questo elaborato, è stata fatta una semplificazione dello strumento creando un modello di studio sul quale sono state fatte delle prove per valutare le caratteristiche dei materiali e confrontare i risultati ottenuti modificando i parametri.

3 ANATOMIA E MODELLAZIONE NUMERICA

3.1 ANATOMIA DELL'APPARATO MASTICATORIO

Anche se già precedentemente accennati, approfondiamo ora i componenti principali dell'apparato masticatorio (Figura 22). I componenti principali di tale apparato sono:

- I denti
- La mandibola
- I muscoli masticatori
- Osso ioide
- Recettori
- Nervo trigemino
- Lingua

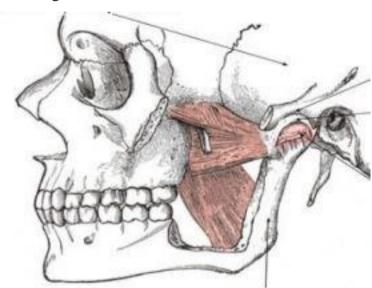


Figura 34: Anatomia dell'ATM

3.1.1. I denti

I denti sono organi destinati principalmente alla masticazione, durante la quale viene triturato il cibo. I denti si trovano negli alveoli e si distinguono in incisivi, canini, premolari e molari in base alla loro forma. In totale i denti sono 16 per arcata suddivisi in: 4 incisivi, 2 canini, 4 premolari e 6 molari. Ogni dente è specializzato in una singola funzione: i canini servono per afferrare e lacerare il cibo, gli incisivi per strapparne, i premolari e i molari per masticare e permettere la triturazione (*Figura 23a*). Il dente è composto da due parti: la corona e la radice; la corona è la zona del dente al di sopra della gengiva e assume diverse forme a seconda del tipo e della funzione del dente, la radice invece, è la parte anatomica del dente non visibile e si trova all'interno dell'alveolo ed è legata all'osso grazie al legamento parodontale (*Figura 23b*).

I risultati dimostrano che la lunghezza della radice è maggiore della lunghezza della corona. Nei canini, negli incisivi e nei premolari superiori e inferiori, la radice del dente è singola, tranne che il primo premolare superiore che è doppia; nei molari invece ce ne sono tre (*Figura 24*). Il colletto è la parte dove finisce lo smalto della corona nella radice, e il bordo della gengiva rimane intorno a esso e ci aderisce. La parte esterna della corona è ricoperta da uno strato di smalto, che è l'elemento più duro del corpo umano, composto per il 96% di minerali e per il restante 4% di materia organica. Sotto lo smalto dei denti si trova la dentina, una sostanza che rende i denti gialli o grigi ed è prodotta da un gruppo di cellule ectodermiche chiamate odontoblasti contenute nella polpa dentale. La dentina è composta per circa il 70% da materiali inorganici e per il restante 30% da materiali inorganici e acqua. La parte più interna del dente è detta cavità pulpare o canale radicolare e la polpa si trova all'interno; quest'ultima è la parte che garantisce la vitalità del dente. La polpa dentale è un tessuto molle, che comprende nervi, vasi sanguigni e osteoblasti e si trova quindi all'interno della corona (polpa camerale) per poi proseguire lungo le radici (polpa radicolare).

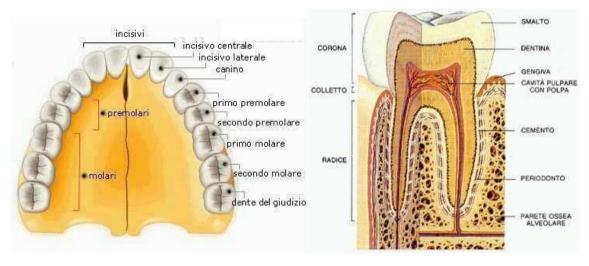


Figura 35a,b: I denti: tipo di denti (a) e caratteristiche delle componenti (b) (Netter2014)

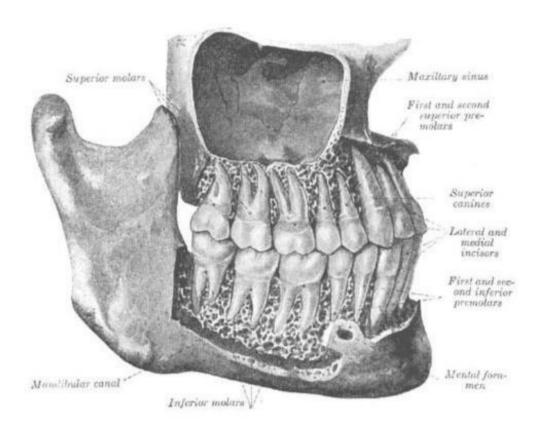


Figura 36: Visione laterale dei denti e loro disposizione nelle ossa mandibolare e mascellare (fonte Anatomy, Head and Neck. Teeth)

3.1.2 La mandibola

La mandibola, osso formato da due articolazioni speculari, è la parte che presenta maggiore mobilità dell'apparato masticatorio. Essa è formata da un corpo orizzontale e due rami ascendenti che si uniscono al corpo a livello dell'angolo goniaco della mandibola per mezzo della sinfisi mentoniera che si calcifica precocemente. I denti dell'arcata dentale inferiore sono immessi nelle cavità ricavate nell'osso alveolare il quale è al di sopra delle ossa della mascella. Al termine del ramo mandibolare troviamo: il processo coronoide (area d'inserzione del muscolo Temporale elevatore e retrusore della mandibola) e il processo condiloideo formato dal collo e dalla testa (*Figura 26*).

Le articolazioni che consentono i movimenti sono dette temporo-mandibolari (A.T.M.) e la testa del condilo mandibolare fa parte dell'articolazione temporo-mandibolare. L'Articolazione temporo-mandibolare è formata da due condili ma è detta anche, per la sua azione, tetra condilartrosi, e si realizza tra la fossa mandibolare dell'osso temporale (condilo temporale) e il condilo mandibolare. Le superfici articolari presenti sulla mandibola e sull'osso temporale sono ricoperte da cartilagine fibrosa (il menisco) che è molto resistente, a differenza dalle altre articolazioni sinoviali ricoperte da cartilagine ialina, meno resistente. Il menisco articolare

separa le ossa che si articolano e si estende sul piano orizzontale. Esso separa la cavità articolare in due cavità: una superiore tra osso temporale e menisco articolare (temporo-meniscale) e permette di svolgere l'azione traslativa, l'altra inferiore si trova, invece, tra il menisco articolare e il condilo mandibolare, e ha funzione rotativa. La capsula permette grande estensione di movimento ed è formata dai ligamenti che, in base allo scorrimento del condilo o la rotazione dello stesso, hanno funzioni diverse. È un'articolazione fortemente instabile ma grazie alla combinazione della muscolatura d'elevazione della mandibola e dall'occlusione dentale viene mantenuta la sua stabilità. Difatti, le due superfici articolari che si sovrappongono sono discordanti, ma la presenza del disco fibrocartilagineo ristabilisce "l'incastro": la faccia inferiore è concava e si adatta alla superficie convessa del condilo mandibolare per i movimenti rotatori, e la faccia superiore è a forma di sella e consente di adattarsi alla parte anteriore della fossa mandibolare e al tubercolo articolare del temporale per i movimenti traslativi. I vari legamenti, quali quelli della capsula articolare e i legamenti extra-capsulari, consentono di avere unione e protezione dell'ATM (Figura 27):

- 1. Legamento mediale e laterale (temporo-mandibolare): origina dal tubercolo articolare e dal margine inferiore dell'arco zigomatico; le sue fibre si inseriscono in basso sul collo del condilo mandibolare, esternamente e posteriormente sulla parte superiore del ramo mandibolare. Le fibre collagene sono in direzione verticale e questo orientamento non adatto a prevenire il movimento di retrusione del condilo. Esso impedisce la separazione del complesso condilo-menisco dalla fossa glenoidea nella fase di massima apertura, massima protrusione e massima laterotrusione.
- 2. Legamento stilo-mandibolare: si allunga dal processo stiloideo fino al margine posteriore dell'angolo mandibolare; quando la bocca è chiusa si rilascia e si distende in caso di estrema protrusione in avanti della mandibola.
- 3. Legamento steno-mandibolare: si estende dalla spina dello sfenoide alla superficie mediale del ramo mandibolare. Si estende medialmente alla capsula articolare, attraverso la quale definisce lo spazio per il passaggio dell'arteria mascellare interna.
- 4. Legamento pterigo-mandibolare: origina dall'ala esterna del processo pterigoideo e si porta alla faccia interna del processo alveolare della mandibola. L'articolazione è in grado di eseguire 2 movimenti, di rotazione e di traslazione, sempre abbinati alla traslazione rotatoria del condilo.

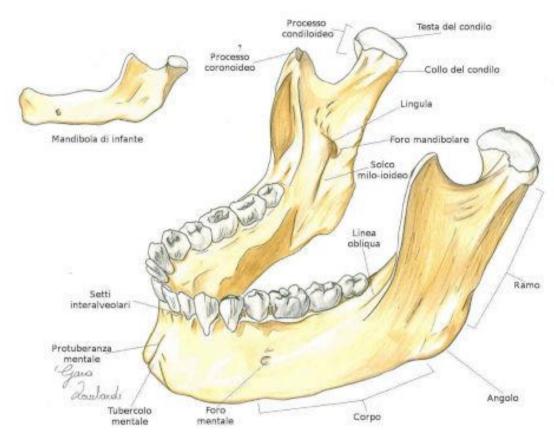


Figura 37: La mandibola (osteolab.net)

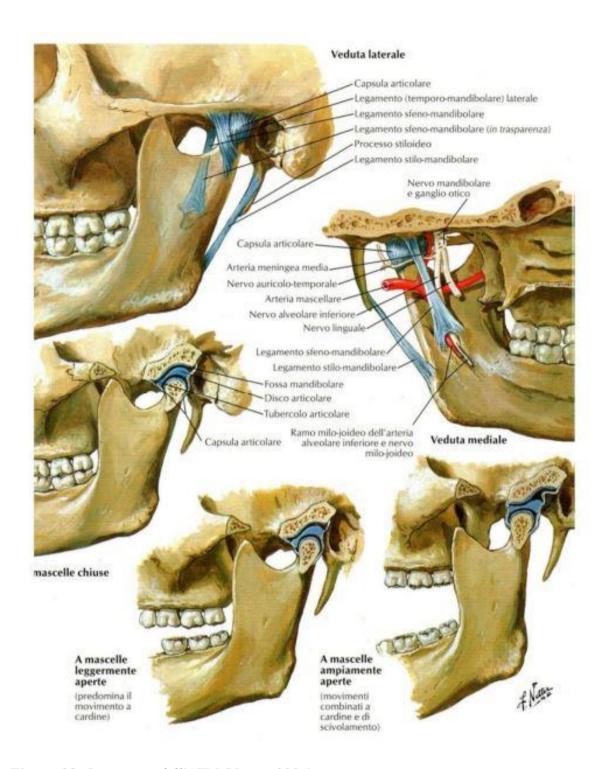


Figura 38: Legamenti dell'ATM (Netter, 2014)

3.1.3 I muscoli masticatori e delle labbra

I muscoli masticatori determinano il movimento della mandibola tramite l'articolazione temporomandibolare e possono essere classificati in base ai movimenti che fanno compiere alla mandibola assieme all'omonimo controlaterale (*Figure 28a, b, c*).

Tali muscoli muovono la mandibola durante la masticazione, la deglutizione e la fonazione e appartengono al cranio e al collo. I movimenti principali della mandibola possono avvenire lungo tutti e 3 gli assi di riferimento: elevazione, abbassamento, protrusione e retrusione e infine i movimenti di lateralità.

Essi quindi si distinguono in:

- Muscoli elevatori: 1) Massetere superficiale e profondo: muscolo di forma rettangolare che si fissa in alto all'arcata zigomatica, in basso alla tuberosità masseterina della faccia laterale dell'angolo della mandibola. 2)Temporale: è un ampio muscolo che, dalla faccia laterale del cranio si dirige in basso e, passa medialmente sull'arcata zigomatica andandosi a inserisce al processo coronoideo della mandibola. Si identificano i fasci posteriori, che portano la mandibola indietro e riportano il condilo nella cavità articolare, i fasci medi e i fasci anteriori che invece portano la mandibola verso l'alto. 3)Pterigoideo interno: origina dalla fossa pterigoidea e dalla tuberosità del mascellare e si inserisce sulla tuberosità pterigoidea, vicino alla faccia interna dell'angolo della mandibola.
- *Muscoli abbassatori*: 1) Digastrico: forma un arco che collega la mandibola al mastoide attraverso un tendine mediale ancorato all'osso ioide. 2) Osso ioide mandibolare: Ha origine a livello della linea ossea ioide mandibolare e si inserisce nella sutura puntando verso l'osso genioioideo;
- Muscoli di protrusione: 1) Pterigoideo esterno: è composto da un corpo superiore e uno inferiore. La parte superiore si genera dal processo pterigoideo dello sfenoide e si inserisce nel menisco articolare; ha come funzione quella di far slittare in avanti il menisco nella fase di protrusione. Il fascio inferiore origina sempre dal processo pterigoideo dello sfenoide e ha un inserimento sul collo del processo coronoide. L'attivazione simultanea di questi due muscoli fa traslare in avanti la testa condilare della mandibola e contemporaneamente il menisco. È il principale protrusore. 2)Temporale: si trova nella fossa temporale e ha forma triangolare; i fasci delle fibre anteriori compiono la trazione superiore, i fasci posteriori invece permettono sia una funzione di retrusione della mandibola che di rotazione. 3)Digastrico.
- *Muscoli adduttori e abduttori*: quali i pterigoidei interni ed esterni e in misura minore gli altri elevatori.

Durante l'esecuzione di tutti questi movimenti, si rende necessario l'intervento dei muscoli del collo per stabilizzare la testa e il tratto cervicale. In tal modo, l'azione dei muscoli masticatori influenza l'intera postura tramite le catene muscolari. Come schematizzato in figura, in una vista laterale della mandibola, l'apertura massima è di 4,5-5 cm ottenuta grazie a una prima fase di movimento di apertura, data da una rotazione pura dei condili di 10°-15° (tali gradi di rotazione corrispondono a circa 2 cm di spazio interincisivo), a una seconda fase di traslazione anteriore pura dei condili mandibolari passando infine a una rototraslazione. La traslazione permetterà il raggiungimento di 4,5 cm – 5 cm di spazio interincisivo ma l'apertura fisiologica, comunque, si aggira introno ai 3,5 cm di spazio interincisivo (70% dell'apertura massima) (*Figura 29*).

Anche i muscoli delle labbra, strettamente correlati a tutti i movimenti facciali e craniomandibolari, mostrano una stretta interdipendenza funzionale e posturale (Figura 30).

Le molteplici varietà di movimenti delle labbra sono date dalla presenza di una vastissima presenza di muscoli:

• Il muscolo buccinatore favorisce la masticazione;

- Il muscolo grande zigomatico, sposta la commessura labiale in alto e indietro;
- Il muscolo piccolo zigomatico solleva il labbro superiore e contribuisce ad approfondire il solco nasolabiale;
- Il muscolo elevatore del labbro superiore;
- Il muscolo elevatore dell'angolo della bocca;
- Il muscolo risorio;
- Il muscolo depressore dell'angolo della bocca, la sua contrazione sposta verso il basso la commessura labiale;
- Il muscolo depressore del labbro inferiore;
- Il muscolo mentoniero, esso si trova ricoperto dal muscolo depressore del labbro inferiore. La sua attivazione provoca la contrazione del mento.

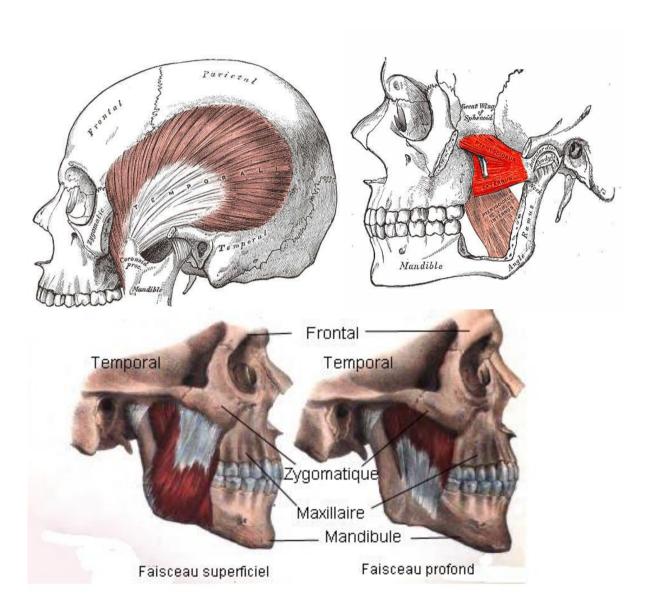


Figura 39: Muscoli della masticazione: temporale (a), pterigoideo (b), massetere (c) (fonte Berichard- Atlas de Bonamy)

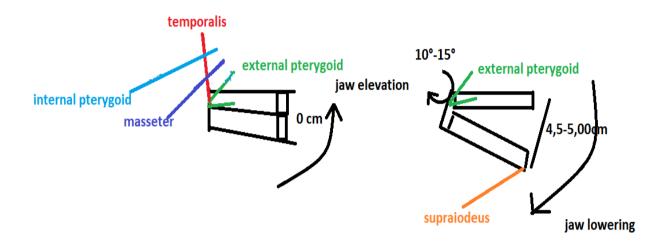


Figura 40: Schema riassuntivo e semplificativo delle geometrie dell'apertura della mandibola

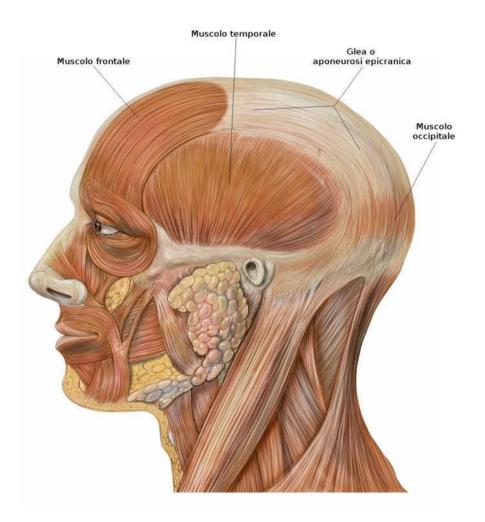


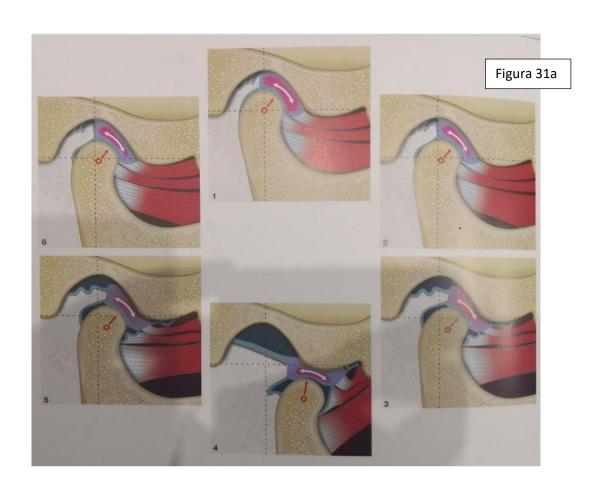
Figura 41: Rappresentazione anatomica dei muscoli delle labbra (fonte Patrick J. Lynch)

3.1.4 Movimenti mandibolari

Grazie ai legamenti, alle articolazioni e ai muscoli masticatori, la mandibola può svolgere, come anticipato, diversi movimenti (*Figura 31*):

- Protrusione e retrazione: avvengono sul piano orizzontale consentendo all'arcata inferiore di scivolare sotto quella superiore. Ciò si attua con un movimento di basculamento;
- Lateralità: consentono il moto della mandibola verso destra e sinistra anch'esso sul piano orizzontale. Nei movimenti di lateralità i due condili hanno dei movimenti diversi; infatti un condilo ruota attorno all'asse verticale mentre il controlaterale fa una traslazione descrivendo un arco di cerchio.

È fondamentale considerare il moto compiuto dal disco durante l'apertura e la chiusura della bocca: all'apertura, il condilo mandibolare insieme al menisco articolare, si sposta in avanti, mentre la lamina retrodiscale esercita una trazione del disco all'indietro; in opposizione, alla chiusura della bocca, il condilo ritorna nella posizione iniziale e il menisco ritorna nella sede iniziale; quest'ultimo atto è accentuato dall'entrata in attività degli altri muscoli masticatori. L'A.T.M. è l'unica articolazione a non avere un punto finale di chiusura rigido.



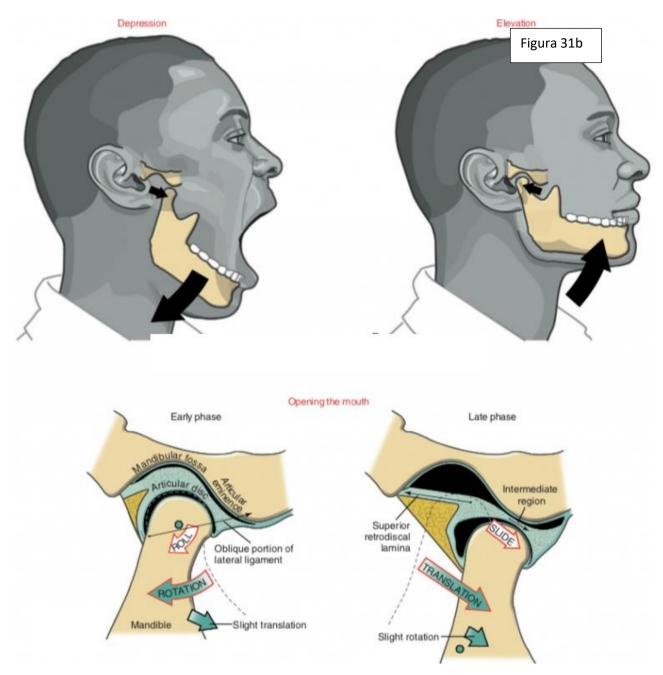


Figura 42: Movimenti mandibolari:a) dettaglio del complesso condilo discale durante i movimenti di apertura e chiusura. I posizione condilo denti a contatto; 2 rotazione condilo su disco articolare inizio apertura (depressione); 3 traslazione in avanti del condilo apertura; 4 traslazione antero-inferiore del disco in apertura; 5 traslazione in dietro del condilo inizio chiusura; 6 rotazione condilo su disco articolare chiusura e denti a contatto; (fonte: Piero Silvestrini Biavati Trattamento semplificato in gnatologia, Il metodo global occlusion) b) visuale completa (D. A. Neumann, Kinesiology of the musculosketal system. Foundations for rehabilitation, s.l., MOSBY ELSEVIER (2010), Second edition)

3.1.5 Osso ioide

Si trova inferiormente al cranio, sospeso per mezzo dei legamenti stiloidei, ma non è a diretto contatto con le altre ossa dello scheletro. Il corpo dell'osso ioide funge da base per l'inserimento di numerosi muscoli, i quali consentono i movimenti della lingua e della laringe. L'intero complesso non è fisso ma molto mobile poiché muscoli e legamenti rappresentano la sola congiunzione tra l'osso ioide e le altre strutture scheletriche. Oltre al corpo, l'osso ioide è composto dalle grandi e dalle piccole corna. I processi più grandi dell'osso ioide sono le grandi corna, che aiutano a sostenere la laringe e l'inserzione per i muscoli che muovono la lingua; nelle piccole corna invece troviamo i legamenti stiloidei, che mantengono attaccati al cranio sia l'osso ioide che la laringe (*Figura 32*).

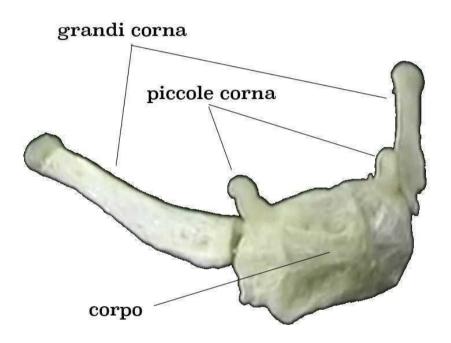


Figura 43: Osso ioide (fonte: Josè dos Santos Jr., D.D.S., M.S. OCCLUSIONE Principi e concetti)

3.1.6 Recettori: temporo-mandibolare, muscolari e tendinei

Recettori dell'articolazione temporo-mandibolare

Questi recettori permettono di avere la percezione cosciente sia del movimento che della posizione della mandibola. Nella capsula e nei legamenti di questa articolazione ci sono quattro tipi di recettori:

- Recettori di Ruffini: sono dei meccanocettori capsulati situati negli strati profondi del derma;
- Recettori di Golgi: recettori di forza;

- Recettori di Pacini: responsabili del rilevamento di stimoli vibratori e pressori, sono i più grandi recettori avvolti;
- Terminazioni libere di fibre mieliniche e amieliniche, molte di tipo nocicettivo.

Recettori muscolari e tendinei

Appartengono a questa categoria:

- Organo del Golgi: si trova nella giunzione tra i tendini e le fibre muscolari; è un tipo di
 propriocettore muscolare. Gli organi muscolo tendinei del Golgi verificano lo stato di
 tensione dei tendini durante la contrazione muscolare. Le capsule articolari sono
 ampiamente innervate da terminazioni nervose libere che rilevano pressione, tensione e
 movimenti articolari.
- Fusi neuromuscolari: sono dei recettori meccanici disposti in parallelo nei muscoli striati, e hanno il compito di tenere sotto controllo la lunghezza del muscolo. Un fuso neuromuscolare può essere a sacco o a catena; quelli a sacco sono fusi chiamati così per il rigonfiamento nella regione equatoriale e sono costituiti da un elevato numero di nuclei; quelli a catena invece sono fibre fusali più sottili, e i nuclei contenuti sono ordinati in una fila centrale singola.
- Recettori Pacini: sono conosciuti anche come corpi lamellari. I dendriti di questi recettori si trovano nei centri concentrici di una serie di fibre di collagene (lamelle), proteggendole dalla maggior parte degli stimoli tranne quelli abbastanza forti da deformare e comprimere le lamelle stesse. Anche i corpi laminari rispondono a stress intenso, ma sono molto sensibili a stimoli intermittenti o vibrazionali, adattandosi più rapidamente dei corpi di Ruffini.

3.1.7 Nervo trigemino

Il nervo trigemino è il quinto dei dodici nervi cranici; è un nervo misto, ossia è in grado di trasportare sia informazioni motorie, sia informazioni sensitive e parasimpatiche. Il nervo trigemino è il più massiccio tra tutti i nervi del cranio. Procura un'informazione sensitiva proveniente dalla testa e dalla faccia e il controllo del movimento dei muscoli masticatori. Le radici sensitive (dorsali) e le radici motorie (ventrali) originano dalla superficie laterale del ponte, una sezione di sistema nervoso centrale situata tra il mesencefalo e il midollo allungato. Come indica il nome, il trigemino è composto da tre rami principali: 1° ramo: il ramo oftalmico è solamente sensitivo. Questo nervo innerva le strutture contenute nella cavità orbitaria, le cavità nasali e i semi paranasali, la cute della fronte, delle sopracciglia, delle palpebre e del naso; 2° ramo: il ramo mascellare è solo sensitivo anch'esso. Le strutture sensitive profonde della gengiva superiore e dell'arcata dentale superiore, il palato e parte della faringe sono innervati anche dal ramo mascellare. Esso lascia il cranio a livello del foro rotondo, entrando nel pavimento dell'orbita attraverso la fessura orbitaria inferiore. Uno dei rami principali del mascellare, il nervo infraorbitario, passa attraverso il foro infraorbitario per innervare le parti adiacenti della faccia. 3° ramo: Il ramo mandibolare è il più voluminoso tra i rami del nervo trigemino, e trasporta tutte le fibre della radice motoria. La componente motoria del ramo mandibolare innerva i muscoli masticatori: le fibre motorie della divisione mandibolare del nervo trigemino passano attraverso il foramen magnum e stimolano i muscoli masticatori

(Figura 33). Le fibre sensitive trasportano informazioni e controllano varie parti del viso: la cute delle tempie, le gengive e i denti dell'arcata laterale inferiore, le ghiandole salivari e la porzione laterale della lingua. I rami del nervo trigemino sono associati ai gangli ciliare, sfenopalatino, sottomandibolare e ottico. Il nervo trigemino ha tutte fibre che passano attraverso questi gangli senza fare sinapsi. Tuttavia, rami del nervo faciale e di altri nervi della faccia, si uniscono al nervo trigemino arrivando fino al ganglio, irradiandosi poi fino alle strutture periferiche. Le fibre nervose entrano nella cavità dentaria attraverso il foro radicolare e si diramano verso la zona parietale della polpa; si dirigono quindi perifericamente per raggiungere e inserirsi tra loro nello strato degli odontoblasti, cellule specifiche per la formazione della dentina e che si trovano tra la polpa e la dentina.

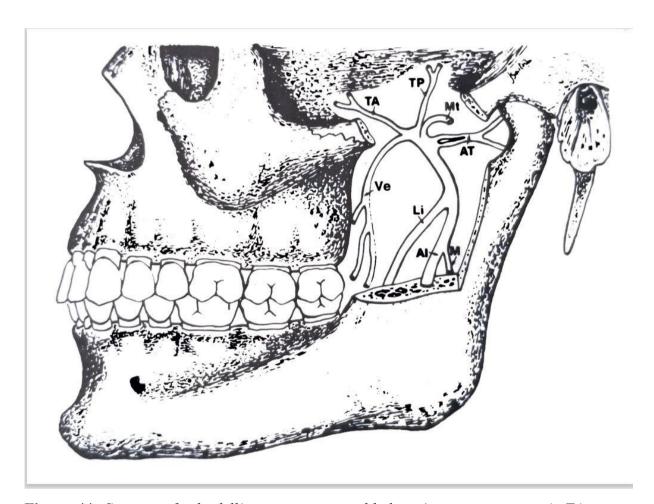


Figura 44: Strato profondo dell'innervazione mandibolare (sensoria e motoria). TA, nervo temporale anteriore; TP, nervo temporale posteriore; Mt, nervo massetere; AT, nervoauricolotemporale; Ve, nervo vestibolare; Li, nervo linguale; Al, nervo alveolare inferiore; M, nervo miloioiodeo(fonte: Josè dos Santos Jr., D.D.S., M.S. OCCLUSIONE Principi e concetti).

3.1.8 La lingua

Nell'apparato stomatognatico, la lingua rappresenta l'organo principale. La lingua ha rapporti sia con la cavità orale che con l'osso ioide. L'ampio controllo da parte della corteccia cerebrale non può che sottolineare quanto la lingua sia importante; difatti, i nervi encefalici che la innervano sono 5 (V, VII, IX, X e XII) e attestano l'importanza che ha per il sistema nervoso centrale.

La lingua è collocata nella cavità orale per i suoi due terzi della sua parte anteriore invece per il terzo posteriore si spinge nella faringe. È ricoperta da una mucosa rosa e da papille linguali che ne conferiscono la consistenza ruvida e nella sua parte anteriore la lingua è ancorata al pavimento della bocca da un tralcio mucoso detto frenulo, mentre nella zona posteriore è collegata all'osso ioide (*Figura 34*).

Nella lingua si distinguono due parti: la parte faringea, detta "corpo", e la porzione orale, detta "dorso". Da un punto di vista anatomico, la lingua è un organo muscolare formato da muscoli intrinseci e estrinseci, e da uno scheletro fibroso che si inserisce sull'osso ioide (*Figura 35*).

La muscolatura estrinseca è formata da:

- muscolo genioglosso
- muscolo ioglosso
- muscolo stiloglosso
- muscolo palatoglosso

La muscolatura intrinseca dell'apparato muscolare della lingua è composta da:

- fasci longitudinali
- fasci trasversali
- fibre verticali

Da un punto di vista fisiologico, essa partecipa a tutte le funzioni dell'apparato stomatognatico: masticazione, deglutizione, fonazione e respirazione. A riposo, la lingua si interpone tra le arcate posizionandosi in mezzo tra destra e sinistra, mentre durante la deglutizione tende a cambiare la sua verticalità in base alla conformazione del palato. Proprio durante il movimento deglutitorio, la punta della lingua si schiaccia sullo spot palatino e questo stimola i recettori concentrati in questo punto i quali andranno a stimolare, tramite il nervo naso-palatino del trigemino, e informare i centri superiori deputati al controllo della postura.

La lingua ha anche un ruolo morfologico sulle arcate dentali in accrescimento e un ruolo di compensatore delle asimmetrie orali. Essa, infatti, tende ad assumere posizioni anomale con variazioni irregolari dei suoi muscoli quando la cavità della bocca perde la sua armonia e regolarità a causa di una perdita o uno spostamento di denti oppure a causa di un palato reso asimmetrico. Una diretta conseguenza della modifica posturale della lingua è la variazione spaziale dell'osso ioide e delle prime vertebre cervicali determinando complicazioni all'intero sistema posturale.

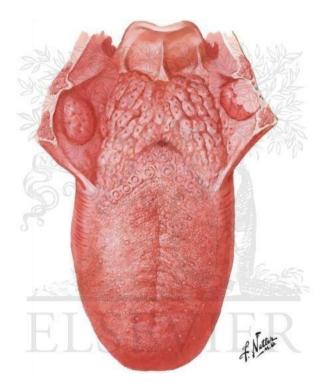


Figura 45: La lingua (Netter 2014)

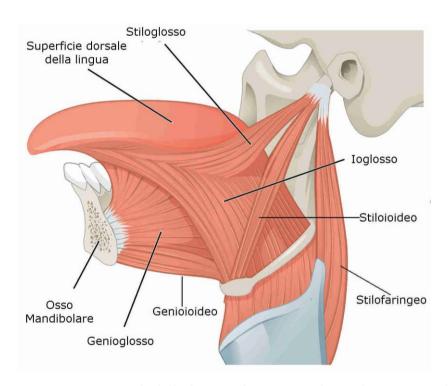


Figura 46: Muscoli della lingua (fonte: Translingual Neurostimulation for Peripheral Motor Control Recovery Post in-Patient Stroke Rehabilitation: A Focus Article Peter Lynch, David Roberts and Kenneth Monaghan)

3.2 MODELLI

3.2.1 Modello per t-scan

Nel corso di questo elaborato è stata fatta una semplificazione del t-scan creando un modello di studio sul quale sono state successivamente eseguite delle prove per valutare le caratteristiche dei materiali e confrontare i risultati ottenuti modificando i parametri. Il modello semplificativo dello strumento in questione consiste nel raggruppare i vari strati componenti il sensore in 3 strati essenziali: due substrati in polyestere e uno strato centrale in acciaio (*Figura 36*).

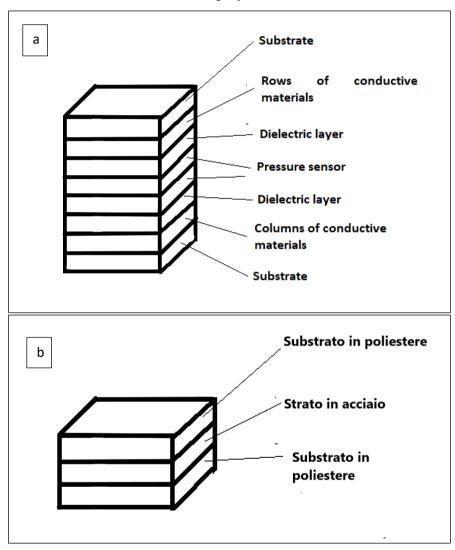


Figura 47: a)Schema semplificativo strati t-scan; b) Modello semplificativo utilizzato per le simulazioni

3.2.2 Modello dentatura

Il modello standard di riferimento, invece, è riassunto con quello di una dentatura che ha l'occlusione in prima classe dentale cioè in normo-occlusione (*Figura 37*). Come già ampiamente spiegato precedentemente, se i denti della mascella e quelli della mandibola combaciano tra di loro e il rapporto che vi intercorre è corretto, allora è possibile definire l'occlusione come funzionale, ovvero idonea per svolgere le normali attività masticatorie nel modo giusto, senza sovraccarichi su determinate zone delle arcate dentarie piuttosto che altre.

Questo modello si ottiene grazie a delle scansioni (*Figura 38*) dei plastici di dentizione standard reperibili in laboratorio odontotecnico. Grazie alle scansioni fatte tramite l'utilizzo di software cad dedicato (exocad), si ottengono i fil stl delle due arcate (*Figura 39*).



Figura 48: Modello dentale standard di riferimento (foto)

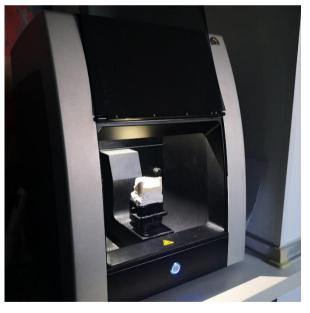




Figura 49: Scanner da banco (foto ceramill map400)

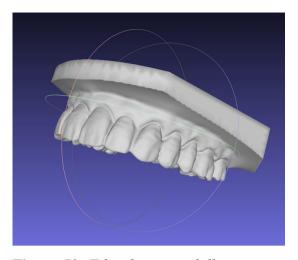




Figura 50: File stl ottenuti dalle scansioni con scanner da banco (foto)

3.2.3 Modello dentizione con sensore interposto

Per prima cosa abbiamo creato il modello su Solidworks importando i file stl delle due arcate precedentemente ottenuti dalla scansione della dentizione standard.

Si inserisce per prima cosa il modello della mandibola, poi il modello del sensore schematizzato come un foglio rettangolare suddiviso in 3 strati e per ultimo si inserisce la mascella.

Il foglietto, interposto tra le due arcate, viene fatto appoggiare sui denti più sporgenti della mandibola in modo da avere almeno 4 punti di contatto.

L'avvicinamento della mascella sul foglietto è molto accurato, difatti si avvicina finchè non vi è il primo contatto dei denti superiori con il foglietto, per l'appunto (*Figura 40*).

A questo punto, si esportano i 5 modelli ottenuti singolarmente (mandibola, 3 strati del foglietto e mascella) per avere la corretta posizione nello spazio e riuscire poi a importare su Ansys i corpi con gli stessi assi di riferimento del progetto di Solidworks.

I singoli modelli vengono dunque importati su Ansys dove si allineeranno automaticamente secondo gli assi di riferimento iniziali. I vincoli imposti sono sul foglietto, il quale viene bloccato nel suo contorno e vincoli di contatto iniziali delle cuspidi dei denti sulle due superfici dei denti (*Figura 41*).

Si procede effettuando le varie simulazioni modificando le caratteristiche del foglietto ed eseguendo vari test per valutare la resistenza e la deformazione, si confrontano i risultati ottenuti e si valuta la migliore performance.

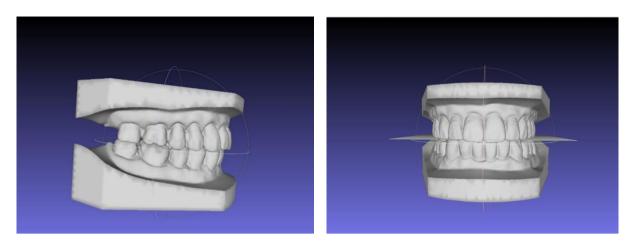


Figura 51: File stl con foglietto del sensore interposto (foto)

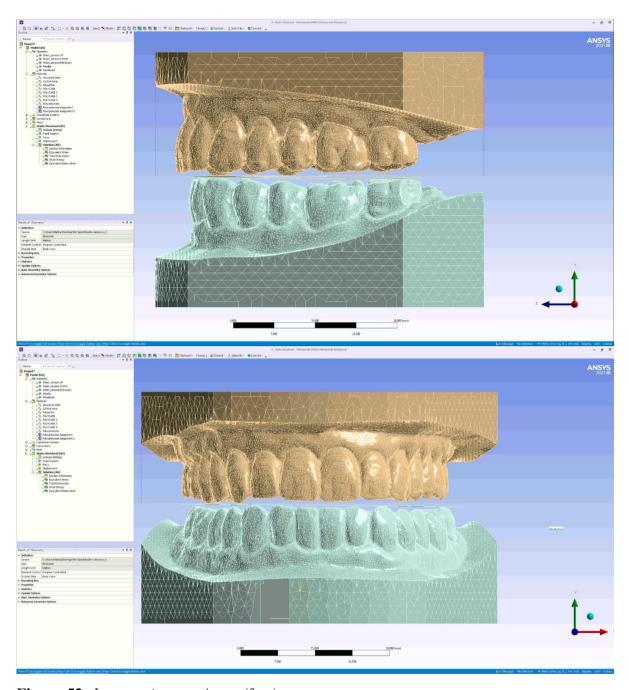


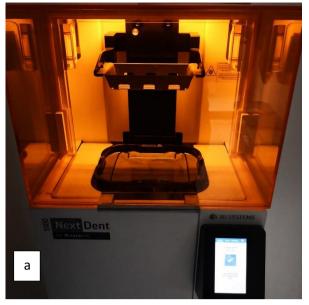
Figura 52: Importazione su Ansys (foto)

3.2.4 Modello da laboratorio, prova in vitro

In un secondo momento, è stata poi eseguita una prova in laboratorio dove si è cercato di ricostruire il modello digitale in vitro per verificare se vi è corrispondenza sui punti di contatto durante l'occlusione. Per prima cosa vengono stampati i file stl, precedentemente ottenuti tramite scansione con scanner da banco, tramite stampante 3D utilizzando una resina che simula le caratteristiche dei denti naturali (in termini di rigidezza, resistenza e duttilità) (*Figura 42*). Viene poi effettuata la procedura di pulizia, in lavatrice adeguata, e di polimerizzazione, grazie ai macchinari mirati alla finalizzazione dei modelli stampati con stampante 3D (*Figura 43 a*), b), c)).



Figure 53: Modelli stampati con stampante 3D



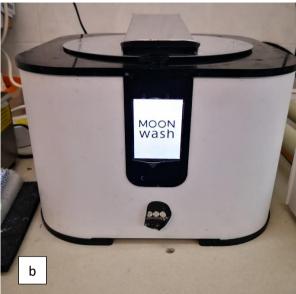




Figure 54: a) stampante 3D (NextDent5100, 3DSYSTEM); b) lavatrice per modelli 3D(Moonwash, Vertisistem); c) polimerizzatrice per modelli 3D (LC-3DPrint Box, 3DSYSTEM)

Ottenuto il modello delle due arcate, esso viene messo nella pressa idraulica presente in laboratorio (*Figura 44*) interponendo tra le due arcate un foglietto di carta d'articolazione (*Figura 45*). Precisamente, si interpone in primis la carta setata rossa più spessa e successivamente la carta d'articolazione blu più sottile. Si esegue a questo punto la compressione manuale tramite leva. Il macchinario è tarato in bar quindi per raggiungere i 250N si è considerata la superficie del modello approssimativamente di 24 cm²;

Si è poi calcolata la conversione sapendo che

1 newton/ metro² $[N/m^2]$ = 1E-05 bar [bar]

Perciò 10,41 $[N/m^2]$ = 1,041bar

Alla stessa maniera abbiamo aumentato la pressione raggiungendo il valore massimo di 6,25 bar corrispondente alla forza di 1500N.



Figure 55: Pressa idraulica (foto)

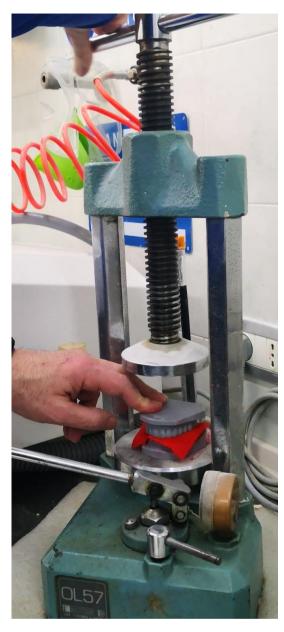


Figure 56: Arcate in occlusione con foglietto interposto inserite nella pressa (foto)





Figure 57: Esecuzione della compressione (foto)

3.3 SIMULAZIONI

Sono state eseguite tre simulazioni cambiando solo il materiale superficiale del foglietto e mantenendo invariate le caratteristiche dell'osso compatto e dello strato interno in acciaio. Lo strato interno del sensore viene semplificato con le caratteristiche dell'acciaio: coefficiente di Poisson pari a 0,3, densità pari a 7850 Kg/m3 e modulo di elasticità pari a 210000 N/mm2. Consideriamo le caratteristiche per l'osso corticale e compatto della mandibola con un modulo di elasticità normale E pari a 15000 N/mm2 (MPa), coefficiente di Poisson v pari a 0,3 e densità di 1,9 g/cm3 e abbiamo applicato in tutti e tre i casi la forza di 250N perpendicolare al sensore e proveniente sia dall'arcata superiore che da quella inferiore ottenendo una compressione sul foglietto da parte delle due arcate, con la stessa intensità di forza, contemporaneamente e con stessa direzione ma in verso opposto.

La prima simulazione è stata effettuata considerando il foglio con caratteristiche T-scan; semplifichiamo gli strati precedentemente analizzati con due strati di poliestere (30micron) e in mezzo uno strato di acciaio (40micron) con uno spessore totale di 100µm. Le caratteristiche degli strati di poliestere sono un modulo normale di elasticità E pari a 25000 MPa, coefficiente di Poisson pari a 0,12 e densità pari a 1,36 g/cm3.

La seconda simulazione viene effettuata modificando le caratteristiche della lastra: lo strato di acciaio viene lasciato invariato e i due strati superficiali vengono cambiati con policarbonato modificando i valori con un modulo di elasticità normale E pari a 10000 MPa, coefficiente di Poisson pari a 0,12 e densità pari a 1,2 g/cm3.

Nella terza simulazione, le caratteristiche della lastra vengono nuovamente cambiate: lo strato di acciaio viene lasciato invariato e dello stesso spessore e i due strati superficiali vengono cambiati questa volta con lo zirconio. I valori utilizzati sono quindi modulo di elasticità E pari a 175 GPa, coefficiente di Poisson v pari a 0,3 e densità di 6000 kg/m3.

Per valutare con più precisione le caratteristiche dei diversi materiali, si è proseguito facendo una campagna di test modificando lo spessore del foglietto (lasciando sempre lo stesso strato centrale in acciaio e con lo stesso spessore ma aumentando i due strati superficiali) e aumentando l'intensità della forza di occlusione. I risultati vengono raggruppati nelle tabelle raccolte nel capitolo "Risultati e Commenti".

La campagna di test è stata eseguita variando sia l'intensità della forza di occlusione (250N, 500N e 1500N) che lo spessore del foglietto (100 μ m, 200 μ m, 300 μ m, 400 μ m, 500 μ m) mantenendo di quest'ultimo lo stesso materiale; si è poi proseguito facendo le stesse prove sui materiali diversi del foglietto.

4 RISULTATI E COMMENTI

4.1 RISULTATI

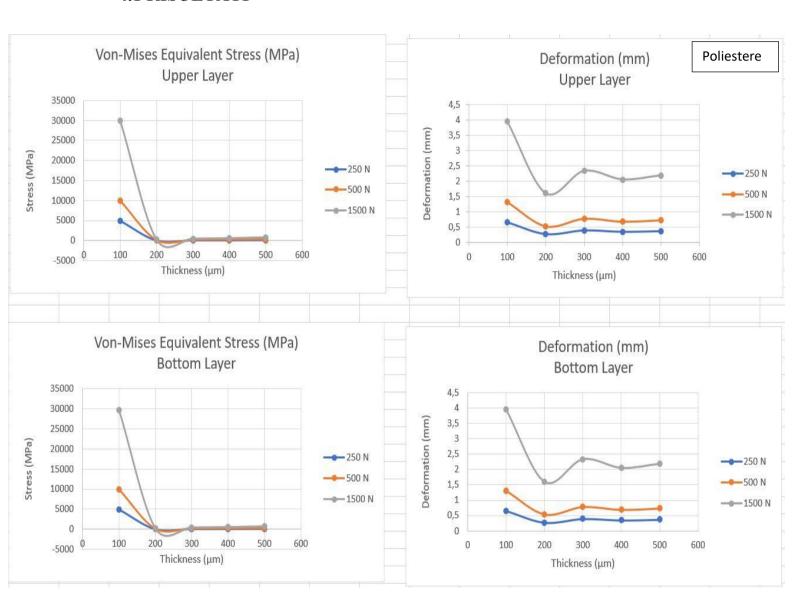


Figure 58: Risultati materiale poliestere: Von Mises-Equivalen Stress layer inferiore, Von Mises-Equivalen Stress layer superiore, Deformazione layer inferiore, Deformazione layer superiore

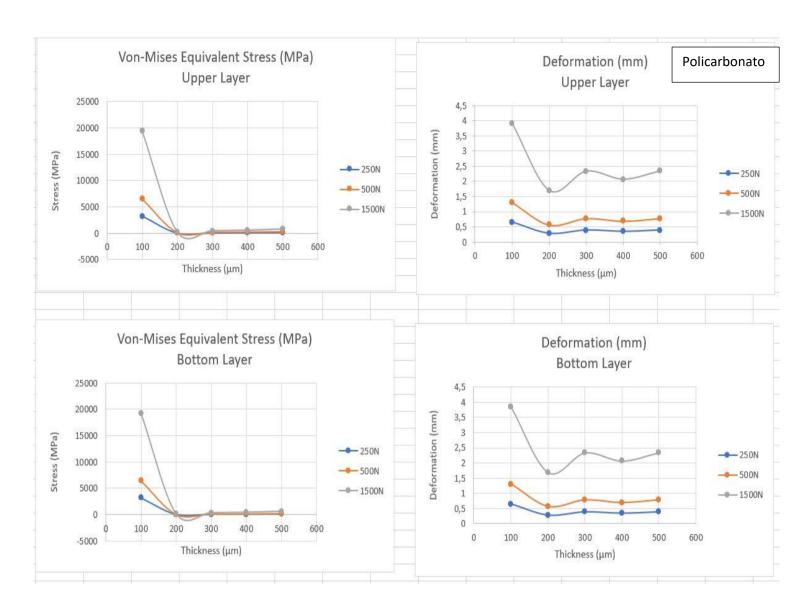


Figure 59: Risultati materiale policarbonato: Von Mises-Equivalen Stress layer inferiore, Von Mises-Equivalen Stress layer superiore, Deformazione layer inferiore, Deformazione layer superiore

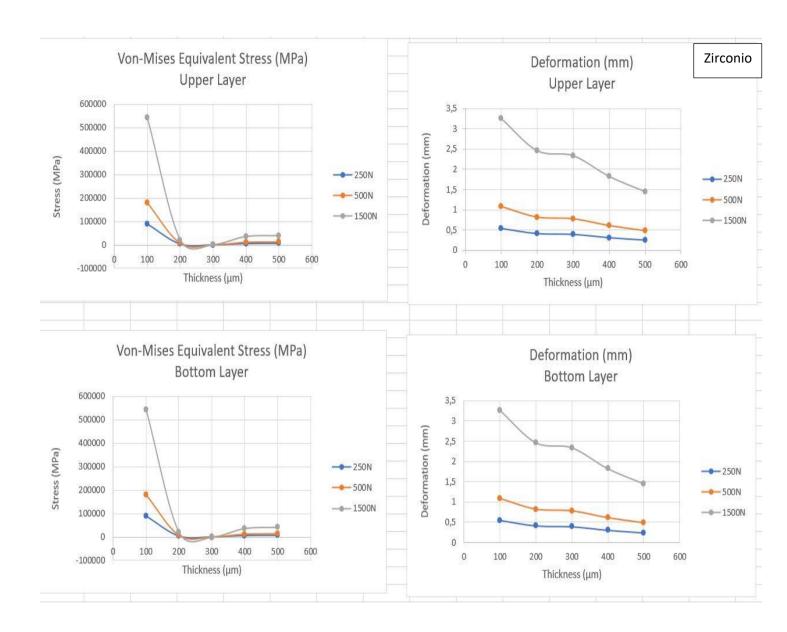
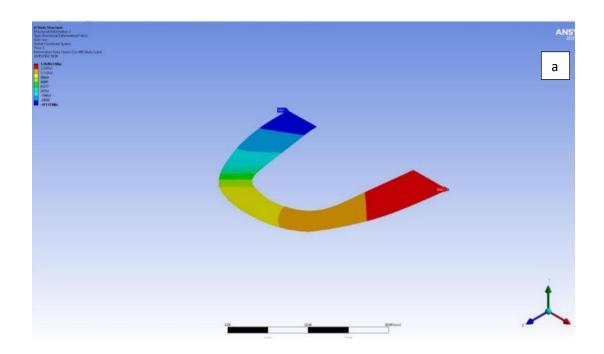


Figure 60: Risultati materiale zirconio: Von Mises-Equivalen Stress layer inferiore, Von Mises-Equivalen Stress layer superiore, Deformazione layer inferiore, Deformazione layer superiore



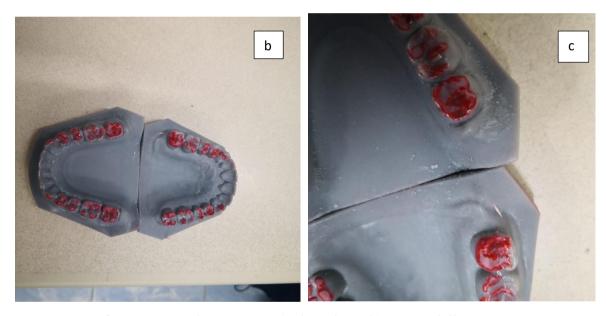


Figure 61: Confronto punti di contatto a) digitale e b) su modello in vitro con carta d'articolazione setata rossa da 100 μ m. c) Dettaglio sul molare dove si trovano i punti di contatto più forti.



Figure 62: Visualizzazione punti di contatto su modello in vitro anche con carta d'articolazione blu da $8 \mu m$ (foto).





Figure 63: Impronta su carte d'articolazione (foto).

4.2 COMMENTI

Per tutti e tre i materiali notiamo un atteggiamento similare e ce lo potevamo aspettare avendo tutti i materiali scelti un comportamento elastico.

Come notiamo, a parità di forza applicata e aumentando lo spessore del foglietto, e di conseguenza la sua stessa sezione, diminuisce lo stress aumentando la resistenza.

La diretta conseguenza dell'andamento dello stress la notiamo proprio nell'andamento della deformazione perché più il materiale è resistente e meno si deforma; dunque, a parità di forza applicate aumentando lo spessore del foglietto diminuisce la sua deformazione.

In tutte le prove, dallo spessore più piccolo al più grande e di tutti e tre i materiali, i foglietti resistono e non arrivano a rottura; i risultati ottenuti infatti sono sempre al di sotto dei valori che porterebbero alla rottura dei materiali. Si ricorda infatti che il valore limite di tensione a rottura rispettivamente del policarbonato è di 80 MPa, del poliestere è di 250MPa e dello zirconio è di 2500MPa.

Infine, possiamo anche notare che aumentando lo spessore i risultati sono ottimali.

Dalla prova fatta in laboratorio non si evince una piena corrispondenza della posizione dei contatti più forti durante l'occlusione tra il modello digitale e quello in vitro; come visto nei paragrafi precedenti, più il colore è intenso maggiore è stato il contatto e da un'analisi visiva possiamo vedere come il contatto più forte nel modello in vitro avviene nei molari, invece sul foglietto del modello digitale fatto su Ansys dopo le simulazioni, il contatto più forte è solo sui molari di una semiarcata, è questo potrebbe far pensare a come non si riesce perfettamente a simulare la realtà.

5 CONCLUSIONI

Il seguente lavoro di tesi ha mostrato, basandosi su evidenze scientifiche, che il calcolo della pressione dentale è un fattore importante e utile. Dalle ricerche si evince che esiste una correlazione tra malocclusione e apparato locomotore: l'effetto della modifica dell'occlusione dentale, come per esempio otturazioni, estrazioni o perdite di denti, produce come conseguenza immediata un aumento di spinta da parte del paziente durante la deambulazione e possibili ripercussioni sulla postura. Lo studio sperimentale svolto è mirato, dunque, a calcolare i valori di pressione dentale durante l'occlusione.

Punto di partenza è stato un approfondimento della teoria alla base dei meccanismi biomeccanici dei distretti di interesse, necessaria al fine di redigere un protocollo che potesse mettere in luce la correlazione tra essi. A questa si è affiancata una ricerca in letteratura sugli strumenti d'interesse dello studio, quali la carta d'articolazione e la tipologia di sensore adatto per la eventuale costruzione di uno strumento che calcoli, appunto, la pressione nella zona orale.

Dalla ricerca condotta è emerso che uno strumento adatto al calcolo della pressione occlusale è già esistente nel mercato: il T-Scan; perciò, l'attenzione si è rivolta ad approfondire tale strumento e ad apportare ad esso delle modifiche per valutarne e migliorarne le prestazioni confrontando i risultati.

Sono state condotte, dunque, delle simulazioni tramite software di simulazioni ingegneristica (Ansys) su modelli digitalmente ottenuti e semplificati andando dapprima a riproporre il sensore con le specifiche del T-scan e successivamente a modificare il materiale e lo spessore.

I risultati ottenuti non sono stati immediati poiché si è dovuto simulare l'ambiente del cavo orale e capire i contatti corretti, le specifiche corrispondenti e i vincoli correlativi da impostare.

Nonostante siano state approfondite tutte le specifiche del sensore, riportarle in digitale ha fatto apportare delle semplificazioni che probabilmente non rispecchiano del tutto la concretezza dello strumento, quindi, sarebbe opportuno tener conto del margine di errore tra digitale e prove in vivo.

Le indagini e le valutazioni dei risultati ottenuti hanno mostrato che, come già anche detto in precedenza, aumentando lo spessore dei vari foglietti considerati i risultati sono ottimali. Anche se le performance sono migliori, uno spessore eccessivo del foglietto potrebbe essere meno confortevole per il paziente durante il test; inoltre, con le piccole deformazioni ottenute, si potrebbero avere variazioni di forza troppo piccole ed essere di più difficile interpretazione ai fini dello studio. Un altro fattore che potrebbe far protendere a una scelta di spessore minore è il costo del materiale: anche se a livello di un singolo sensore il risparmio potrebbe essere irrilevante, in una produzione massiva esso potrebbe essere un aspetto importante.

Ai fini dei risultati che si vogliono ricavare per l'utilizzo di questo sensore, il materiale migliore tra i tre analizzati (poliestere, policarbonato e zirconio) è quello che si deforma di più e cioè il poliestere, andando a confermare la bontà del sensore già esistente. Al contempo, però, è doveroso precisare che il confronto è stato effettuato esclusivamente con 2 tipi di materiali differenti dall'originale; Tuttavia, non è da escludere che ulteriori materiali con caratteristiche e prestazioni differenti possano efficientemente sostituire l'utilizzo del poliestere, migliorando l'espletamento delle funzioni del dispositivo T-scan.

6 BIBLIOGRAFIA

Saraçoğlu A, Ozpinar B. In vivo and in vitro evaluation of occlusal indicator sensitivity. J Prosthet Dent. 2002;88:522-6.

Baba K, Tsukiyama Y, Clark GT. Reliability, validity, and utility of various occlusal measurement methods and techniques. J Prosthet Dent. 2000;83:83-9.

Takai A, Nakano M, Bando E, Hewlett ER. Evaluation of three occlusal examination methods used to record tooth contacts in lateral excursive movements. J Prosthet Dent. 1993;70:500-5.

Schelb E, Kaiser DA, Brukl CE. Thickness and marking characteristics of occlusal registration strips. J Prosthet Dent. 1985;54:122-6.

Zuccari AG, Oshida Y, Okamura M, Paez CY, Moore BK. Bulge ductility of several occlusal contact measuring paper-based sheets. Biomed Mater Eng. 1997;7:265-70.

Maness WL, Benjamin M, Podoloff R, Bobick A, Golden RF. Computerized occlusal analysis: a new technology. Quintessence Int. 1987;18:287-92.

Harvey WL, Osborne JW, Hatch RA. A preliminary test of the replicability of a computerized occlusal analysis system. J Prosthet Dent. 1992;67:697-700.

Harvey WL, Hatch RA, Osborne JW. Computerized occlusal analysis: an evaluation of the sensors. J Prosthet Dent. 1991;65:89-92.

Olivieri F, Kang KH, Hirayama H, Maness WL. New method for analyzing complete denture occlusion using the center of force concept: a clinical report. J Prosthet Dent. 1998;80:519-23.

Boening KW, Walter MH. Computer-aided evaluation of occlusal load in complete dentures. J Prosthet Dent. 1992;67:339-44.

Patyk A, Lotzmann U, Scherer C, Kobes LW. Comparative analytic occlusal study of clinical use of T-scan systems. ZWR. 1989;98:752-5.

Bottger H, Borgstedt T. Computer-supported analysis of occlusion using T-Scan system. First report. ZWR. 1989;98:584-5.

Frederick. W. Keith, Of Beleast, Rtaine, Assignor To S. H. Reynolds Sons Co., Of Boston, Iviassaceuseats. Patented June 5, 1923. United States Patent Office

United States Patent Office 3,126,631 Patented Mar. 31, 1964ARTICULATNG PAPER APPARATUS Earl D. McCarthy, W. 720 Boone Ave., and Kenneth E. McVey, 1160 Paulsen Bldg., both of

Spokane 4, Wash. Filed May 19, 1960, Ser. No. 30,246 3 Claims. (C. 32-19)

Kalachev J. Occlusal pressure and stress in the periodontium - analysis and guidelines for clinical use. Dissertation, Plovdiv, 2003. 41-48 [In Bulgarian]

Maness WL, Podoloff R. Distribution of occlusal contacts in maximum intercuspation. J Prosth Dent. 1989 Aug; 62(2): 238-42. [PubMed]

Tokumura K, Yamashita A.[Study on occlusal analysis by means of T-Scan system-its accuracy for measurement.] [in Japanese] Nippon otetsu Shika Gakkai Zasshi 1989 Nov; 33(5):1037-1043. [PubMed]

Yamamura M, Takahashi A, Aoki H, Takeuchi N, Endo Y, Tamaki K, et al.[A study on display and accuracy of occlusal contacts by means of T-Scan System.] [in Japanese] Kanagawa Shigaku.

Jidong Shi, Liu Wang, Zhaohe Dai, Lingyu Zhao, Mingde Du, Hongbian Li,*and Ying Fang*: Multiscale Hierarchical Design of a Flexible Piezoresistive Pressure Sensor with High Sensitivity and Wide Linearity Range

Anh Vang Tran, Xianmin Zhang and Benliang Zhu: Mechanical Structural Design of a Piezoresistive Pressure Sensor for Low-Pressure Measurement: A Computational Analysis by Increases in the Sensor Sensitivity

Shu, H. Tian, Y. Yang, C. Li, Y. Cui, W. Mi, Y. Li, Z. Wang, N. Deng, B. Peng, T. Ren, Nanoscale 2015, 7, 8636.

W. Barthlott, C. Neinhuis, Planta 1997, 202, 1.

Tian, B.; Zhao, Y.; Jiang, Z. The novel structural design for pressure sensors. Sens. Rev.2010, 30, 305–313.

Tian, B.; Zhao, Y.; Jiang, Z.; Hu, B. The design and analysis of beam-membrane structure sensors for micro-pressure measurement. Rev. Sci. Instrum. 2012, 83, 045003. [CrossRef] [PubMed]

Chen, T.; Chen, L.; Sun, L.; Li, X. Design and Fabrication of a Four-Arm-Structure MEMS Gripper. IEEE Trans. Ind. Electron. 2009, 56, 996–1004. [CrossRef]

Michael Knösel*, Klaus Jung**, Gero Kinzinger***, Oskar Bauss**** and Wilfried Engelke****:A controlled evaluation of oral screen effects on intra-oral pressure curve characteristics.

Fröhlich K, Thüer U, Ingervall B 1991 Pressure from the tongue on the teeth in young adults. Angle Orthodontist 61: 17–24

Owman-Moll P, Ingervall B 1984 effect of oral screen treatment on dentition, lip morphology, and function in children with incompetent lips. American Journal of Orthodontics 85: 37–46

Lindner A, Hellsing e 1991 Cheek and lip pressure against maxillary dental arch during dummy sucking. European Journal of Orthodontics 13: 362–366

Miguel Pais Clementel|Joaquim Mendes2|Joana Cerqueira3|André Moreira3| Mário Vasconcelos4|Afonso Pinhão Ferreira5|José Manuel Amarante: Integrating piezoresistive sensors on the embouchure analysis of the lower lip in single reed instrumentalists: implementation of the lip pressure appliance (LPA)

Ren, Y., Maltha, J. C., & Kuijpers-Jagtman, A. M. (2003). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review.

Phillips, W. H. (1972). Orthodontics and embouchure. A case report. British DentalJournal.

Kei Kubo*, Tetsuo Kawata, Hanako Suenaga, Nobuhiro Yoda, Ryuji Shigemitsu, Toru Ogawa, Keiichi Sasaki: Development of in vivo measuring system of the pressure distribution under the denture base of removable partial denture.

Wu C. Influence of a soft lining material on the stress distributions in denture-supporting tissues—the finite element analysis using the contact elements. J Jpn Prosthodont Soc

M. S. Nalini1* and Manisha Sinha1: Role of T-scan in Digital Occlusal Analysis – A Review International Journal of Research and Reports in Dentistry

Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. J Craniomandib Disord.

Koos B, Godt A, Schille C, et al. Precision of an instrumentation-based method of analyzing occlusion and its resulting distribution of forces in the dental arch. J Orofac Orthop 2010;71(6):403-10.

Korioth TW. Number and location of occlusal contacts in intercuspal position. J Prosthet Dent1990;64(2):206-10.

Koos B, Godt A, Schille C, et al. Precision of an instrumentation-based method of analyzing occlusion and its resulting distribution of forces in the dental arch. J Orofac Orthop 2010;71(6):403-10.

Kerstein RB, Radke J. Masseter and temporalis ex cursive hyperactivity decreased by measured anterior guidance development. Cranio 2012;30(4):243-54.

Mahony D. Refi ning occlusion with muscle balance to enhance long-term orthodontic stability. J Clin Pediatr Dent 2005;29(2):93-8.

Sidana V, Pasricha N, Makkar M, et al. Computerized Occlusal Analysis. Indian Journal of Dental Sciences 2013;5(2):141-4

Ogata A, Igarashi Y, Shibano J, Kitamura S, Suzuki A. In vivo assessment of occlusal stress distribution in free-end saddle removable partial dentures. Part 1. Stress distribution in various removable partial dentures. JJpn Prosthodont Soc 1997;41:423–8.

Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang CH. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. J Oral Rehabil 1999;26:111–6.

Kawaguchi T, Kawata T, Kuriyagawa T, Sasaki K. In vivo 3-dimensional measurement of the force exerted on a tooth during clenching. J Biomech 2007;40:244–51.

Davis H, Victor LS. McCracken's removable partial prosthodontics, 5th edition, Mosby: Saint Louis; 1977. p. 299–323.

Kratochvil FJ. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. J Prosthet Dent 1963;13:114–24.

Review J Oral Rehabil 2012 Jun; Dental occlusion, body posture and temporomandibular disorders: where we are now and where we are heading for

Craig RG, Peyton FA. Strain on the framework of a mandibular free-end saddle partial denture under load. J Biomed Mater Res 1967;1:263–74.

A. Michelotti G. Buonocore P. Leone P. Manzo Associazioni tra apparato stomatognatico, disordini dell'ATM e alterazioni posturali

Sayegh Ghoussoub, M., Ghoussoub, K., Chaaya, A., Sleilaty, G., Joubrel, I.,& Rifai, K. (2008). Orofacial and hearing specific problems among 340 wind instrumentalists in Lebanon. Le ournal medical libanais The Lebanese medical ournal, 56(3), 159–167.

Sousa, C. M., Machado, J. P., Greten, H. J., & Coimbra, D. (2017). Playing related musculoskeletal disorders of professional orchestra musicians from the north of Portugal: Comparing string and wind musicians. Acta Médica Portuguesa, 30(4), 302–306. https://doi.org/10.20344/amp.7568

van der Weijden, F. N., Kuitert, R. B., Berkhout, F. R. U., & van der Weijden, G. A. (2018). Influence of tooth position on wind instrumentalists' performance and embouchure comfort: A systematic review Einfluss der Zahnposition auf die Leistung von Blasinstrumentalisten und den Komfort beim Ansatz des Instruments: Ein systematischer review. Journal of Orofacial Orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie: Organ/Official ournal Deutsche Gesellschaft Fur Kieferorthopadie, 79(3), 205–218.

Michelotti A, Buonocore G, Manzo P, Pellegrino G, Farella M. Dental occlusion and posture: an overview. Prog Orthod. 2011;12(1):53-8. doi:10.1016/j.pio.2010.09.010. Epub 2011 Jan 20,.

Gangloff P, Louis JP, Perrin PP. Dental occlusion modifies gaze and posture stabilization in human subjects. Neurosci Lett. 2000;293:203–6

Kritsineli M, Shim YS. Malocclusion, body posture, and temporomandibular disorder in children with primary and mixed dentition. J Clin Pediatr Dent. 1992;16:86–93.

Milani RS, De Periere DD, Lapeyre L, Pourreyron L. Relationship between dental occlusion and posture. Cranio. 2000;18:127–34. 11.

Bracco P, Deregibus A, Piscetta R. Effects of different jaw relations on postural stability in human subjects. Neurosci Lett. 2004;356:228–30.

Lund P, Nishiyama T, Moller E. Postural activity in the muscles of mastications with the subjects upright, inclined, and supine. Scand J Dent Res. 1970;78:417–24.

Tingey EMK, Buschang PH, Thorockmorton GS. Mandibular rest position: a reliable position influenced by head support and body posture. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;120:614–22.

7 SITOGRAFIA

https://www.tekscan.com

https://www.giovannichetta.it/

https://www.osteolab.net/

https://jdnstudio.it/jdn-news/disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatico-e-problematiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatiche-disfunzioni-dellapparato-stomatognatiche-disfunzioni-dellapparato-della

posturali/

https://dccm.it/Danno_muscolare_e_occlusione_dentale.pdf

RINGRAZIAMENTI

Vorrei innanzitutto ringraziare il Prof. Ferraresi, il mio relatore, per la disponibilità dimostratami in questi mesi di lavoro, i suoi suggerimenti sono stati preziosissimi, e per la sua professionalità che mi ha fatto appassionare allo studio della sua materia fin da subito.

Vorrei ringraziare il prof. Muscolo, correlatore di questa tesi di laurea, per la sua infinita pazienza, disponibilità e precisione, per i suoi validi consigli e la costanza con la quale mi ha sostenuto e guidato, per il suo animo buono, che mi ha spesso consolato, e per avermi dimostrato che dai nostri errori e debolezze possiamo trovare la motivazione per ripartire.

Ringrazio i miei colleghi per aver condiviso in questi anni ansie e gioie. In particolare ringrazio quelli che restano anche al di fuori delle mura del poli: la Coleona, la mia segreteria didattica vivente, non fosse per te ancora dovrei fare il carico didattico; sai bene che metà merito di questa laurea é tuo, e tu sai il perché... Non solo collega ma una vera amica, anche se vuoi sempre scroccare i service resterai SEMPRE la mia ama preferita; La mia Moglia, Meryeme, conosciuta per caso in un bagno del poli per farmi fare una treccia (bruttissima), è diventata la mia coinquilina, il mio punto fermo per ogni crisi personale, la mia testimone di nozze; hai conosciuto il meglio e il peggio di me e nonostante tutto sei sempre stata la mia salvezza con la tua infinita pazienza(e con me ce ne vuole); Stefy, la mia soralella... Dai tempi di meccanica a fînire teglie di alici preparate dal buon signor Visconti, non ci siamo mai più separate.. La tua grinta, il tuo ottimismo e la tua fantasia unica sono e saranno sempre il ricordo più bello degli anni universitari. La Marsichella, tra un'ebola e l'altra abbiamo studiato e passato parecchi esami insieme ma quello che ricorderemo di più sono i momenti unici girovagando con Edo alla ricerca di una sagra. E ancora, luca loca (non posso dire il nostro nomignolo, non mi sembra il caso) ... Nonostante i nostri percorsi si siano divisi il bene, il rispetto e l'affetto reciproco non ci hanno fatto allontanare mai... Penso che se le aule del politecnico potessero parlare racconterebbero delle infinite risate che ci siamo fatti. Fabio, la sua infinita bontà e i nostri pranzi a suon di chitarra e vino resteranno impressi nel mio cuore: "heghesceghete" amico mio.

Al di fuori dell'università poi, in quel di Leinì, degli amici speciali sono entrati a far parte della mia vita e l hanno arricchita: Simona, Matteo e i piccoli marmocchi; ci conosciamo ormai da quasi 5 anni (grazie Don) ma siamo sempre stati uniti e complici come amici di una vita; i sabati sera a divertirsi con poco e le carbonare improvvise sono stati gli attimi di spensieratezza che alleggerivano i miei studi. Nonostante adesso ci divide una bella distanza, non potrei fare a meno di voi che siete e sarete sempre una certezza.

Un ringraziamento particolare va però a loro, i miei amici da quando siamo piccoli... Raffaele, Vincenzo, Francesca, Debora e Luana. Hanno sempre creduto in me, gioito per i miei traguardi, pianto con me per le mie tristezze, delusioni e dolori. Anche se crescendo abbiamo preso tutti strade diverse e siamo adesso tutti lontani e abbiamo tutti modi differenti di pensare e agire (ci scorniamo spesso e non la pensiamo mai alla stessa maniera), ho la sicurezza di averli sempre dalla mia parte, a sostenermi e incoraggiarmi sempre.

Dico grazie agli amici per avermi supportata ma se sono qui oggi è merito soprattutto della mia famiglia:

Mia madre, il mio esempio di forza, ottimismo e sacrificio; tu che hai vissuto ogni singolo esame vivendo silenziosamente le mie stesse ansie, tu che capivi tutto anche da lontano senza

neanche parlare... Oggi so che avrai gli occhi pieni di emozione, il petto gonfio d'orgoglio ma, possiamo dirlo, anche l'anima in pace, con un peso in meno... scusa mamma per tutti questi anni di agonia.

Mio padre, che mi ha sempre insegnato ad osare, a guardare avanti per spingermi sempre oltre; i tuoi consigli sono sempre preziosi per le mie scelte di vita e anche la scelta di questo percorso è frutto di un tuo consiglio e non poteva che essere corretta.

Mio fratello, un uomo di poche parole ma sempre sagge, precise e mirate; lui non lo vuole mai ammettere, ma per tenermi al sicuro farebbe di tutto, è una certezza per me. A modo suo mi ha invogliata a dare il massimo, a migliorarmi e a non scoraggiarmi mai.

La mia seconda famiglia, i miei suoceri che mi hanno accolta da subito come una figlia e aiutata in ogni mia debolezza.

Mio cognato Fabrizio e le mie cognate, Emilia, Rosa e Brigida, tutte donne straordinarie e presenti in ogni circostanza. I miei nipoti Vittoria, Gabriele, Francesco e il piccolo Francesco B che arriverà, loro sono per me gioia infinita, amore puro.

I miei nonni, gli zii e i cugini, in particolare nonna Giovanna che mi ha fatto da seconda mamma prendendosi cura di me fisicamente e moralmente in tutti gli anni universitari; zia iaia che è per me la sorella maggiore che non ho avuto (mi mancheranno le partite fino a notte fonda a rumi a parlare di problemi e cavolate e in barese); Luca e Antonio, i miei cugini/fratelli che mi hanno protetta e rasserenata fin da piccola e continuano a esserci in tutte le tappe della mia vita.

Grazie anche a te, mia piccola Anita. Tu non puoi neanche immaginare quanta forza mi hai donato; ogni tuo sorriso riesce a cancellare qualsiasi giornata pesante. Spero di lasciarti sempre libera di volare a inseguire i tuoi sogni e di insegnarti a non mollare mai. Ringrazio anche a te, qui in pancia, anche se ancora non ti conosco... Di certo è merito tuo se all' ultimo ho accelerato e voluto finire, io e te ci siamo capiti.

Un grazie anche al mio bimbo a quattro zampe, Cooper... Sempre accanto con il tuo musone da quando sfogliavo articoli fin all'ultima parola di questa tesi; riesci a capire la mia disperazione, la mia felicità e in ogni caso mi doni coccole e attenzioni.

Per ultimo, ma non di certo per importanza, Vorrei ringraziare lui, mio marito; il mio pilastro fisso dal primo giorno di università e nella vita. Fin da fidanzati ha sempre creduto in me e mi ha sempre dato la forza e la carica giusta per affrontare ogni esame e rialzarmi dalle batoste; noi stessi siamo la prova che non esistono ostacoli che non si possono superare quando un obiettivo si vuole raggiungere a tutti i costi: "sei una belva amore" me lo ripetevi sempre prima di ogni esame e oggi posso dire a gran voce che avevi ragione, mi sento una forza della natura ad aver raggiunto questo sudato traguardo nonostante tutto (e credo che anche tu starai tirando un sospiro di sollievo per tutte le ansie, preoccupazioni e nervosismi che ho sempre ripercosso su di te).

Non è stato un tragitto facile ma posso ritenermi soddisfatta nonostante il mio fuori corso e le lotte per superare ogni ostacolo perché in parallelo ho sposato un marito fantastico, sono diventata mamma e lo sarò nuovamente, ho un cagnolone buono, e che cresco con amore, e sono avviata nel mondo del lavoro dove ho già le mie, seppur piccole al momento, soddisfazioni personali. Mi rimprovero sempre di averci messo troppo tempo a laurearmi ma ad oggi voglio ringraziare anche me stessa per aver fatto vincere la mia tenacia e la mia grinta.