



**Università
degli Studi
di Ferrara**

DIPARTIMENTO DI NEUROSCIENZE E RIABILITAZIONE

*Corso di Laurea Magistrale in
Scienze e Tecniche dell'Attività Motoria Preventiva e Adattata*

**Occlusione dentale e performance muscolare: analisi della forza dell'arto
inferiore destro tramite dinamometria e valutazioni chinesiolgiche**

Relatore

Prof. Lorenzo Caruso

Correlatore

Prof. Piero Malpezzi

Laureando

Nicola Maretti

A.S. 2024/2025

Sommario

<i>Introduzione</i>	4
ANATOMIA	6
BOCCA	6
DENTI	7
MANDIBOLA	8
ARTICOLAZIONE TEMPORO-MANDIBOLARE	9
OSSO IOIDE.....	11
MUSCOLI DELLA MANDIBOLA	13
MUSCOLI ABBASSATORI.....	13
MUSCOLI ELEVATORI	14
MUSCOLI DI PROTUSIONE	15
MUSCOLI ADDUTTORI E ABDUTTORI	16
CONTRAZIONE MUSCOLARE	16
L'UNITA' MOTORIA	17
GIUNZIONE NEUROMUSCOLARE	17
TIPI DI UNITA' MOTORIE	18
COME VENGONO RECLUTATE LE UNITA' MOTORIE.....	19
CICLO DI ATTIVAZIONE DELLE UNITA' MOTORIE.....	19
IL RILASSAMENTO MUSCOLARE.....	20
OCCLUSIONI DENTALI	22
MANTENIMENTO DELL'OCCLUSIONE DENTALE	23
MALOCCLUSIONE.....	24
RELAZIONE TRA FORZA MUSCOLARE E OCCLUSIONE DENTALE	26
ASSE ANTERIORE MIOFASCIALE (AMA)	28
ASSE ANTERIORE MIOFASCIALE SUPERFICIALE (AMAS)	28
ASSE ANTERIORE MIOFASCIALE INTERMEDIO (AMAI)	30
ASSE ANTERIORE MIOFASCIALE PROFONDA (AMAP)	32
FORZA	33
LA FORZA MUSCOLARE	35
FORZA MASSIMALE	35

FORZA RAPIDA O ESPLOSIVA.....	37
RELAZIONE TRA FORZA MASSIMA E FORZA RAPIDA	38
<i>DINAMOMETRO.....</i>	42
STORIA DEL DINAMOMETRO.....	42
DINAMOMETRO OGGI	44
La scelta del tipo di dinamometro dipende dalle specifiche esigenze dell'applicazione.	46
Occorre che abbia:.....	46
<i>SCOPO DELLA TESI</i>	48
VISITA GNATOLOGICA.....	51
<i>ANALISI STATISTICA DEI DATI RELATIVI ALLA FORZA RACCOLTI DAL DINAMOMETRO</i>	54
IL COEFFICIENTE DI VARIAZIONE	54
ANALISI 1	56
ANALISI 2	105
<i>CONCLUSIONI E VALUTAZIONI CHINESIOLOGICHE</i>	112

Introduzione

Negli ultimi anni, si è registrato un crescente interesse verso tutti gli aspetti che influenzano positivamente la salute, con particolare attenzione all'esercizio fisico come strumento per migliorare le abilità fisiche e psicologiche di un individuo. Un aspetto fondamentale, ma spesso sottovalutato, è la postura del corpo, che gioca un ruolo determinante nella salute generale e nel benessere. Infatti, numerosi studi hanno esplorato come la postura possa essere influenzata da molti fattori e come una postura scorretta possa alterare le prestazioni fisiche, non solo negli atleti professionisti, ma anche in quelli amatoriali. Più in particolare, ciò su cui voglio soffermarmi è l'influenza che ha il sistema stomatognatico sullo stato di benessere di un soggetto.

Studi scientifici pubblicati su riviste mediche e odontoiatriche hanno evidenziato che le alterazioni occlusali possono avere un impatto diretto sulla postura del corpo. Ad esempio, una malocclusione dentale potrebbe innescare una serie di modifiche a livello muscolare, influenzando la biomeccanica del corpo. Questo fenomeno si manifesta con una risposta muscolare alterata, che può compromettere le prestazioni atletiche e generare disagio o dolore, specialmente nelle aree della colonna vertebrale, delle articolazioni temporo-mandibolari e della muscolatura cervicale. L'occlusione dentale si riferisce al modo in cui i denti superiori e inferiori entrano in contatto quando la bocca si chiude. Una corretta occlusione segue parametri anatomo-funzionali che permettono una distribuzione equilibrata delle forze durante la masticazione e altre attività quotidiane. Quando questa armonia viene meno, si manifesta una malocclusione, un'anomalia che porta a disfunzioni muscolari e posturali.

In passato ho avuto l'opportunità di collaborare direttamente con uno gnatologo che, nell'ottica di ottimizzare la mia performance sportiva, ha realizzato per me un bite funzionale. L'esperienza ha evidenziato in modo concreto quanto l'occlusione dentale possa influenzare la capacità fisica, suscitando in me un forte interesse per la relazione tra sistema stomatognatico e prestazione atletica. Un ulteriore stimolo è derivato dallo studio della disciplina "Interazione fra occlusioni dentali e capacità di esercizio fisico negli atleti", tenuta dal Professor Lorenzo Caruso e dal Professor Piero Malpezzi, che mi ha permesso di

approfondire teoricamente ciò che avevo già sperimentato in ambito personale. Queste due esperienze hanno rappresentato il punto di partenza dello sviluppo della mia tesi.

Quello che la tesi vuole studiare è in che modo la variabile oclusale può influenzare la forza massimale ed esplosiva dell'arto inferiore dominante. Lo studio è stato condotto su un campione di 17 soggetti, di età compresa tra i 20 e i 28 anni, comprendente sia individui allenati che non allenati.

L'indagine sperimentale si è basata sull'esecuzione di un esercizio isometrico specifico per l'arto inferiore, durante il quale sono stati rilevati i dati necessari grazie all'utilizzo di un dinamometro, strumento che ha permesso di quantificare con precisione i livelli di forza espressi in differenti condizioni oclusali.

Successivamente all'analisi dei dati raccolti, verrà proposta una serie di esercizi fisici mirati a migliorare l'espressione della forza dal punto di vista miofasciale, con l'obiettivo di intervenire sui meccanismi di trasmissione della forza che risultano influenzati anche dalla condizione oclusale. L'intento è quello di favorire un'integrazione funzionale più efficiente tra sistema neuromuscolare e catene miofasciali, alla base della relazione tra occlusione dentale e prestazione di forza.

ANATOMIA

BOCCA

La bocca nell'essere umano è costituita da diverse strutture: anteriormente dalle labbra, lateralmente dalle guance, posteriormente dall'orofaringe, superiormente dal palato e inferiormente da un pavimento muscolare, il quale è ancorato alla parete mediale della mandibola.

Si possono distinguere tre principali sezioni:

- Il vestibolo orale, situato anteriormente, delimitato dalle arcate dentali e dalle labbra.
- La cavità orale vera e propria, che a bocca chiusa è occupata dalla lingua.
- L'orofaringe, che si estende verso la parte posteriore e delimita l'istmo delle fauci. L'istmo è costituito da due strutture, chiamate arco anteriore e arco posteriore, che si restringono verso l'apice, dove si trova l'ugola.

Oltre a svolgere la funzione di assunzione ed espulsione del cibo e dei liquidi, la bocca ha anche numerosi altri ruoli, tra cui la respirazione e la fonazione, poiché le vie aeree superiori si incontrano con l'apparato digerente.



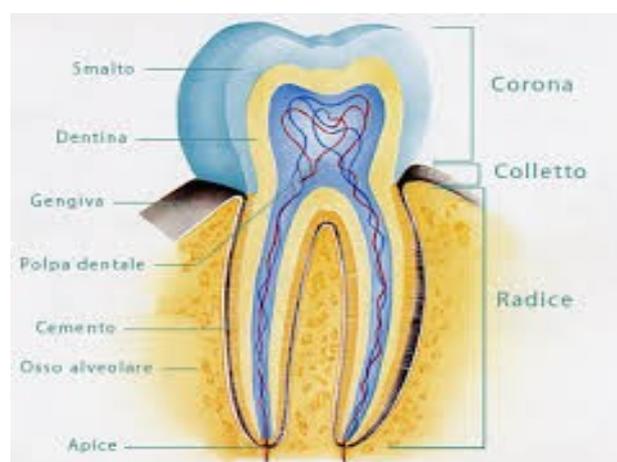
DENTI

I denti sono organi della bocca responsabili della masticazione. L'essere umano adulto ha in totale 32 denti, suddivisi in quattro categorie a seconda della forma e della funzione: incisivi (8), canini (4), premolari (8) e molari (12).

Esistono due fasi nella dentizione umana. La dentizione decidua (o denti da latte): è quella che si sviluppa nell'infanzia e viene sostituita successivamente, generalmente tra i 6 e i 14 anni. Comprende 20 denti: otto incisivi, quattro canini e otto molari. Mentre la dentizione permanente: sostituisce i denti da latte e dura per tutta la vita. È composta da 32 denti: otto incisivi, quattro canini, otto premolari e dodici molari.

Ogni tipo di dente ha una funzione specifica: i canini sono progettati per afferrare e lacerare il cibo e per guidare il movimento della mandibola durante la masticazione finale. Gli incisivi sono utili per tagliare e strappare il cibo. I premolari e molari svolgono la funzione di triturare il cibo grazie alla loro superficie masticatoria.

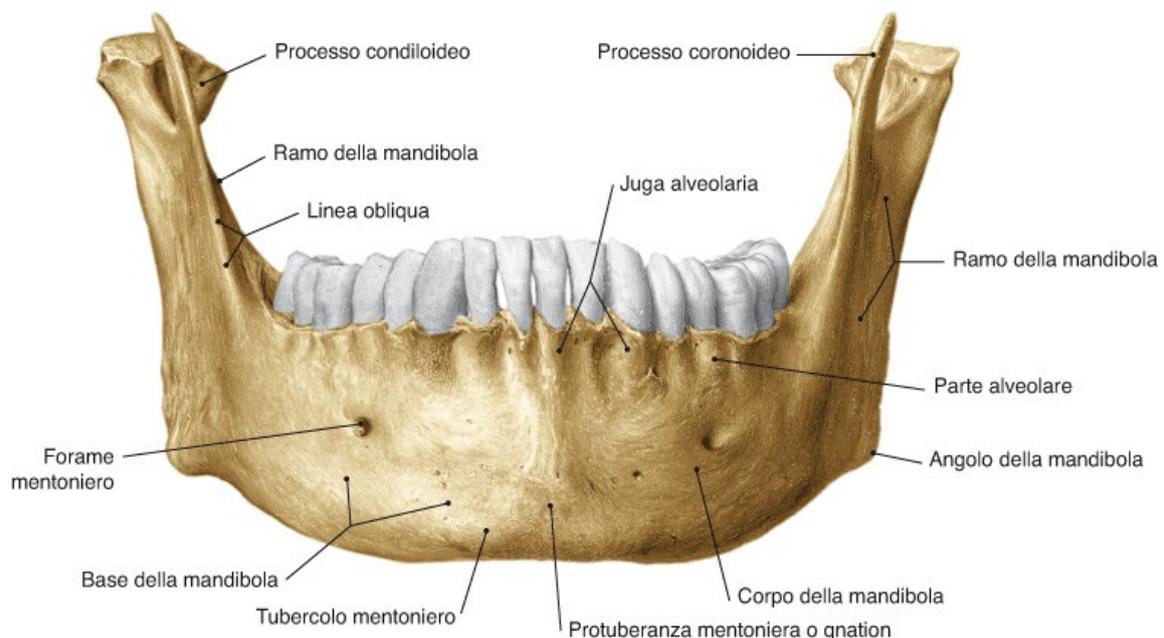
I denti sono saldamente ancorati all'osso (la mascella per la parte superiore e la mandibola per quella inferiore) tramite una o più radici. Queste radici sono collegate all'osso alveolare da un insieme di fibre connettivali specializzate che agiscono come ammortizzatori durante la masticazione, distribuendo i carichi a cui sono sottoposti i denti.



La parte del dente che vediamo è la corona, che assume forme diverse a seconda del tipo di dente e della sua funzione. La corona è ricoperta da uno strato di smalto, un materiale duro e traslucido che conferisce resistenza al dente. Sotto lo smalto si trova la dentina, che costituisce la parte principale del dente, mentre la polpa dentaria, situata più in profondità, è un tessuto connettivo ricco di nervi e vasi sanguigni. Il colletto del dente è la zona di transizione tra la corona e la radice, e si trova alla base, dove la gengiva si adatta al dente.

MANDIBOLA

La mandibola è l'osso situato nella parte inferiore del viso, dove si trova l'arcata dentaria inferiore, ed è essenziale, insieme alla mascella superiore, per supportare le arcate dentarie. Questo osso è pari, simmetrico e molto resistente. Le sue articolazioni temporomandibolari consentono movimenti vitali, come masticare, deglutire, respirare e parlare.



La mandibola si compone di due parti orizzontali, unite dalla sinfisi mentoniera, che formano il corpo, e di due parti verticali, situate alle estremità del corpo, chiamate rami.

Alla sommità di ciascun ramo si trovano due processi fondamentali per il movimento della mandibola:

- Il processo coronoideo, che è il punto di inserimento del muscolo temporale, un potente muscolo che passa dietro l'arcata zigomatica e aiuta a sollevare la mandibola, evitando sovraccarichi sulle articolazioni temporo-mandibolari durante la masticazione.
- Il processo condiloideo, che è più spesso del coronoideo e si divide in due parti: la testa, che fa parte dell'articolazione temporo-mandibolare (ATM), e il collo, che unisce la testa al ramo della mandibola.

Queste strutture sono cruciali per i movimenti della mandibola durante le attività quotidiane come masticare e parlare.

ARTICOLAZIONE TEMPORO-MANDIBOLARE

L'Articolazione Temporo-Mandibolare (ATM) inizia a svilupparsi intorno alla decima settimana di gestazione. Alla nascita, la sua prima funzione fisiologica non è la respirazione, ma il riflesso di suzione. Successivamente, si sviluppano anche la respirazione e la fonazione.

L'ATM ha il compito di permettere alla mandibola di compiere movimenti complessi nei tre piani dello spazio, essenziali per attività come masticare e parlare.

I movimenti che l'ATM consente si dividono in simmetrici e asimmetrici. Tra i movimenti simmetrici troviamo:

- la chiusura della bocca
- la protrusione (movimento in avanti della mandibola)
- la retrusione (movimento all'indietro della mandibola)
- l'apertura della bocca.

I movimenti asimmetrici includono:

- la lateralità (movimento laterale della mandibola)

- i movimenti masticatori, che avvengono durante la masticazione
- altri movimenti automatici, che sono involontari e legati a processi fisiologici.

L'articolazione temporo-mandibolare è protetta grazie ai legamenti che fanno parte della sua capsula articolare, insieme a legamenti extra-capsulari. Tra questi legamenti troviamo:

- Legamento temporo-mandibolare mediale e laterale: Questo legamento ha origine dal tubercolo articolare e dal margine inferiore dell'arco zigomatico, e si inserisce sulla parte inferiore del collo del condilo mandibolare e sul lato esterno e posteriore del ramo mandibolare. La sua funzione principale è quella di rafforzare la capsula articolare; rimane teso durante la chiusura della mandibola e si rilassa leggermente durante l'apertura.
- Legamento sfeno-mandibolare: Origina dall'apice del processo stiloideo e si inserisce sulla faccia mediale del ramo della mandibola, collegando la spina sfenoidale alla lingula della mandibola. Questo legamento rimane sempre in tensione, sia durante l'apertura che la chiusura della mandibola.
- Legamento stilo-mandibolare: Questo legamento parte dall'apice del processo stiloideo e si inserisce sul margine posteriore del ramo mandibolare. Ha il compito di rilassarsi quando la bocca è chiusa, mentre si allunga in caso di una protrusione estremamente avanzata della mandibola.
- Legamento pterigo-mandibolare (o Rafe Pterigo Mandibolare, RPM): Si tratta di una fascia stretta che si estende dall'apice della piastra pterigoidea interna del cranio fino al limite posteriore del trigono retromolare della mandibola. Il legamento ha un'inclinazione di circa 70° rispetto al piano del corpo mandibolare e guida la mandibola, limitando i movimenti eccessivi. La sua lunghezza media è tra i 25 e i 30 mm e crea una piega verticale, nota come piega pterigo-mandibolare, quando la bocca è aperta.

OSSO IOIDE

L'osso ioide è un osso unico e mediano, di tipo sesamoide, con una forma che ricorda un "ferro di cavallo". Si trova nella parte anteriore del collo, alla base della lingua, tra il mento e la cartilagine tiroidea della laringe. Non è collegato direttamente ad altri ossi, ma rimane in posizione grazie ai legamenti stiloidei e alle miofascie, che gli consentono un ampio movimento.

L'osso ioide ha una struttura irregolare, composta da una parte centrale chiamata corpo e due estensioni laterali, note come corna. Il corpo ha due superfici: una anteriore (convessa), dove si attaccano vari muscoli, come i genioioidei, miloioidei, stiloioidei, omoioidei e ioglossi, e una posteriore (concava), che presenta due bordi: il margine superiore e il margine inferiore, dove si inseriscono i muscoli sternoioidei e tiroioidei.

Le due corna che si estendono lateralmente dal corpo sono di lunghezza diversa: quelle più lunghe formano le corna maggiori, mentre quelle più corte sono le corna minori. Sulle corna maggiori si inseriscono strutture importanti come il legamento tiroioideo laterale e il costrittore medio della faringe. All'estremità delle corna minori si inserisce il legamento stiloioideo, un legamento significativo per il movimento dell'osso.

Il muscolo digastrico è un muscolo del collo appartenente ai muscoli sopraioidei, coinvolto nei movimenti della mandibola e dell'osso ioide. È definito "digastrico" proprio perché è costituito da due ventri muscolari (anteriore e posteriore) uniti da un tendine intermedio.

1. Ventre anteriore:

- Origine: fossa digastrica della mandibola (faccia interna del margine inferiore, vicino alla sinfisi mentoniera).
- Decorso: si dirige posteriormente e inferiormente.

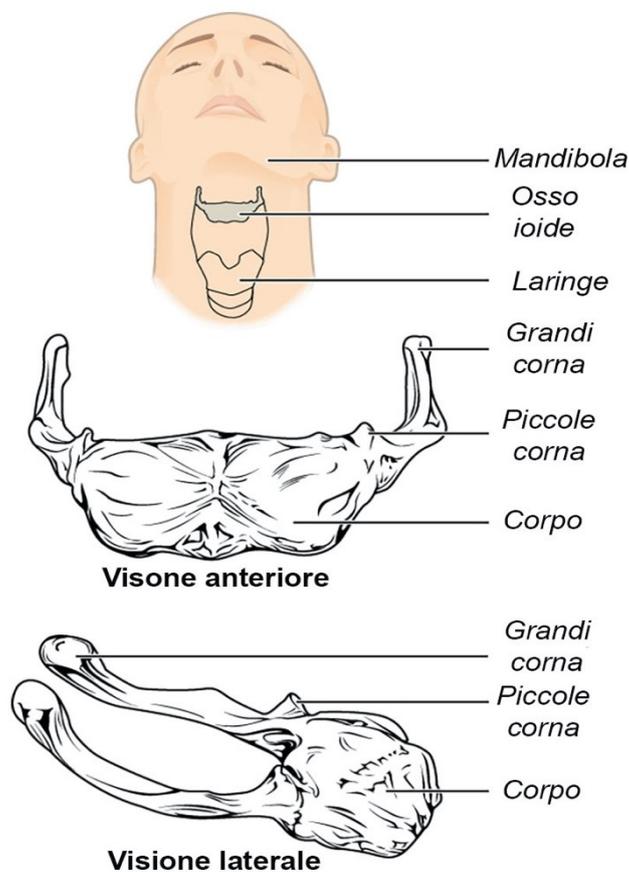
2. Ventre posteriore:

- Origine: incisura mastoidea dell'osso temporale, situata medialmente al processo mastoideo.

- Decorso: si dirige anteriormente e inferiormente.

3. Tendine intermedio:

- Unione: collega i due ventri e si continua con il ventre posteriore e quello anteriore.
- Rapporto con lo stiloioideo: passa attraverso un anello fibroso formato da una scissione del muscolo stiloioideo oppure da una lamina tendinea associata al legamento stiloioideo (che collega il processo stiloideo all'osso ioide).
- Questo anello è fissato all'osso ioide, permettendo al tendine di scorrere durante i movimenti dei ventri, facilitando l'escursione meccanica del muscolo.



MUSCOLI DELLA MANDIBOLA

I muscoli chiamati masticatori si occupano di ogni tipo di movimento compiuto dalla mandibola e si suddividono in base ai movimenti che determinano. Abbiamo quindi muscoli abbassatori, muscoli elevatori, muscoli di protrusione, muscoli adduttori e abduttori.

MUSCOLI ABBASSATORI

I muscoli abbassatori o depressori della mandibola sono tre.

Il muscolo digastrico è composto da due ventri (anteriore e posteriore) collegati da un tendine centrale di forma arrotondata. Esso ha il compito di sollevare l'osso ioide grazie al ventre posteriore e di abbassare la mandibola attraverso il ventre anteriore. Sebbene l'osso ioide sia mobile, il digastrico agisce come un distributore di forze, coordinandosi con i muscoli sottoioidei. Quando questi muscoli sono attivati durante l'elevazione della mandibola, il capo intermedio del digastrico non inserisce direttamente sull'osso ioide, ma interagisce con il muscolo stiloioideo, creando una tensione che bilancia il movimento. Il tendine intermedio del digastrico può scivolare nel tendine sdoppiato dello stiloioideo, consentendo il corretto equilibrio tra i due ventri. Questa mobilità è cruciale per alleviare pressioni sulle aree dentali o sull'articolazione temporomandibolare (ATM).

Il muscolo miloioideo si origina dalla superficie interna della mandibola, precisamente lungo la linea miloioidea e si inserisce sul rafe mediano, che a sua volta si collega all'osso ioide. Con l'ioide stabilizzato dai muscoli sottoioidei, il miloioideo svolge una funzione depressiva sulla mandibola durante la fase di chiusura della bocca, proteggendo la struttura dai sovraccarichi occlusali.

Infine, il muscolo genioioideo si origina sulla superficie interna della mandibola, a livello del mento, e si inserisce sulla parte anteriore dell'osso ioide. Innervato dal nervo ipoglosso, il genioioideo solleva e sporge l'osso ioide, mentre se lo ioide funge da punto di ancoraggio, il muscolo abbassa la mandibola. Anche in questo caso, con l'ioide stabilizzato dai muscoli sottoioidei, il genioioideo contribuisce alla protezione della mandibola durante l'occlusione, riducendo i sovraccarichi a livello occlusale.

MUSCOLI ELEVATORI

Il muscolo massetere è una potente struttura muscolare di forma rettangolare, che collega l'arco zigomatico all'angolo della mandibola. Esso si compone di tre parti principali: una superficiale, una intermedia e una profonda, entrambe coperte e avvolte dalla fascia masseterina. Il capo superficiale origina dalla porzione anteriore del margine inferiore dell'arco zigomatico e si dirige verso il basso e indietro, mentre il capo profondo proviene dalla parte centrale e posteriore dello stesso margine zigomatico. I tre capi si uniscono e si inseriscono sulla tuberosità masseterina situata sulla faccia laterale del ramo mandibolare. Tra i muscoli masticatori, il massetere è quello che si trova più vicino alla pelle. Quando si contrae, questo muscolo solleva la mandibola ed è, insieme al muscolo pterigoideo mediale, il principale responsabile della massima forza oclusale. La sua azione è duplice: durante la masticazione, agisce come retrusore della mandibola all'interno della cavità articolare dell'articolazione temporomandibolare (ATM), mentre nella fase di produzione del suono (fonatoria) favorisce la protrusione della mandibola.

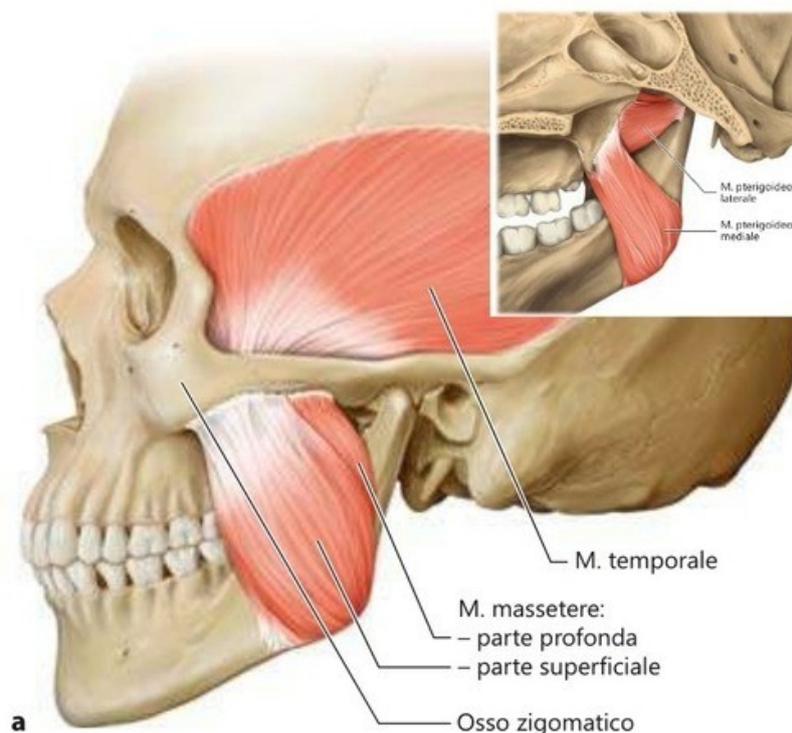
Il muscolo temporale è ampio e ha una forma a ventaglio, con la base rivolta verso l'alto e l'apice verso il basso. Esso origina dalla linea temporale inferiore e dalla parete mediale della fossa temporale, passando medialmente all'arcata zigomatica. Il suo tendine si inserisce sul processo coronoideo della mandibola. I fasci posteriori e medi di questo muscolo sono responsabili del movimento di retrazione della mandibola durante la masticazione, aiutando a riportare il condilo nella sua sede nella cavità articolare. Durante la fase di occlusione, questi fasci generano un momento anti-orario, proteggendo l'ATM dai sovraccarichi. I fasci anteriori, invece, hanno il compito di sollevare la mandibola. In fase fonatoria, il muscolo temporale favorisce la protrusione della mandibola, facilitando la corretta articolazione delle parole.

Il muscolo pterigoideo interno origina dalla fossa pterigoidea e dalla tuberosità del mascellare, e si inserisce sulla tuberosità pterigoidea, situata vicino alla faccia interna dell'angolo della mandibola (detto angolo goniaco).

MUSCOLI DI PROTUSIONE

Il muscolo pterigoideo esterno, di forma piramidale, si estende dal cranio alla mandibola ed è composto da due parti: una superiore e una inferiore. Il fascio superiore ha origine dal processo pterigoideo esterno dello sfenoide e si inserisce nel menisco articolare dell'articolazione temporomandibolare (ATM). La sua funzione principale è quella di trazione in avanti il menisco durante la fase di protrusione della mandibola. Il fascio inferiore, che origina anch'esso dal processo pterigoideo esterno dello sfenoide, si inserisce sul collo del processo condilare della mandibola. Quando questi due fasci lavorano insieme, permettono alla mandibola di muoversi in avanti, traslando simultaneamente sia la testa del condilo che il menisco. Il pterigoideo esterno è quindi il muscolo principale coinvolto nella protrusione mandibolare, e svolge anche un ruolo nel controllo del movimento di retrazione della mandibola e della testa condilare durante la masticazione, quando si verifica il contatto occlusale.

Per quanto riguarda l'azione protrusiva della mandibola, essa è possibile solamente quando non c'è contatto tra i denti, come accade, ad esempio, durante la fase fonatoria. In queste circostanze, il muscolo massetere, insieme al muscolo pterigoideo interno (o mediale), è responsabile della protrusione della mandibola.



MUSCOLI ADDUTTORI E ABDUTTORI

I muscoli che si occupano di questi movimenti sono pterigoideo esterno, pterigoideo interno e il massetere in forma più lieve.

CONTRAZIONE MUSCOLARE

La contrazione muscolare è un processo fondamentale del movimento umano, grazie al quale i muscoli generano forza per compiere azioni come sollevare, spingere o mantenere una posizione.

Attraverso meccanismi complessi che coinvolgono il sistema nervoso e le fibre muscolari, il corpo riesce a trasformare impulsi elettrici in movimento. Comprendere come avviene la contrazione muscolare e le sue diverse modalità è essenziale per analizzare il funzionamento del nostro corpo durante l'attività fisica e nella vita quotidiana.

Nello studio della meccanica della contrazione muscolare, il termine "carico" indica la forza che un oggetto, come ad esempio un manubrio, esercita su un muscolo. Al contrario, la "tensione muscolare" rappresenta la forza sviluppata dal muscolo stesso nel momento in cui si contrae per contrastare il carico. Queste due forze sono di natura opposta e si oppongono reciprocamente: affinché il muscolo riesca a sollevare o spostare un oggetto, la tensione che produce deve superare la forza esercitata dal peso dell'oggetto stesso.

La contrazione muscolare è un processo attivo attraverso il quale il muscolo genera forza. Questa può manifestarsi in due modi principali, a seconda della situazione: si parla di contrazioni dinamiche quando il muscolo cambia la propria lunghezza durante l'azione, e di contrazioni statiche o isometriche quando la lunghezza del muscolo rimane invariata pur continuando a sviluppare tensione.

L'UNITA' MOTORIA

Le unità motorie, costituite da un motoneurone e dalle fibre muscolari da esso innervate, rappresentano l'elemento funzionale di base per la contrazione muscolare. Sono fondamentali perché regolano la precisione e l'intensità del movimento: più unità motorie vengono attivate, maggiore sarà la forza prodotta. Il loro reclutamento graduale permette al muscolo di adattare la contrazione alle diverse esigenze motorie, dal gesto più delicato allo sforzo più intenso.

Il motoneurone è un tipo di neurone che ha origine nel sistema nervoso centrale, precisamente nel midollo spinale o nel tronco encefalico e si prolunga fino a raggiungere le fibre muscolari. Il suo ruolo è quello di fare da "ponte" tra il sistema nervoso centrale e i muscoli: quando riceve un segnale elettrico, lo trasmette alle fibre muscolari a cui è collegato, dando così inizio alla contrazione.

La fibra muscolare è una cellula dalla forma allungata e sottile, specializzata nel generare movimento. Quando riceve un segnale dal motoneurone, risponde accorciandosi, cioè contraendosi. Al suo interno si trovano strutture chiamate miofibrille, costituite da filamenti di actina e miosina, due proteine che secondo il modello del filamento scorrevole (sliding filament theory) rendono possibile il processo della contrazione.

GIUNZIONE NEUROMUSCOLARE

Quando un motoneurone entra in azione, il segnale elettrico che trasporta raggiunge la giunzione neuromuscolare, ovvero il punto in cui il neurone entra in contatto con la fibra muscolare. Qui avviene una comunicazione chimica fondamentale: il motoneurone rilascia una sostanza chiamata acetilcolina, un neurotrasmettitore che permette il passaggio dell'informazione dal sistema nervoso al muscolo.

L'acetilcolina, una volta liberata nello spazio tra neurone e fibra, si lega a recettori specifici situati sulla membrana della cellula muscolare, chiamata sarcolemma. Questo legame innesca una variazione elettrica nella membrana, nota come depolarizzazione, che si propaga rapidamente lungo tutta la fibra attraverso strutture chiamate tubuli T. Questo processo permette di attivare in profondità la fibra muscolare e avviare la contrazione.

Tutto questo avviene all'interno di un'unità motoria, che è responsabile di far lavorare insieme, in modo coordinato, tutte le fibre muscolari a essa collegate. La quantità di forza che un muscolo può sviluppare dipende direttamente da quante unità motorie vengono attivate contemporaneamente e da quanto frequentemente vengono stimulate. Un maggior numero di unità coinvolte e una stimolazione più intensa si traducono in una contrazione più forte.

TIPI DI UNITA' MOTORIE

Le unità motorie non sono tutte uguali: si distinguono in base al tipo di fibre muscolari che le compongono, le quali variano per velocità di contrazione, resistenza alla fatica e modalità di produzione dell'energia. In generale, possiamo riconoscere tre principali categorie di fibre muscolari, ciascuna associata a specifiche funzioni motorie e strategie metaboliche.

Le fibre di tipo I, dette anche fibre lente o rosse, sono particolarmente adatte a sforzi prolungati e di bassa intensità. Hanno una contrazione più lenta, ma riescono a sostenere l'attività per lunghi periodi senza affaticarsi grazie all'abbondanza di mitocondri e di mioglobina, che favoriscono un metabolismo aerobico efficiente. Le unità motorie formate da questo tipo di fibre sono ideali per il mantenimento della postura o per attività di resistenza.

Le fibre di tipo IIa rappresentano una sorta di via di mezzo. Sono più rapide rispetto alle fibre lente, ma riescono comunque a mantenere un buon livello di resistenza alla fatica. Possono produrre energia sia in presenza che in assenza di ossigeno, rendendole versatili e adatte a movimenti che richiedono potenza e durata moderate, come la corsa veloce su media distanza o sport ad alta intensità.

Infine, le fibre di tipo IIb o bianche, sono progettate per azioni brevi ed esplosive. Si contraggono molto rapidamente, ma si affaticano altrettanto in fretta. Prediligono il metabolismo anaerobico, sfruttando in particolare la glicolisi per produrre energia. Le unità motorie costituite da queste fibre entrano in gioco quando è richiesta la massima potenza in tempi brevi, come nei salti, nei sollevamenti pesanti o nei rapidi scatti.

COME VENGONO RECLUTATE LE UNITA' MOTORIE

Il nostro sistema nervoso segue una logica ben precisa quando decide quali unità motorie attivare durante un movimento. Questo meccanismo è conosciuto come principio di Elwood Henneman, secondo cui le unità motorie vengono reclutate in base alla loro dimensione e capacità di generare forza, iniziando da quelle più piccole e meno potenti per arrivare, solo se necessario, a quelle più grandi e più forti.

In condizioni di sforzo leggero o attività prolungate a bassa intensità, come camminare o stare in piedi, vengono attivate principalmente le unità motorie composte da fibre di tipo I, note per la loro resistenza alla fatica. Quando però il corpo richiede uno sforzo maggiore, come durante una corsa veloce, entrano in gioco anche le unità motorie con fibre di tipo IIa, che forniscono una forza più elevata per un tempo moderato. Se lo sforzo diventa ancora più intenso, come nel caso di un sollevamento pesante o di uno scatto esplosivo, vengono coinvolte anche le unità motorie che reclutano fibre di tipo IIb, molto potenti ma soggette a un rapido affaticamento.

Questo sistema graduale di attivazione permette al corpo di adattarsi a diverse situazioni motorie, risparmiando energia quando possibile e mobilitando tutta la forza disponibile solo nei momenti in cui è davvero necessario. Aumentare il numero di unità motorie attivate e la frequenza con cui vengono stimulate consente di incrementare in modo significativo la forza generata dal muscolo.

Grazie alla frequenza di stimolazione le unità motorie permettono una graduazione della forza muscolare, consentendo al corpo di adattarsi a diverse esigenze motorie, che vanno dal mantenimento della postura a movimenti esplosivi ad alta intensità.

CICLO DI ATTIVAZIONE DELLE UNITA' MOTORIE

La contrazione muscolare è un processo altamente coordinato che coinvolge eventi biochimici e meccanici a livello cellulare. Quando un motoneurone trasmette un impulso elettrico alla fibra muscolare, questo segnale viaggia lungo il sarcolemma e si propaga nei

tubuli T, strutture invaginate della membrana plasmatica. La depolarizzazione dei tubuli T induce il reticolo sarcoplasmatico, una rete di tubuli intracellulari che circonda i sarcomeri, a rilasciare ioni calcio (Ca^{2+}) nel citoplasma.

Gli ioni calcio si legano alla troponina C, una subunità del complesso troponina-tropomiosina associato ai filamenti sottili di actina. Questo legame provoca un cambiamento conformazionale nella troponina, che a sua volta sposta la tropomiosina, una proteina filamentosa che normalmente blocca i siti di legame per la miosina sull'actina. Con la tropomiosina spostata, i siti di legame per la miosina diventano accessibili.

Le teste della miosina, cariche di energia grazie all'idrolisi dell'ATP in ADP e fosfato inorganico, si legano ai siti disponibili sull'actina, formando i ponti trasversali. L'energia liberata dall'idrolisi dell'ATP consente alle teste di miosina di ruotare, tirando i filamenti di actina verso il centro del sarcomero in un movimento noto come "colpo di forza". Questo accorcia il sarcomero, risultando nella contrazione muscolare.

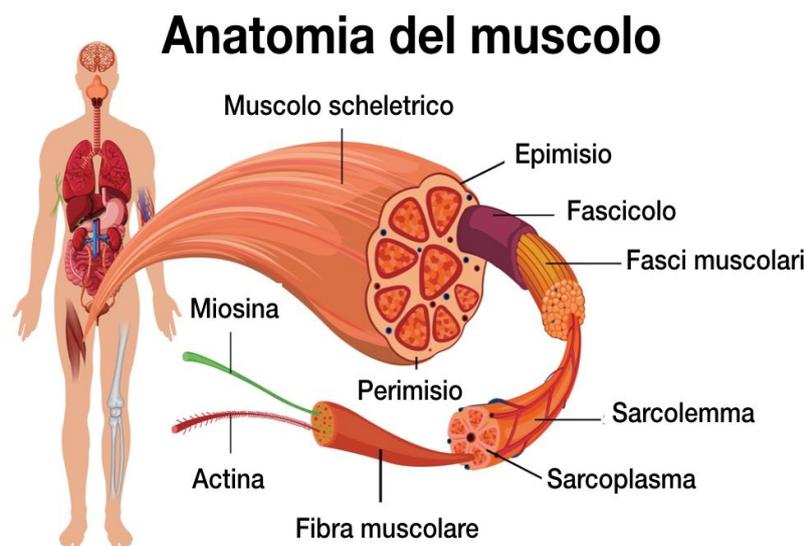
Al termine del colpo di forza, l'ADP e il fosfato inorganico vengono rilasciati, e una nuova molecola di ATP si lega alla testa della miosina, causando il distacco dal filamento di actina. Se il calcio è ancora presente e i siti di legame sono liberi, il ciclo può ripetersi, permettendo una contrazione continua. Quando l'impulso nervoso cessa, il calcio viene pompato nuovamente nel reticolo sarcoplasmatico tramite pompe ATP-dipendenti, riducendo la concentrazione citoplasmatica di Ca^{2+} . Questo permette alla troponina e alla tropomiosina di ripristinare la loro posizione iniziale, bloccando i siti di legame e terminando la contrazione muscolare.

IL RILASSAMENTO MUSCOLARE

Quando il segnale elettrico proveniente dal motoneurone si interrompe, la contrazione muscolare giunge al termine grazie a un meccanismo attivo di recupero. Gli ioni calcio, che

erano stati rilasciati nel citoplasma per attivare la contrazione, vengono immediatamente sequestrati e riportati all'interno del reticolo sarcoplasmatico tramite pompe specifiche che consumano ATP. Questa rimozione del calcio è fondamentale: in sua assenza, le proteine regolatrici, troponina e tropomiosina, riprendono la loro posizione originaria, coprendo nuovamente i siti di attacco presenti sull'actina.

Senza accesso a questi siti, le teste della miosina non possono più formare ponti con i filamenti sottili, e di conseguenza il movimento tra actina e miosina si arresta. Il sarcomero si rilassa e la fibra muscolare torna alla sua lunghezza di riposo. In definitiva, anche se è il motoneurone a dare il via al processo con un impulso nervoso, l'effettiva contrazione – e successivamente il rilassamento – è frutto di una precisa sequenza biochimica all'interno della fibra muscolare, il cui funzionamento dipende strettamente dalla disponibilità di ATP e dal controllo del calcio intracellulare.



OCCLUSIONI DENTALI

L'occlusione dentale rappresenta il contatto funzionale tra l'arcata superiore e quella inferiore, ed è un aspetto fondamentale per il corretto equilibrio dell'apparato stomatognatico. Tale contatto deve avvenire in modo preciso e controllato, affinché si possa garantire una funzione masticatoria efficace, un corretto rapporto tra le strutture muscolari coinvolte e una distribuzione omogenea delle forze occlusali, nel pieno rispetto dei tessuti parodontali e dell'articolazione temporo-mandibolare (ATM).

La posizione ideale in cui le arcate dentarie si incontrano è quella definita come "massimo serramento forzato", che rappresenta il punto di maggiore stabilità occlusale e di equilibrio neuromuscolare. In questa condizione, si ottiene una sinergia funzionale tra denti, muscoli masticatori e articolazioni. La fisiologia occlusale richiede, infatti, che le cuspidi dentali si incontrino in aree ben definite, cioè nella zona occlusale delle corone, precisamente tra le cuspidi palatali dei denti superiori e le cuspidi vestibolari dei denti inferiori, evitando contatti indesiderati tra le cuspidi di taglio. Questo tipo di contatto occlusale selettivo è essenziale per evitare interferenze funzionali e prevenire sovraccarichi muscolari o articolari. Inoltre è da escludere il contatto dei denti anteriori, da canino a canino.

Dal punto di vista biomeccanico, l'occlusione ideale deve prevedere una distribuzione simmetrica dei carichi tra la porzione anteriore (composta da incisivi, canini e premolari) e quella posteriore (formata dai molari). Secondo i criteri stabiliti dalla letteratura odontoiatrica, tale distribuzione deve mantenersi entro un margine di tolleranza massimo del 10%, sia in termini di carico tra le due porzioni dell'arcata, sia nella simmetria destra/sinistra (indice di asimmetria). Uno squilibrio oltre questi limiti può compromettere l'equilibrio miofasciale e contribuire a disfunzioni temporo-mandibolari (DTM).

Un ulteriore parametro da considerare è la torsione mandibolare, comunemente definita "torque". Questa dipende dall'attività dei muscoli elevatori della mandibola (masseteri, temporali e pterigoidei), che devono lavorare in modo bilanciato. Una differenza di torsione superiore al 5% tra il lato destro e quello sinistro è considerata patologica, poiché indica un eccessivo stress articolare, potenzialmente responsabile di dolore, rumori articolari o limitazioni nei movimenti mandibolari.

Anche la dimensione verticale dentale gioca un ruolo centrale nella biomeccanica oclusale. Una riduzione eccessiva di questa dimensione, spesso causata da abrasioni, perdita dentale o restauri incongrui, può limitare l'accorciamento fisiologico dei muscoli elevatori. Questo porta a una contrazione muscolare inefficiente, alterando l'equilibrio oclusale e contribuendo alla comparsa di tensioni cranio-mandibolari e disturbi posturali.

Un'occlusione ottimale si basa su una serie di parametri interdipendenti: posizione dei contatti oclusali, distribuzione del carico, simmetria funzionale, controllo della torsione mandibolare e mantenimento della corretta dimensione verticale. Tutti elementi imprescindibili per assicurare il buon funzionamento dell'intero sistema stomatognatico e prevenire patologie a carico di muscoli e articolazioni.

MANTENIMENTO DELL'OCCLUSIONE DENTALE

Durante il mantenimento dell'occlusione dentale, ovvero quando i denti superiori e inferiori si trovano a contatto in modo stabile e corretto, i muscoli masticatori entrano in uno stato di contrazione isometrica. In questa particolare modalità contrattile, i muscoli generano forza pur rimanendo della stessa lunghezza, quindi senza accorciarsi né produrre movimento evidente. Il ruolo principale di questa attività è quello di mantenere la mandibola in una posizione fissa e funzionalmente efficiente, garantendo il contatto armonico tra le due arcate dentarie.

Tra i muscoli più attivamente coinvolti troviamo il massetere, uno dei principali elevatori della mandibola. Questo muscolo, potente e superficiale, si attiva in maniera sostenuta per conservare la posizione oclusale senza modificare la lunghezza delle sue fibre.

Accanto a esso, il muscolo temporale svolge una funzione altrettanto rilevante, contribuendo alla stabilizzazione verticale e postero-superiore della mandibola. Insieme a questi, il muscolo pterigoideo mediale agisce come stabilizzatore interno, esercitando una forza che supporta la chiusura mandibolare dall'interno della cavità orale.

Durante la normale occlusione statica, muscoli come il pterigoideo laterale o il digastrico, tipicamente coinvolti nei movimenti di apertura e protrusione, restano in uno stato di

minima attività. Tuttavia, in presenza di malocclusione o disallineamenti occlusali, anche questi muscoli possono attivarsi in modo anomalo nel tentativo di compensare le discrepanze nella posizione mandibolare. Tale attivazione anomala può essere un fattore predisponente a disfunzioni temporo-mandibolari, dolori muscolari e affaticamento neuromuscolare.

La posizione di massima intercuspidação, che rappresenta il contatto più stabile tra le due arcate, richiede una distribuzione equilibrata delle forze da parte dei muscoli masticatori per evitare micromovimenti della mandibola. Se il sistema è in equilibrio, le forze sono simmetriche e la pressione si distribuisce uniformemente sui denti. Al contrario, se la chiusura dentale presenta difetti, anche minimi, l'equilibrio muscolare viene alterato, generando un'attivazione asimmetrica che può tradursi in tensione localizzata, dolore muscolare o inefficienze funzionali.

Situazioni di occlusione prolungata, come accade nel bruxismo notturno o nel serramento involontario dei denti durante il giorno, sottopongono i muscoli masticatori a stress continuo. Questa condizione impedisce il fisiologico rilassamento muscolare, favorendo l'insorgenza di sintomi quali dolore facciale, crampi o rigidità muscolare. Studi scientifici hanno evidenziato che tale attività muscolare parafunzionale può portare a mialgie croniche e contribuire allo sviluppo di sindromi miofasciali, spesso associate a disturbi dell'articolazione temporo-mandibolare.

MALOCCLUSIONE

La malocclusione dentale si verifica quando le due arcate dentarie, quella superiore e quella inferiore, non combaciano correttamente durante la chiusura della bocca. In condizioni ideali, i denti si incastrano perfettamente tra loro secondo un preciso schema anatomico, che prevede il contatto delle cosiddette cuspidi di stampo, essenziale per garantire una masticazione efficiente e una distribuzione corretta delle forze. Quando questa relazione viene alterata, si parla appunto di malocclusione.

Le origini del problema possono essere molteplici. Alcuni casi derivano da fattori genetici: alterazioni nella crescita ossea della mandibola o del mascellare possono essere trasmesse

da genitori a figli. Tuttavia, nella pratica clinica, è più comune riscontrare malocclusioni dovute a cause non ereditarie, come abitudini viziate o traumi. Ad esempio, nei bambini, il protrarsi di comportamenti come la suzione del pollice o l'uso del ciuccio oltre i tre anni di età può modificare lo sviluppo delle arcate. Anche il bruxismo, cioè la tendenza a serrare o digrignare i denti, contribuisce alla comparsa di disallineamenti, spesso accompagnati da disturbi muscolari e articolari. Ulteriori cause possono derivare da trattamenti odontoiatrici eseguiti in modo impreciso, come otturazioni troppo alte o corone non ben adattate, oppure dalla perdita di denti permanenti non sostituiti in tempi adeguati, con conseguente migrazione dei denti adiacenti.

Comprendere le cause esatte di una malocclusione è complesso, poiché il disallineamento può dipendere da molteplici fattori: variazioni nella forma dei denti, nella loro posizione, nelle dimensioni relative o nel rapporto tra mascella e mandibola. Questa molteplicità di variabili rende necessaria una classificazione per facilitare diagnosi e trattamento.

Una delle prime e più conosciute classificazioni delle malocclusioni è stata proposta da Edward Angle alla fine del XIX secolo. Questo sistema suddivide le occlusioni in tre classi, basandosi sul rapporto antero-posteriore tra i primi molari delle due arcate. Nonostante abbia rappresentato un punto di riferimento importante per l'ortodonzia, la classificazione di Angle presenta dei limiti: non considera infatti la qualità del contatto occlusale tra le superfici masticatorie dei denti, che può essere compromesso anche in presenza di una relazione molare "normale" secondo la classificazione stessa.

Oggi si tende a superare un'interpretazione puramente schematica della malocclusione, riconoscendo che essa può manifestarsi anche all'interno delle classi occlusali considerate normali da Angle. Ciò che conta realmente è la funzionalità dell'occlusione, ovvero la capacità dei denti di collaborare con le strutture muscolari e articolari per garantire stabilità, efficacia nella masticazione e assenza di stress biomeccanico.

RELAZIONE TRA FORZA MUSCOLARE E OCCLUSIONE DENTALE

La maggior parte dei muscoli che si originano nella testa e nel collo è direttamente connessa alle catene muscolari posteriori che attraversano tutta la schiena. Questo spiega la stretta correlazione tra l'occlusione dentale e la postura del corpo. Basta osservare cosa accade durante uno sforzo fisico intenso: spesso ci ritroviamo con i denti serrati. In questi momenti, infatti, si verifica un "reset occlusale", cioè una riorganizzazione istantanea del contatto tra le arcate dentarie, che deve avvenire in modo sincronizzato e simmetrico tra il lato destro e sinistro.

Questo avviene perché la funzione masticatoria si basa su un sistema articolare doppio, in cui i muscoli elevatori della mandibola (come il massetere e il temporale) agiscono contemporaneamente su entrambi i lati. Quando sollevano la mandibola, questi muscoli fanno leva sul cranio, che rappresenta il punto di partenza delle principali catene muscolari del corpo. Da lì, la forza si propaga lungo tutta la struttura corporea, attraverso la colonna vertebrale, raggiunge il bacino e si scarica a terra, influenzando l'intero assetto posturale.

In relazione a questo anche la forza esercitata dai muscoli che si occupano dell'assetto posturale può subire variazioni in presenza di malocclusioni, non solo in aree limitrofe ai muscoli della mandibola, ma anche in aree lontane come arti inferiori.

Studi elettromiografici hanno dimostrato che un'occlusione sbilanciata può causare un'attivazione muscolare asimmetrica, che si ripercuote sul tono muscolare delle catene posteriori, specialmente in zona lombare e dorsale. Le catene muscolari miofasciali collegano strettamente mandibola, rachide cervicale, colonna dorsale e bacino, fino ai piedi. Una disfunzione mandibolare può quindi influenzare l'equilibrio posturale globale, alterando la distribuzione delle forze di carico sugli arti inferiori e modificando la forza generata, per esempio, durante la deambulazione o lo sforzo atletico.

In ambito sportivo, è stato osservato che la correzione occlusale (mediante bite o ortottici funzionali) può migliorare non solo l'equilibrio posturale ma anche l'efficienza neuromuscolare, con conseguente incremento della forza espressa in esercizi come squat, salti o sprint. Allo stesso modo, una malocclusione può compromettere la coordinazione e

ridurre la capacità di generare forza massima o esplosiva, a causa di compensazioni neuromotorie in risposta all'instabilità oclusale.

Queste osservazioni supportano l'idea che la mandibola non agisce solo come componente masticatoria, ma come parte attiva di un sistema di regolazione neuro-mio-fasciale globale.

La sua posizione influisce direttamente sull'assetto della colonna vertebrale, sull'attivazione muscolare e, in definitiva, sulla capacità del corpo di generare forza in modo equilibrato e simmetrico.

ASSE ANTERIORE MIOFASCIALE (AMA)

L'asse anteriore miofasciale si occupa della stabilizzazione del capo attraverso l'interazione coordinata di muscoli e strutture fasciali che collegano la testa al tronco e alla colonna vertebrale. I muscoli del collo, come i muscoli sternocleidomastoidei e i muscoli scaleni, lavorano in sinergia con le fasce miofasciali che avvolgono queste strutture, consentendo un controllo posturale efficace e il mantenimento della posizione della testa. Inoltre, questo asse facilita la trasmissione delle forze tra il capo e il resto del corpo, migliorando la stabilità e permettendo movimenti fluidi e coordinati. Una corretta funzionalità dell'asse anteriore è essenziale per prevenire tensioni e disallineamenti, che possono portare a disfunzioni posturali.

Il collo rappresenta una regione muscolare altamente mobile, che, sebbene questa mobilità possa essere vantaggiosa, espone il segmento a potenziali rischi funzionali senza un adeguato supporto muscolare per garantire stabilità. È fondamentale considerare che il tronco encefalico ospita i centri respiratori, che regolano e mantengono il meccanismo respiratorio. Le lesioni vertebrali a livello di C1-C3 possono compromettere la funzionalità del diaframma, influenzando negativamente la ventilazione, mentre le lesioni tra C4 e C8 possono paralizzare i muscoli accessori della respirazione, rendendo inefficaci le espirazioni forzate e i riflessi come la tosse. Inoltre, le lesioni cervicali possono portare alla tetraplegia, a causa dell'interruzione delle vie nervose efferenti. Le forze esterne, come contusioni dirette, trazioni e accelerazioni, esercitano un impatto significativo sulla regione cervicale, che sostiene il peso della testa, che varia tra 4 e 6 kg negli adulti. Pertanto, è essenziale un sistema muscolare robusto per garantire la stabilità del tratto cervicale, sia nelle attività quotidiane che sportive. L'asse miofasciale anteriore svolge un ruolo cruciale nel contrastare le accelerazioni positive, che sono particolarmente dannose per la cervicale. Questa catena muscolare è organizzata su tre piani, originando dal manubrio dello sterno e dalla clavicola.

ASSE ANTERIORE MIOFASCIALE SUPERFICIALE (AMAS)

L'asse anteriore miofasciale superficiale è costituito da una rete di muscoli interconnessi che svolgono un ruolo cruciale nella stabilizzazione e nel movimento del capo.

- Il muscolo sternoioideo, bilaterale, ha origine dalla superficie interna del manubrio dello sterno e dalla clavicola, inserendosi sul margine inferiore dell'osso ioide, e funge da abbassatore per questo osso.
- Il muscolo genioioideo, parte del gruppo dei muscoli sopraioidei, ha origine dalla parte inferiore della spina mentale e si inserisce sulla faccia anteriore dell'osso ioide, contribuendo all'elevazione di questo osso e della mandibola, ed è innervato dal nervo iugloso.
- Il muscolo miloioideo, che ha origine dalla superficie interna della mascella, consente l'elevazione dell'osso ioide e della lingua durante la deglutizione, mentre il muscolo digastrico, composto da un ventre anteriore e uno posteriore, facilita l'abbassamento della mandibola.
- Il massetere, uno dei principali muscoli masticatori, è responsabile del sollevamento della mandibola e della generazione della forza occlusale, grazie alla sua struttura composta da un capo profondo e uno superficiale.
- Il muscolo temporale, anche coinvolto nella masticazione, ha origine dalla fossa temporale e si inserisce nel processo coronoideo della mandibola, contribuendo all'elevazione mandibolare.
- Il Platisma, un ampio muscolo situato lateralmente nel collo, si estende dal torace al viso e partecipa alla mobilizzazione della mandibola e alla tensione della pelle del collo.
- Il muscolo omoioideo è un muscolo bilaterale e asimmetrico che appartiene al gruppo dei muscoli sottoioidei. Questo muscolo è definito digastrico poiché è composto da due ventri collegati tra loro tramite un tendine. Il ventre inferiore ha origine medialmente all'incisura del margine superiore della scapola, dirigendosi in alto e medialmente per inserirsi nel tendine intermedio. Il ventre superiore, invece, si inserisce sul margine inferiore dell'osso ioide, posizionandosi lateralmente rispetto al muscolo sternoioideo. Inoltre, l'omoioideo tende la lamina pretracheale della fascia cervicale e svolge un ruolo nell'abbassamento dell'osso ioide.

La catena muscolare dell'asse anteriore superficiale presenta un'interruzione a livello mandibolare, il che implica che la sua continuità viene meno quando la bocca è aperta, creando una condizione di inoclusioni. Al contrario, in presenza di occlusione, quando la

mandibola è in contatto diretto con la mascella superiore, la continuità della catena è mantenuta, estendendosi fino all'area del muscolo temporale e dell'arco zigomatico, contribuendo così alla stabilizzazione del capo. In caso di malocclusione, si osserva una diminuzione della forza di elevazione mandibolare, poiché il sistema nervoso centrale percepisce la catena come incompleta (catena aperta), il che porta a una riduzione delle prestazioni muscolare generale. Contestualmente, si attiva un circuito secondario che coinvolge i piani muscolari dell'asse intermedia e profonda. Durante una buona occlusione, il serramento dentale attiva tutti e tre i piani del fascio anteriore; tuttavia, in condizioni di inoclusione o in presenza di patologie dell'articolazione temporo-mandibolare, tutti e tre i piani vengono comunque reclutati, ma con un'attivazione significativamente minore del piano superficiale, a causa dell'interruzione del contatto tra mandibola e mascella.

In situazioni di malocclusione o quando una persona è edentula, l'inefficienza della catena superficiale è compensata da un meccanismo secondario che coinvolge la lingua in uno stato di inoclusione. La lingua si solleva ed esercita una pressione sul palato, mentre il muscolo stiloglosso, insieme al muscolo stiloioideo e allo stilofaringeo, si attiva formando un asse muscolare che stabilizza non solo la lingua, ma anche l'osso ioide e la faringe. Inoltre, i muscoli massetere e temporale si contraggono in modo leggero, poiché l'occlusione è sostituita dalla lingua che preme contro il palato o l'arcata dentale superiore. Di conseguenza, la catena muscolare chiusa non è completamente soddisfatta; quindi, possiamo definire questa condizione come una catena "semi-chiusa", in quanto pur essendo presente, non raggiunge un'efficienza ottimale.

ASSE ANTERIORE MIOFASCIALE INTERMEDIO (AMAI)

I muscoli della catena intermedia dell'asse anteriore includono diverse strutture chiave per la funzionalità della lingua e della faringe.

- Il muscolo ioglosso, appartenente ai muscoli estrinseci della lingua, ha una forma quadrilatera e ha origine dal margine superiore del corpo dell'osso ioide, in sesso del grande corno. I fasci muscolari si dividono in due gruppi, dirigendosi in alto e in

avanti; i fasci posteriori si estendono trasversalmente fino al setto linguale, mentre i fasci medi decorrono obliquamente verso l'apice della lingua.

- Il muscolo genioglosso, anche parte dei muscoli estrinseci, ha origine da un tendine situato all'apofisi genico superiore, poco sopra il genio muscolo-ioideo. Questa inserzione è fondamentale per prevenire il ribaltamento interno della lingua, evitando così ostruzioni delle vie aeree. Il muscolo proietta la lingua in avanti, permettendo la protrusione dell'apice al di fuori della bocca. La contrazione simultanea delle sue due sezioni deprime la parte centrale della lingua, mentre la contrazione isolata fa spostare la lingua verso il lato opposto.
- Il muscolo stiloglosso, parte dei muscoli estrinseci, ha origine dalla superficie antero-laterale del processo stiloideo e dal legamento stilo-mandibolare. Dirigendosi verso il basso, si divide in una porzione longitudinale e una obliqua, entrambe che penetrano nella lingua e si uniscono al muscolo longitudinale inferiore.
- Il muscolo stilofaringeo, anche appartenente al palato molle e alla faringe, è lungo e sottile, con una struttura cilindrica nella parte superiore e appiattita nella parte inferiore. Ha origine dalla superficie mediale della base del processo stiloideo e si dirige lungo la parete laterale della faringe, espandendosi sotto la mucosa e inserendosi sulla cartilagine tiroidea. La sua contrazione è fondamentale per l'elevazione della faringe e della laringe.
- Il muscolo stiloioideo appartiene al gruppo dei muscoli sopraioidei e ha origine dalla superficie posteriore laterale del processo stiloideo dell'osso ioide. Si dirige verso il basso e in avanti, posizionandosi anteriormente rispetto al ventre posteriore del muscolo digastrico. Una volta diviso in due porzioni si inserisce sull'estremità laterale del corpo dell'osso ioide, situandosi sopra il muscolo omoioideo e circondando il tendine intermedio del muscolo digastrico.
- il muscolo tiroioideo, questo ha origine dalla linea obliqua sulla faccia laterale della cartilagine tiroidea e si inserisce sul margine inferiore dell'osso ioide. È innervato dal nervo ipoglosso e gioca un ruolo fondamentale nella deglutizione, poiché la sua contrazione favorisce l'abbassamento dell'osso iodico durante il processo di deglutizione. Questo muscolo è parte integrante sia del piano intermedio che di quello profondo dell'asse anteriore.

La catena intermedia è collegata con la catena profonda a livello della cartilagine tiroidea e cricoidea della laringe.

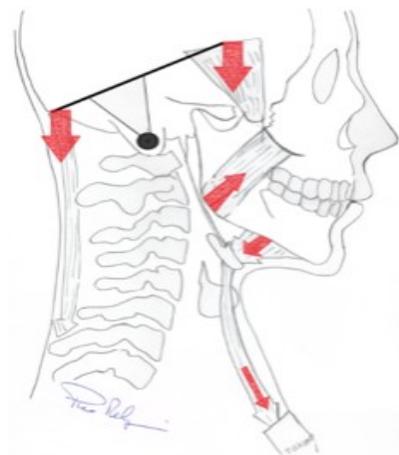
ASSE ANTERIORE MIOFASCIALE PROFONDA (AMAP)

Questa catena è composta dai muscoli della lingua e include nel piano profondo i muscoli circolari e longitudinali del faringe.

- Il muscolo salpingofaringeo, appartenente al palato molle e alla faringe, ha origine dalla parte inferiore della cartilagine della tuba uditiva, in corrispondenza dell'apertura faringea. Si dirige poi verso il basso, unendosi al muscolo palatofaringeo. La funzione del muscolo salpingofaringeo è quella di elevare la faringe e assistere il muscolo tensore del velo palatino nell'apertura della tuba uditiva durante la deglutizione, tirando l'estremità cartilaginea.
- Il muscolo palatofaringeo, anche parte del palato molle e della faringe, è composto da due fasci che si inseriscono sulla superficie superiore dell'aponeurosi palatina e sono separati dall'inserimento del muscolo elevatore del velo palatino. L'azione combinata del muscolo palatofaringeo e del muscolo elevatore del velo palatino permette di sollevare e portare avanti la faringe durante la deglutizione, riducendone la lunghezza e avvicinando anche gli archi palatofaringei.
- Il muscolo stilofaringeo è un altro componente importante di questa catena muscolare.

Nonostante la spinta verso l'alto generata dalla lingua possa simulare un'occlusione, essa non è sufficiente a contrastare le accelerazioni positive, poiché questa azione solleva sia il palato che la testa, contribuendo quindi all'effetto dell'accelerazione positiva. Per opporsi a questa forza, intervengono i muscoli massetere e temporale, che fanno parte dell'asse superficiale, insieme all'attivazione della catena muscolare profonda.

Queste strutture muscolari consentono al sistema nervoso centrale di rilevare la posizione del capo e delle spalle, permettendo una risposta rapida a eventuali instabilità. Tale riscontro è fondamentale per il riequilibrio del sistema posturale, attivando muscoli specifici. Riequilibrare il sistema tonico-posturale non implica solo il ripristino della stabilità, ma, grazie a questo meccanismo, permette anche di esprimere una maggiore forza muscolare quando necessario.



FORZA

Cos'è una forza in fisica?

In fisica, una forza è tutto ciò che può:

- cambiare lo stato di moto o di quiete di un corpo (definizione dinamica), oppure
- deformare un corpo (definizione statica).

La forza si rappresenta con un vettore, cioè ha:

- una direzione,
- un verso,
- una grandezza (intensità),
- un punto di applicazione.

L'unità di misura nel Sistema Internazionale è il newton (N).



Classificazione generale delle forze:

Le forze si distinguono in molti modi a seconda di come agiscono. Ecco le principali categorie:

Forze reali vs. forze apparenti

- Reali (effettive): sono quelle che esistono indipendentemente dal sistema di riferimento, come la gravità o una spinta, perché provocano un'accelerazione misurabile indipendentemente dal sistema di riferimento.

- Apparenti (o fittizie): sembrano esserci solo quando si osserva il moto da un sistema in movimento (es. sentirsi spinti indietro in un'auto che parte).

Forze conservative vs. dissipative

- Conservative: non "sprecano" energia (es. gravità, forze elastiche). L'energia si conserva sotto forma di energia potenziale.
- Dissipative: disperdono energia, ad esempio in calore (es. attrito, resistenza dell'aria).

Forze di contatto vs. a distanza

- Di contatto: agiscono solo quando i corpi si toccano (es. attrito, spinta).
- A distanza: agiscono anche senza contatto diretto (es. gravità, forza elettrica).

I principali tipi di forza sono:

- Forza gravitazionale: attrazione tra masse (es. peso di un oggetto).
- Forza elettrica (Coulombiana): tra cariche elettriche.
- Forza magnetica: agisce tra magneti o su cariche in movimento.
- Forza elastica: riportare un corpo alla sua forma (es. molla).
- Forza di attrito: si oppone al moto tra superfici a contatto.
- Forza centripeta e centrifuga: legate ai moti circolari.
- Forza di Coriolis: appare nei sistemi in rotazione, come la Terra.
- Forze nucleari: tengono uniti i protoni e i neutroni nel nucleo (molto forti ma a corto raggio).
- Forze impulsive: molto intense ma brevissime nel tempo (es. urti).
- Forza d'inerzia: forza "fittizia" che si introduce nei sistemi non fermi per spiegare certi effetti.

Una forza è ciò che provoca un cambiamento di movimento o forma in un oggetto. In fisica ne esistono molti tipi, ciascuno con caratteristiche specifiche, ma tutti seguono le leggi della dinamica, come quelle di Newton.

LA FORZA MUSCOLARE

La forza, in ambito sportivo e fisiologico, non è un concetto semplice né uniforme. Esistono infatti numerose tipologie di forza, ognuna legata a diverse forme di lavoro e tensione muscolare, che a loro volta dipendono da molteplici fattori. Per questo motivo, quando si parla di “forza”, non si può pensare a una definizione unica e rigida: è necessario considerare le sue diverse modalità di espressione.

Prima di analizzare nel dettaglio le varie forme in cui la forza può manifestarsi, è importante fare una distinzione fondamentale: quella tra forza generale e forza speciale.

- La forza generale riguarda la capacità muscolare globale del corpo, cioè la forza espressa da tutti i gruppi muscolari, indipendentemente dal tipo di sport praticato.
- La forza speciale, invece, è legata a uno sport specifico e si riferisce alla forza espressa in movimenti o azioni particolari che coinvolgono determinati gruppi muscolari in modo mirato.

In pratica, la forza non si manifesta mai in una forma "pura" o isolata, ma sempre come combinazione di più fattori fisici e muscolari. Ogni disciplina sportiva mette in gioco queste componenti in modo diverso, creando un insieme unico di richieste fisiche e tecniche.

Le tipologie di forza muscolare si distinguono in forza massimale e forza rapida o esplosiva.

FORZA MASSIMALE

La forza massimale è definita come la massima quantità di forza che il sistema neuromuscolare è in grado di esprimere attraverso una contrazione volontaria. Essa rappresenta il limite superiore della capacità contrattile muscolare e costituisce una componente fondamentale delle prestazioni atletiche in molte discipline sportive.

Un livello superiore alla forza massimale è rappresentato dalla forza estrema, la quale comprende, oltre alla forza massima esprimibile volontariamente, anche le riserve di forza reclutabili solo in condizioni eccezionali (es. situazioni di pericolo o stati ipnotici). La differenza tra forza estrema e forza massimale viene identificata come deficit di forza. Tale

deficit varia in funzione del livello di allenamento: può raggiungere il 30% nei soggetti non allenati, mentre negli atleti altamente allenati si riduce fino al 10%.

Il deficit di forza può essere misurato confrontando le prestazioni ottenute in contrazioni isometriche massimali con quelle prodotte da stimolazioni elettriche massime, oppure analizzando la differenza tra forza isometrica ed eccentrica. Un'elevata discrepanza tra questi valori suggerisce un basso livello di allenamento neuromuscolare.

Distinzioni all'interno della forza massimale:

La forza massimale si suddivide in due principali categorie:

- Forza massimale statica: è la massima forza che può essere esercitata contro una resistenza inamovibile, senza che si verifichi movimento articolare (es. contrazione isometrica).
- Forza massimale dinamica: si manifesta durante il movimento e si distingue ulteriormente in:
 - concentrica (o positiva): il muscolo si accorcia superando una resistenza;
 - eccentrica (o negativa): il muscolo si allunga contrastando un carico.

Generalmente, la forza statica risulta superiore a quella dinamica, poiché il massimo sviluppo della forza può essere raggiunto solo quando il carico e la forza contrattile si equilibrano perfettamente.

Fattori determinanti della forza massimale:

La forza massimale è influenzata da tre componenti principali:

1. Sezione trasversa fisiologica del muscolo: maggiore è il diametro del muscolo, maggiore è la quantità di unità contrattili e maggiore è la sua capacità di generare forza.
2. Coordinazione intermuscolare: riguarda la sinergia tra i diversi muscoli coinvolti nell'esecuzione di un determinato movimento.
3. Coordinazione intramuscolare: si riferisce all'efficienza con cui le unità motorie all'interno di un singolo muscolo vengono attivate.

L'allenamento finalizzato allo sviluppo della forza massima può agire su ciascuna di queste componenti. In particolare, esercitazioni con carichi elevati e di breve durata (soprattutto in modalità concentrica ed eccentrica) favoriscono l'adattamento neuromuscolare migliorando in particolare la coordinazione intramuscolare, con incrementi di forza senza significativi aumenti della massa muscolare. Questo aspetto è particolarmente rilevante negli sport in cui è richiesto uno spostamento rapido del proprio corpo (es. salto in alto).

Aspetti energetici della forza massima:

Dal punto di vista biochimico, la produzione della forza massima si basa sull'utilizzo di fonti energetiche a rapido consumo, in particolare ATP e creatinfosfato (CP). Queste riserve permettono lo sviluppo di forze elevate per tempi molto brevi (pochi secondi). Tuttavia, un prolungato sforzo massimale porta rapidamente a un'accumulazione di metaboliti (come l'acido lattico) e all'acidosi intracellulare, determinando una rapida riduzione della performance, specialmente in condizioni submassimali.

FORZA RAPIDA O ESPLOSIVA

La forza rapida può essere definita come la capacità del sistema neuromuscolare di generare tensione muscolare nel minor tempo possibile, al fine di muovere il corpo, sue parti, oppure oggetti esterni (es. attrezzi sportivi), con la massima velocità. Essa rappresenta una componente determinante della performance in tutte quelle discipline che richiedono azioni esplosive, balistiche o di accelerazione immediata.

All'interno dello stesso individuo, la forza rapida può manifestarsi in modo non omogeneo tra i diversi distretti corporei. È possibile, ad esempio, osservare soggetti con elevata forza rapida a livello degli arti superiori ma con limitata espressività negli arti inferiori, o viceversa. Tale eterogeneità è da ricondurre a fattori legati alla struttura muscolare, all'allenamento specifico e alle modalità di controllo motorio.

Il ruolo del sistema nervoso centrale:

La produzione di forza rapida è fortemente dipendente dall'efficienza dei programmi motori centrali, ovvero sequenze di attivazione neuromuscolare predefinite e immagazzinate nel sistema nervoso centrale. Questi programmi variano tra soggetti dotati e meno dotati: i primi tendono a possedere programmi di attivazione brevi, caratterizzati da un rapido invio di impulsi ai muscoli principali coinvolti nel movimento. Al contrario, nei soggetti meno performanti si osservano programmi lunghi, con attivazioni più lente e meno efficienti (Bauersfeld & Voß, 1992).

I programmi motori brevi si contraddistinguono per:

- una marcata fase di pre-attivazione;
- una ripida salita dell'attività elettromiografica nella fase iniziale del movimento;
- una distribuzione dell'attivazione concentrata nella prima metà della fase di lavoro;
- una buona sinergia tra i muscoli principali coinvolti.

Tali caratteristiche determinano una maggiore reattività dei fusi neuromuscolari e favoriscono l'incremento di stiffness ed elasticità muscolare, elementi essenziali per eseguire movimenti rapidi e potenti. In presenza di programmi lunghi, al contrario, le fasi di pre-attivazione sono assenti o poco marcate, e la sequenza di attivazione risulta più frammentata, con plateaux e riduzioni intermittenti dell'attività contrattile.

RELAZIONE TRA FORZA MASSIMA E FORZA RAPIDA

In passato, si riteneva che la forza rapida fosse direttamente correlata alla forza massima, in particolare alla forza isometrica (Bührlé & Schmidbleicher, 1981). Tuttavia, evidenze più recenti suggeriscono una visione più articolata, secondo cui la relazione tra le due tipologie di forza varia a seconda del contesto biomeccanico e dell'entità del carico.

In situazioni di carichi bassi, la forza rapida dipende in misura minore dalla forza massima, mentre con l'aumento del sovraccarico, la dipendenza dalla forza massima cresce sensibilmente. Ad esempio, Werchoshanskij (1978) dimostra come nella flessione del

gomito con un carico pari al 13% della forza massima, la velocità del movimento sia correlata alla forza massima per il 39%; tale correlazione sale al 71% con un carico pari al 51% del massimale.

Altri determinanti della forza rapida:

Oltre alla forza massima, ulteriori fattori influenzano la forza rapida:

- Struttura e composizione delle fibre muscolari: in particolare, la percentuale di fibre a contrazione rapida (fibre FT, tipo IIb) incide significativamente sulla velocità di sviluppo della forza.
- Coordinazione intermuscolare ed intramuscolare: l'efficacia del reclutamento e della sincronizzazione delle unità motorie è cruciale per esprimere elevati livelli di forza in tempi ridotti.
- Pattern di attivazione neuromuscolare: la capacità del sistema nervoso di generare impulsi intensi, rapidi e coordinati influisce sulla pendenza della curva forza-tempo.

La forza rapida rappresenta un'espressione altamente specifica della funzione neuromuscolare, influenzata da una combinazione di fattori strutturali, funzionali e neurali. Il suo sviluppo richiede strategie di allenamento mirate, in grado di stimolare sia la componente neuromuscolare che quella coordinativa, con particolare attenzione alla qualità del gesto e alla velocità di esecuzione.

Relazione tra forza massimale e forza rapida

La relazione tra forza massimale e velocità di movimento è influenzata dal carico che deve essere spostato. Con l'aumento della massa da muovere, cresce anche la correlazione tra la forza massima e la velocità di esecuzione del movimento. In altre parole, la capacità di esprimere forza rapida aumenta in modo significativo quando si sollevano carichi maggiori, rendendo la forza massimale un fattore determinante nei movimenti ad alta velocità, soprattutto quando si trattano resistenze elevate.

In particolare, la ripidità di salita della curva forza-tempo (ossia la velocità con cui viene sviluppata la forza in un determinato intervallo di tempo) rappresenta un parametro chiave

per la valutazione della forza rapida, anche definibile come rapidità aciclica. Tale rapidità dipende da tre fattori principali:

1. Il programma motorio

Il programma motorio si riferisce alla successione temporale degli impulsi elettrici inviati dal sistema nervoso per attivare i muscoli necessari al movimento. Questi programmi sono cruciali nei movimenti balistici, che richiedono una massima velocità di esecuzione e sono caratterizzati da un periodo iniziale breve, una velocità di esecuzione massima e l'impossibilità di correggere il movimento durante la sua esecuzione (Tidow, Wiemlann, 1993).

I movimenti che richiedono forza rapida, come quelli esplosivi o aciclici, sono controllati da programmi motori brevi, che si distinguono per la velocità e l'intensità dell'attivazione muscolare. I movimenti che coinvolgono un breve tempo di contatto con il suolo (ad esempio, nel salto) presentano tempi di attivazione inferiori a 170 millisecondi, mentre movimenti con programmi motori lunghi mostrano tempi di contatto più lunghi (Bauersfeld, Voß, 1992).

2. Tipi di fibre muscolari coinvolte

Il grado di espressione della forza rapida è strettamente legato alla composizione delle fibre muscolari. Le fibre a contrazione rapida (fibra di tipo II) sono determinanti per la velocità di contrazione muscolare. Queste fibre, che si suddividono in tipi IIa, IIb e IIc, variano per la velocità di contrazione: le fibre di tipo IIb sono quelle che mostrano il più rapido tempo di contrazione e la maggiore velocità di movimento. La selezione e l'allenamento di queste fibre è cruciale per migliorare le prestazioni in attività che richiedono forza rapida (Bosco, Komi, 1979).

3. Forza contrattile delle fibre muscolari reclutate

La forza contrattile delle fibre muscolari è anch'essa un fattore determinante. La sezione trasversa delle fibre muscolari, in particolare delle fibre di tipo IIb, influenza la capacità del muscolo di generare una tensione rapida ed elevata. La dimensione delle fibre muscolari,

insieme alla loro velocità di contrazione, gioca un ruolo centrale nel determinare la capacità di eseguire movimenti veloci.

Forza iniziale e forza esplosiva

Nel contesto della forza rapida, si distinguono due concetti fondamentali: forza iniziale e forza esplosiva.

- Forza iniziale: rappresenta la capacità di generare un incremento rapido della curva forza-tempo all'inizio della contrazione muscolare. È essenziale per movimenti che richiedono una velocità iniziale elevata, come nel caso degli sprint o dei salti. La forza iniziale dipende principalmente dalla capacità di reclutare rapidamente un numero elevato di unità motorie all'inizio della contrazione, facendo uso di programmi motori brevi (vedi punto 1). La forza iniziale è relativamente indipendente dalla forza massimale, ma influisce significativamente sulla performance in movimenti esplosivi.
- Forza esplosiva: si riferisce alla capacità di raggiungere il più rapido incremento possibile della curva forza-tempo durante tutta la durata del movimento. La forza esplosiva è determinata dalla rapidità di contrazione delle unità motorie, dalla quantità di unità motorie reclutate simultaneamente e dalla forza contrattile delle fibre muscolari coinvolte. In questo caso, la forza massimale diventa un fattore determinante, poiché il sovraccarico deve essere accelerato. La forza esplosiva, quindi, dipende anche da quanto forte il sistema neuromuscolare è in grado di essere in grado di esprimere sotto carico.

Dominio della forza rapida e sovraccarico:

La relazione tra forza iniziale, forza esplosiva e forza massimale si manifesta a seconda del grado di opposizione(resistenza) al movimento. Quando le resistenze sono basse, la forza iniziale predomina, ma con l'aumentare della resistenza, la forza esplosiva diventa dominante, fino a raggiungere il dominio della forza massimale nei movimenti che incontrano resistenze molto elevate (Letzelter, 1978).

Implicazioni per l'allenamento:

La forza rapida, come dimostrato, è fortemente influenzata da fattori specifici all'allenamento e allo sport praticato (Duchateau, 1992). Pertanto, l'allenamento della forza rapida non solo implica il potenziamento della forza massima, ma richiede anche una stimolazione mirata della velocità di contrazione, del reclutamento muscolare e della coordinazione neuromuscolare, con particolare attenzione all'adattamento delle fibre a contrazione rapida.

DINAMOMETRO

“Si designa con tal nome ogni apparecchio destinato a misurare una forza. Più precisamente un dinamometro fornisce la misura statica della forza, opponendo a questa una reazione statica; mentre la misura dinamica si compie valutando l'accelerazione comunicata dalla forza a una data massa, e perciò opponendo a essa una reazione dinamica che è la forza d'inerzia”.

STORIA DEL DINAMOMETRO

Il dinamometro, dispositivo ideato dall'ingegnere francese Edmé Régnier L'Aîné (1751–1825), rappresenta una pietra miliare nella storia della misurazione della forza muscolare. Nato a Semur-en-Auxois, Régnier divenne noto per la sua versatilità ingegneristica, spaziando dalla progettazione di armi alla creazione di strumenti scientifici innovativi. Nel contesto delle ricerche sulla forza fisica, fu incoraggiato da Philippe Guéneau de Montbéliard e Georges-Louis Leclerc, conte di Buffon, a sviluppare un dispositivo che permettesse di confrontare la forza muscolare tra individui e specie diverse. Il risultato di questo lavoro fu il dinamometro, presentato al pubblico nel 1798 .

Il dinamometro di Régnier si distingue per la sua struttura a doppio arco in acciaio temprato, configurato come una "balestra ellittica". Questo design consente di misurare sia forze di trazione che di compressione, a seconda dell'orientamento dell'arco. Il dispositivo è dotato di un quadrante in ottone con due scale graduate: una per la "forza delle mani" (pressione)

e una per la "forza delle reni" (trazione), permettendo così di valutare la forza muscolare in modo preciso e versatile.

Il dinamometro fu utilizzato non solo per misurare la forza umana, ma anche per valutare la potenza di animali da tiro, come i cavalli, e per determinare la resistenza di macchine e veicoli. La sua applicazione si estendeva anche alla valutazione della forza di trazione degli animali, come evidenziato dallo studio del naturalista François Péron, che nel periodo 1800–1804 utilizzò il dinamometro per confrontare la forza fisica degli indigeni delle terre australi con quella degli europei

Un esemplare di questo strumento storico è conservato nel Museo dell'Arma di Parigi, testimoniando l'importanza e la diffusione del dinamometro di Régnier nel contesto scientifico e culturale dell'epoca.



Più tardi nel tempo troviamo il dinamometro di Longoni, invece, che rappresenta un'evoluzione successiva di questo strumento. Costruito dall'italiano Longoni, questo modello presenta una piastra semicircolare in ottone con due scale graduate: la "Scala del tirare", per misurare la forza delle mani, e la "Scala di pressione", per valutare la forza delle reni, ovvero le spalle. La struttura consente di misurare la forza sia in compressione che in trazione, adattandosi così a diverse esigenze di valutazione della forza muscolare.

Entrambi gli strumenti, sebbene appartenenti a periodi e contesti diversi, riflettono l'evoluzione della misurazione della forza fisica e il continuo interesse scientifico per comprendere e quantificare le capacità muscolari.

DINAMOMETRO OGGI

I dinamometri sono strumenti fondamentali per la misurazione della forza in vari ambiti scientifici e industriali. A seconda del principio di funzionamento e dell'applicazione specifica, esistono diverse tipologie di dinamometri, ognuna con caratteristiche peculiari. Di seguito, una panoramica delle principali categorie, supportata da riferimenti scientifici e tecnici.

1. Dinamometri a molla (meccanici)

Questi strumenti si basano sulla legge di Hooke, secondo cui la deformazione di una molla è direttamente proporzionale alla forza applicata. Quando una forza agisce sulla molla, essa si deforma, e la lettura della forza viene effettuata osservando l'escursione della molla su una scala graduata. Tali dinamometri sono ampiamente utilizzati per misurazioni rapide e in situazioni in cui la precisione assoluta non è critica.



2. Dinamometri elettronici

Questi dispositivi impiegano sensori elettronici, come celle di carico o estensimetri, per misurare la deformazione causata dalla forza applicata. La deformazione modifica la resistenza elettrica del sensore, generando un segnale che viene convertito in una lettura

digitale. I dinamometri elettronici offrono alta precisione e la possibilità di registrare e analizzare i dati in tempo reale.



3. Dinamometri di trazione

Progettati per misurare forze di trazione, questi strumenti sono utilizzati per testare la resistenza di materiali come fili, catene o cavi. Spesso integrano celle di carico o meccanismi a molla per determinare la forza applicata durante la trazione. Sono essenziali in applicazioni dove la sicurezza e l'affidabilità dei materiali sono cruciali.

4. Dinamometri di torsione

Utilizzati per misurare la coppia torcenti, questi dinamometri sono impiegati in test su alberi, perni e altri componenti soggetti a torsione. Funzionano rilevando la deformazione angolare causata dalla coppia applicata. I dinamometri di torsione sono fondamentali per valutare la resistenza alla torsione di materiali e componenti meccanici.

5. Dinamometri di compressione

Questi strumenti misurano le forze di compressione, ovvero la spinta esercitata su un materiale. Sono utilizzati in prove di carico su strutture, materiali da costruzione e

componenti meccanici. I dinamometri di compressione possono essere dotati di celle di carico o meccanismi a molla per determinare la forza applicata durante la compressione.

6. Dinamometri idraulici

Questi dispositivi utilizzano il principio della dissipazione dell'energia tramite attrito in un fluido per misurare la potenza. Un esempio è il dinamometro idraulico, che impiega un fluido per assorbire l'energia meccanica e determinare la potenza sviluppata. Sono impiegati in test su motori e macchine per valutare la potenza erogata.

7. Dinamometri a corrente parassita

Questi dinamometri sfruttano il fenomeno dell'induzione elettromagnetica per misurare la potenza. Un disco rotante immerso in un campo magnetico genera correnti parassite che producono un momento torcenti opposto alla rotazione. La potenza sviluppata può essere determinata misurando l'energia dissipata.

8. Dinamometri a freno di Prony

Inventati da Gaspard de Prony, questi dinamometri utilizzano l'attrito tra blocchi di legno e una puleggia per misurare la potenza. La coppia torcenti è determinata dalla forza di attrito generata tra i blocchi e la puleggia. Sebbene siano tra i più semplici, offrono una buona precisione in condizioni controllate.

La scelta del tipo di dinamometro dipende dalle specifiche esigenze dell'applicazione.

Occorre che abbia:

Accuratezza: È la vicinanza tra il valore misurato e il valore reale o vero della grandezza. Se misuri una forza che in realtà è 50 N e il tuo strumento indica 50,1 N, la misura è accurata. L'accuratezza comprende sia la precisione sia l'assenza di errori sistematici.

Precisione: è la ripetibilità delle misure, ovvero quanto i valori ottenuti sono concordi tra loro, indipendentemente dalla loro vicinanza al valore vero. Se misuri più volte e ottieni sempre 52 N, sei preciso ma non accurato.

I dinamometri meccanici sono ideali per misurazioni rapide, mentre quelli elettronici offrono alta precisione, accuratezza e capacità di analisi avanzate. I dinamometri specializzati, come quelli di trazione, torsione e compressione, sono essenziali per test specifici su materiali e componenti. La comprensione delle caratteristiche e dei principi di

funzionamento di ciascun tipo di dinamometro è fondamentale per applicarli correttamente nelle rispettive aree di utilizzo.

Nello specifico, per effettuare la valutazione della forza nel test che ho scelto nella mia tesi, ho utilizzato un dinamometro digitale PCE 500 (PCE Instruments), che rientra nella categoria dei dinamometri elettronici.

SCOPO DELLA TESI

L'obiettivo di questa tesi è stato quello di valutare se e come la variabile oclusale influenza la forza muscolare.

MATERIALI E METODI

Criteri di inclusione:

- Soggetti allenati e non allenati
- Soggetti maggiorenni di età compresa tra 19 e 28 anni
- Soggetti di sesso maschile e femminile
- Soggetti che hanno firmato il consenso informato ed accettato il protocollo

Criteri di esclusione:

- Soggetti minorenni
- Soggetti in terapia per patologie croniche come ad esempio diabete, patologie tiroidee o altre
- Portatori di apparecchi odontoiatrici in uso, bite
- Soggetti con patologie acute di ogni tipo, ad esempio ascessi e dolori di natura muscolare e non muscolare
- Soggetti in terapia o trattamenti odontoiatrici in corso
- Soggetti con infortuni di natura muscolare riguardante l'arto interessato dal test

Materiale utilizzato:

I test di forza sulla flessione della gamba sono stati eseguiti mediante l'utilizzo di un dinamometro digitale PCE 500 (PCE Instruments) e un software fornito dalla casa PCE, collegato tramite porta USB a un computer portatile.

Specifiche tecniche del dinamometro:

precisione: $\pm 0,1$ % del range di misura

zona gravitazionale: regolata manualmente

Unità di misura N, g, lb, oz, kg, kgf, lbf, ozf

Calibrazione: possibile con peso esterno F2

Sovraccarica max.: +/- 20% oltre il range di misura

Frequenza: di 10 valori / sec. o 40 valori / sec.

Funzioni di misura: misura di trazione e compressione / funzione PEAK (MIN - MAX Hold) /
misura con valori limite / misura in tempo reale con software

Display: display grafico 61 x 34 mm / orientamento automatico del display /
retroilluminazione

Menù: multilingue: inglese / tedesco / spagnolo

Memoria: memoria interna e memory card mini-SD. (la memoria interna è limitata per 6.400
misure archiviate)

Archiviazione: manuale - premendo un pulsante automatica - 0,025 s - 99,9 s (regolabile)

RS-232 a 9-poli e USB

Interfaccia Opzionale: uscita contatto MIN / MAX / OK (vedere sotto) + 1 ingresso

Software: software per valutazione e controllo incluso

Condizioni ambientali: - 10 °C. 40 °C

Alimentazione: 4x batterie Ni-MH 2700 mAh AA (sostituibili) o con alimentatore ~230 V/12
V; 1,2 A incluso, funzione di auto spegnimento regolabile

Durata batterie: ca. 20 ore (senza retroilluminazione ca. 45 ore)

Dimensioni strumento: 210 x 110 x 40 mm

Dimensioni cella di carico interna: 11 mm lunghezza, M6 x 9 mm

Lunghezza cavo della cella di carico esterna: ca. 3 m.

Peso senza cella di carico: ca. 400 g (senza batterie)

Identificazione Attraverso numero di serie Normative Certificato DIN EN ISO

Ciascun soggetto è stato inoltre sottoposto a visita gnatologica.

Per l'elaborazione dei dati statistici ho utilizzato: Excel 2013

IL CAMPIONE

Sono stati condotti test su un campione di 17 soggetti, comprendente sia maschi che femmine, con un'età media variabile tra 19 e 28 anni. I partecipanti sono stati selezionati in base a criteri specifici di inclusione ed esclusione. Attraverso l'utilizzo di una scheda anagrafica, sono stati registrati dati quali nome, cognome, età, altezza e peso, insieme a eventuali note rilevanti. Inoltre, è stato valutato il numero di ore dedicate all'attività fisica settimanale tramite un questionario che includeva domande riguardanti sia aspetti gnatologici che sportivi. Gli atleti hanno anche fornito informazioni sui traumi subiti e sulle eventuali recidive.

PROTOCOLLO DEL TEST

Per il test condotto sui 17 campioni, i soggetti sono stati posizionati in posizione seduta sul macchinario leg extension. L'imbottitura cilindrica è stata posizionata appena al di sopra della caviglia dell'atleta e regolata affinché l'angolo di lavoro del ginocchio fosse di 90°. Il dinamometro ha rilevato la forza espressa dei muscoli della coscia attraverso una catena di metallo legata all'anima metallica dell'imbottitura per garantire stabilità e coerenza nella misurazione. Durante le prove l'atleta, spingendo la tibia contro l'imbottitura cilindrica bloccata, ha eseguito un lavoro di contrazione isometrica dei muscoli flessori della gamba (quadricipiti femorali) dell'arto inferiore dominante, mentre l'altro arto stazionava in condizioni di riposo.

I valori della forza sono stati registrati per mezzo di un dinamometro collegato ad un computer portatile.

Durante le prove erano presenti due operatori: il primo addetto al funzionamento del dinamometro tramite la gestione del software al pc, il secondo deputato al controllo posturale del soggetto.

Sono state effettuate un totale di nove prove, tre per variabile occlusale (Bocca aperta (APE), Serramento forzato volontario dei denti (CLE), Serramento forzato volontario di un rullo di cotone (COT)

Al via dell'operatore, il soggetto veniva invitato ad esprimere una forza esplosiva immediata, espressa per mezzo di una contrazione muscolare di tipo isometrico, e a mantenere la tensione muscolare fino al segnale di stop dell'operatore, dopo 5 secondi dal via.

Le prove per variabile occlusale sono state effettuate secondo una successione stocastica, stabilito al fine di scongiurare fenomeni mascheranti quali l'apprendimento motorio o l'insorgenza della stanchezza muscolare.

Tra una prova e l'altra abbiamo osservato un tempo di attesa di circa 1 minuto, in modo tale da accertare un sufficiente recupero muscolare. Il minuto veniva trascorso camminando in modo da adattare il soggetto al cambiamento della variabile occlusale.

VARIABILI OCCLUSALI

I test di forza sono stati eseguiti con le seguenti tre variabili occlusali:

- CLE: occlusione dentale forzata;
- APE: condizione inoclusale (senza variabile occlusale);
- COT: occlusione dentale forzata con l'utilizzo di cotone inserito tra le arcate.



VISITA GNATOLOGICA

Il professor Malpezzi si è poi occupato di visitare i campioni sottoponendoli ad una elettromiografia (EMGs) e ad una scansione orale.

ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE (EMGs)

L'elettromiografia di superficie (EMGs) in ambito odontoiatrico rappresenta uno strumento diagnostico mirato alla quantificazione dei conflitti occlusali, analizzando l'impatto del contatto dentale sull'attivazione dei muscoli masticatori. Questa metodica è apprezzata per la sua semplicità, assenza di dolore e capacità di fornire risultati immediati e confrontabili nel tempo.

Durante l'esame, vengono applicati elettrodi bipolari monouso sulla superficie cutanea, posizionati nel corrispondente ventre dei muscoli masseteri superficiali, dei temporali anteriori, dello sternocleidomastoideo (S.C.O.M.) e dei muscoli trapezi, al fine di ridurre il cross talk (interferenze elettriche da muscoli adiacenti). Viene inoltre utilizzato un elettrodo monopolare di riferimento per stabilire il punto di zero elettronico. Il muscolo temporale anteriore è responsabile della funzione nella regione anteriore del piano occlusale, comprendenti incisivi, canini e premolari, mentre l'elettrodo sul massetere rileva l'attività nella parte posteriore, associata ai molari.

I parametri analizzabili mediante l'elettromiografia includono:

- 1) il coefficiente di sovrapposizione (P.O.C.), che rappresenta una percentuale del potenziale elettrico dei muscoli temporali e masseteri; un valore inferiore all'80% suggerisce un predominio di un muscolo sull'altro, indicando asimmetria funzionale.
- 2) Il coefficiente di asimmetria, che misura la differenza del carico occlusale tra l'arcata destra e sinistra; valori superiori al 20% possono essere correlati a vertigini oggettive.
- 3) Il coefficiente di attivazione, che riflette il carico occlusale antero-posteriore; un sovraccarico nella regione anteriore attiverà i muscoli temporali, mentre un carico eccessivo nella parte posteriore attiverà i muscoli masseteri, con un intervallo fisiologico tra 0 e 10%.

4) il torque, che rappresenta la misura della torsione a cui la mandibola è sottoposta durante il serramento. Un valore positivo indica una predominanza di carico verso l'articolazione temporo-mandibolare (A.T.M.) destra, mentre un valore negativo suggerisce un predominio verso l'A.T.M. sinistra.

Il campione è stato sottoposto a questo esame seguendo rigorosamente le procedure di protocollo, con l'intento di ridurre al minimo i margini di errore. Per garantire una maggiore precisione nell'esame e prevenire problemi nell'applicazione degli elettrodi, ai partecipanti maschi è stato richiesto di accorciare o rimuovere la barba, se possibile. Sono stati utilizzati esclusivamente elettrodi monouso per ogni misurazione.

SCANNERIZZAZIONE INTRAORALE 3D

Lo scanner intraorale è un dispositivo medico-odontoiatrico progettato per generare in pochi minuti una rappresentazione tridimensionale delle arcate dentali. Questo strumento, dotato di un manipolo, viene applicato direttamente sulle superfici dentali e sulle mucose orali e si collega a un computer per fornire immagini 3D ad alta definizione su monitor.

All'interno del manipolo, particolari componenti acquisiscono immagini a una velocità di sedici fotogrammi al secondo, trasmettendo i dati al computer, il quale, tramite un software dedicato, ricostruisce un modello mesh tridimensionale delle arcate dentali. Si tratta di acquisizioni fotografiche, escludendo l'uso di radiazioni. Il



dispositivo emette un fascio di luce polarizzata che rileva le forme e le inclinazioni dei denti a contatto. Le informazioni ottenute possono essere impiegate per vari scopi diagnostici e terapeutici.

Questo metodo è meno invasivo, riducendo la possibilità di errori e garantendo risultati superiori in odontoiatria. Per la scansione intraorale del campione analizzato, è stato utilizzato lo scanner "Carestream CS 3600", collegato a un computer per la visualizzazione

delle immagini 3D. Dopo ogni trattamento, il dispositivo intraorale è stato scrupolosamente disinfettato, mantenendo elevati standard di igiene.

ANALISI STATISTICA DEI DATI RELATIVI ALLA FORZA RACCOLTI DAL DINAMOMETRO

Per l'analisi dei dati acquisiti tramite il dinamometro, abbiamo effettuato il trasferimento dei valori ottenuti dal software in un foglio di calcolo Excel, registrando tutte e nove le esecuzioni dell'esercizio effettuato da ciascun soggetto.

Questa fase ci ha permesso di avviare un'analisi statistica dettagliata. Una volta calcolate le medie delle ripetizioni per ogni variabile oclusale, abbiamo determinato i valori di forza massima e calcolato la forza esplosiva per ogni soggetto, mantenendo la distinzione in base alle diverse variabili oclusali. Questo approccio ha facilitato la valutazione dell'influenza delle condizioni oclusali sulla forza espressa durante il test.

Successivamente, abbiamo calcolato la deviazione standard e il coefficiente di variazione sui risultati ottenuti, al fine di affinare ulteriormente l'analisi conclusiva e garantire un'interpretazione più accurata dei dati.

IL COEFFICIENTE DI VARIAZIONE

Il coefficiente di variabilità, comunemente abbreviato come CV, rappresenta una misura statistica fondamentale che quantifica la dispersione relativa di un insieme di dati rispetto alla loro media aritmetica. Questo indicatore è calcolato come il rapporto tra la deviazione standard, che riflette il grado di variazione dei dati, e la media aritmetica stessa. Il risultato è quindi espresso in forma percentuale, consentendo di valutare la variabilità dei dati in relazione alla loro grandezza. Un CV più alto indica una maggiore dispersione rispetto alla media, mentre un CV basso suggerisce che i dati sono più concentrati intorno alla media. Questa misura è particolarmente utile per confrontare la variabilità di diversi set di dati, anche quando le loro scale di misura sono diverse.

Per ottimizzare la leggibilità e l'interpretazione dei dati, i valori del coefficiente di variazione (CV) sono stati moltiplicati per 1000 e presentati come unità adimensionali. Questa operazione si rivela vantaggiosa perché amplifica la scala dei valori, rendendo più facile la loro comprensione. In contesti specifici, soprattutto quando i valori iniziali risultano molto bassi, questa strategia può rendere i coefficienti di variazione più intuitivi. Ad esempio, un CV di 0,005, che risulta poco leggibile, si trasforma in 5 mediante la moltiplicazione per 1000, facilitando così la valutazione. Tale modifica empirica è particolarmente utile per mettere in evidenza le differenze relative tra i vari campioni analizzati.

La formula per calcolare il CV è: $(\text{Deviazione standard}/\text{media}) * 1000$

Il coefficiente di variazione (CV) può indicare diverse situazioni:

- un CV elevato suggerisce una notevole variabilità, con i dati che risultano ampiamente dispersi rispetto alla media e una scarsa omogeneità;
- un CV basso indica invece una limitata variabilità, con i dati più raggruppati attorno alla media e una buona omogeneità. Clinicamente, la presenza di una dispersione alta o bassa di un valore è indicativa della variabilità nei risultati di misurazioni o parametri all'interno di un gruppo di pazienti, o anche nelle osservazioni ripetute su un singolo paziente.

In ambito clinico, la dispersione di un valore, sia essa elevata o ridotta, riflette la variabilità dei risultati ottenuti da misurazioni o parametri all'interno di un campione di pazienti o attraverso osservazioni ripetute su un singolo paziente. La valutazione di questa dispersione riveste un'importanza cruciale per:

- Analizzare la variabilità di una condizione clinica o di una risposta terapeutica.
- Adattare gli interventi clinici in base alle esigenze individuali.
- Accertare la qualità e l'affidabilità degli strumenti diagnostici o dei protocolli di ricerca impiegati.

Se la dispersione risulta eccessivamente elevata, è fondamentale indagare le possibili cause sottostanti, al fine di ottimizzare la precisione delle misurazioni o di personalizzare il trattamento per il paziente. Al contrario, se i valori sono molto vicini a zero, l'utilizzo del

coefficiente di variabilità (CV) può risultare problematico, poiché un denominatore ridotto può ingigantire artificialmente il CV, portando a interpretazioni errate. In tali circostanze, è preferibile avvalersi di indici di variabilità che non siano influenzati dalla media o che presentino una maggiore robustezza in presenza di valori ridotti o di distribuzioni atipiche. Questi indici possono essere: deviazione standard, indice di dispersione relativo, varianza e altri.

ANALISI 1

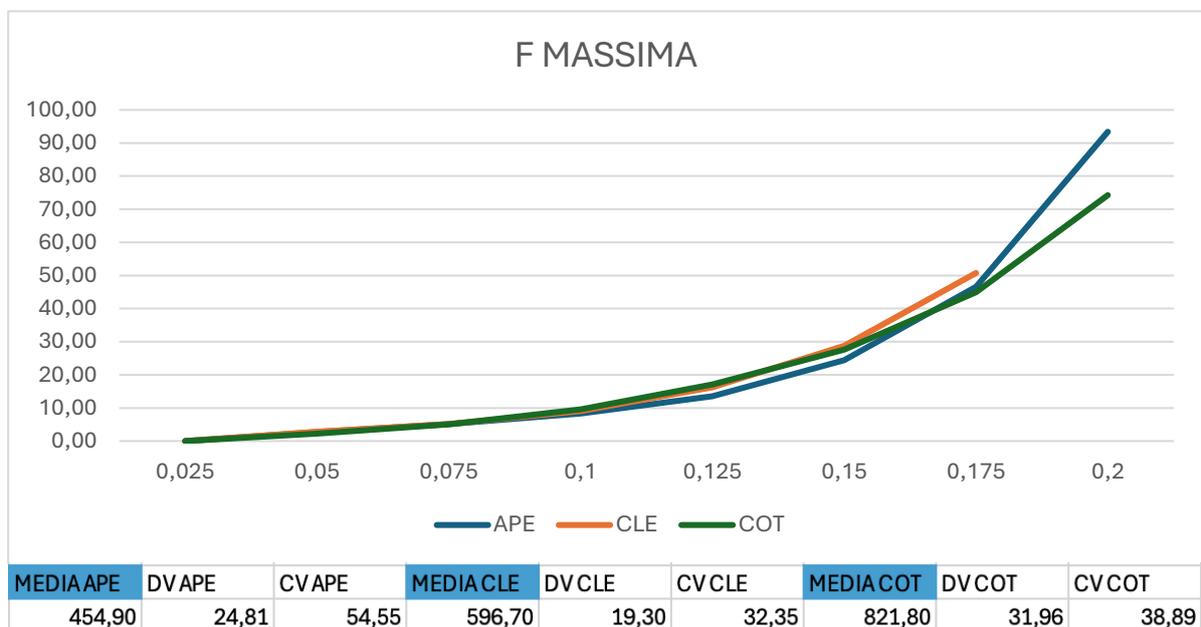
Per avviare la mia analisi statistica, ho esaminato ogni singolo campione in modo approfondito, analizzando i risultati ottenuti dai test condotti. Ho valutato attentamente i dati, distinguendo tra i valori più alti e quelli più bassi, in conformità con la teoria precedentemente esposta.

Questa analisi mi ha fornito non solo una comprensione dettagliata dell'impatto della variabile oclusale sui risultati di forza dei soggetti, ma ha anche rivelato come questa variabile abbia influenzato la stabilità dell'esercizio e la sua ripetibilità. In questo modo, sono riuscito a identificare le correlazioni tra i parametri oclusali e le prestazioni dei partecipanti, facendo luce sulle dinamiche di variabilità e sulla coerenza nelle misurazioni.

Al termine dell'analisi statistica, ho sviluppato un programma di allenamento personalizzato per ogni partecipante. L'obiettivo principale di questo intervento è stato quello di mirare specificamente alle aree che hanno mostrato il maggior grado di deficit durante i test. Questa scheda di allenamento è stata progettata per affrontare le carenze emerse, promuovendo così un miglioramento delle prestazioni fisiche e della stabilità. L'approccio personalizzato mira a ottimizzare i risultati, garantendo che ogni soggetto riceva un piano adeguato alle proprie esigenze specifiche.

SOGGETTO 1

Il primo soggetto che abbiamo analizzato è femminile (F1). Per prima cosa analizzeremo il grafico della forza massima che ha espresso nei test, evidenziando le differenti variabili occlusali.



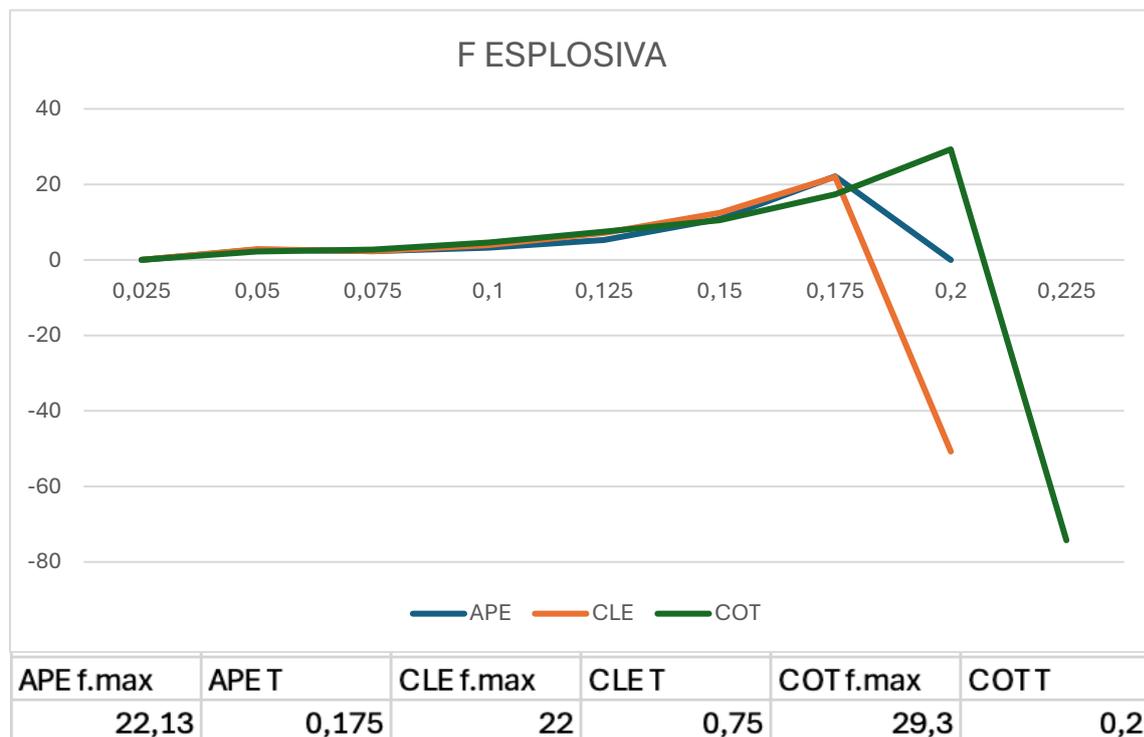
Dal confronto delle curve emerge un dato di grande interesse: la condizione APE, ossia con mandibola in posizione di riposo e muscolatura non vincolata da contatto occlusale, rappresenta la situazione in cui il soggetto ha espresso i valori più elevati di forza massima, con un picco ben superiore rispetto alle altre due configurazioni. Tuttavia, tale incremento della performance è accompagnato da una marcata instabilità neuromuscolare, come evidenziato sia dalla deviazione standard (24,81) sia da un coefficiente di variabilità (54,55) molto alto. Questi parametri suggeriscono che, pur potendo produrre una grande quantità di forza, il soggetto in questa configurazione mostra una minore capacità di controllo e coerenza del gesto motorio.

Al contrario, la condizione CLE (serramento occlusale) ha restituito i valori di forza più contenuti, ma con una stabilità superiore: la deviazione standard è risultata essere la più bassa tra le tre condizioni (19,30), con un coefficiente di variabilità del 32,35. Ciò può essere interpretato come un'espressione di un reclutamento muscolare più economico e

controllato, probabilmente favorito dal contatto dentale che fornisce un ancoraggio sensoriale e propriocettivo costante, anche se a discapito della massima potenza.

La condizione COT, infine, si è posta come condizione intermedia. Il soggetto ha espresso buoni livelli di forza massima, inferiori ad APE ma superiori a CLE, con una variabilità che però è risultata elevata (deviazione standard di 31,96 e CV del 38,89). Questo suggerisce che l'interposizione del cotone, e quindi la simulazione massima contrazione miofasciale con esclusione dell'occlusione, modifica l'input neuromuscolare in maniera sensibile: il sistema motorio sembra ancora in fase di adattamento, e ciò si traduce in fluttuazioni nella prestazione muscolare, pur con valori di forza teoricamente interessanti.

Ora analizziamo la forza esplosiva espressa del soggetto F1.

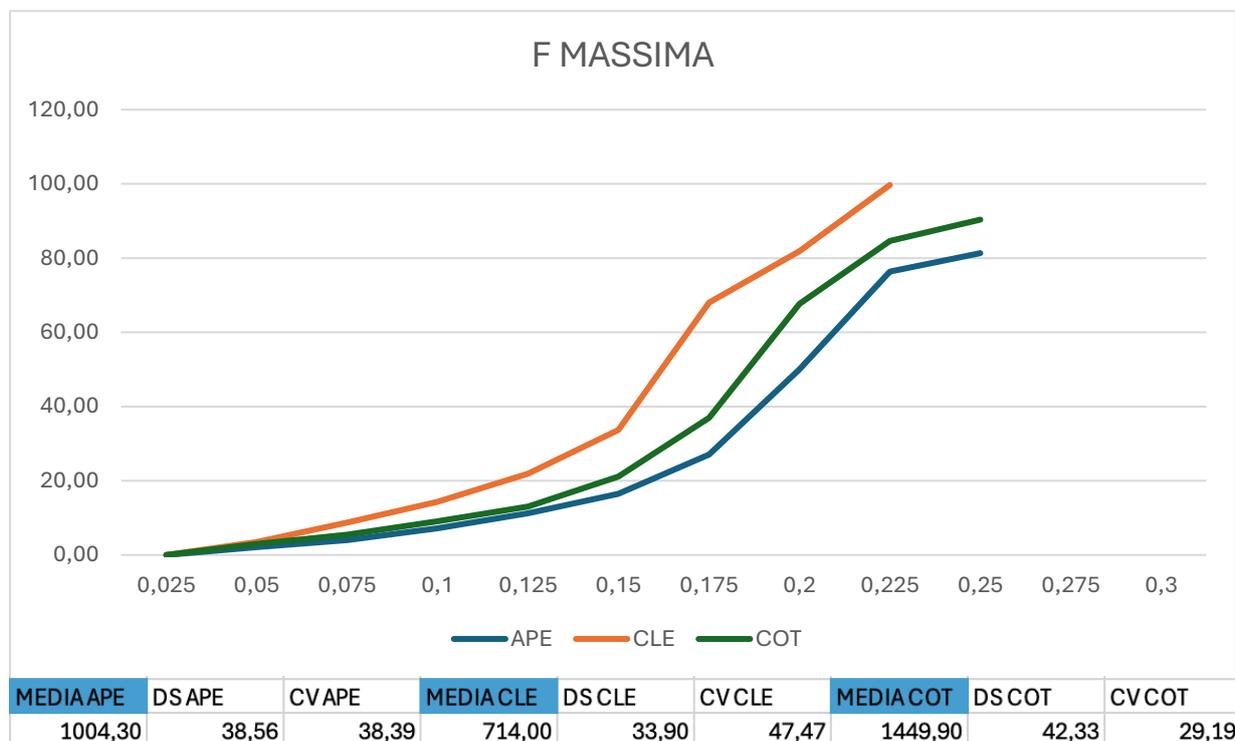


La prima cosa che si nota è un ritardo della forza esplosiva, ciò significa che probabilmente questo soggetto non è particolarmente allenato. Qui si osserva una netta differenza nel comportamento dinamico tra le tre condizioni. Le curve di APE e CLE raggiungono un picco attorno a 0,175 secondi, quindi sintomo di una esplosività più veloce rispetto al COT. In COT notiamo invece che l'esplosività è più lenta ma raggiunge un valore maggiore. COT risulta quindi la condizione più potente, CLE e APE le più rapide.

Ora che abbiamo analizzato entrambe le forze del soggetto F1 possiamo dedurre che, la libertà mandibolare (APE) sembra favorire il picco di forza, probabilmente grazie a un miglior allineamento posturale e a una minor rigidità cervicale, ma a discapito della stabilità e del controllo fine. L'occlusione serrata (CLE), al contrario, offre stabilità, ma impone un vincolo che limita la potenza. Il COT, infine, rappresenta un ambito di interesse: sebbene mostri una variabilità elevata, esso potrebbe offrire, con il giusto adattamento, una condizione favorevole per bilanciare forza e controllo. È probabile che questo soggetto avrebbe un miglioramento generale della performance utilizzando un bite personalizzato. Infatti dall'analisi gnatologica è risultato che il soggetto presenti una malocclusione che si potrà correggere con un bite personalizzato.

SOGGETTO 2

Il secondo soggetto che abbiamo analizzato è femminile e la chiamiamo F2. Per prima cosa analizzeremo il grafico della forza massima che ha espresso nei test, evidenziando le differenti variabili occlusali.



In questo grafico, relativo alla forza massima, è evidente come le tre variabili occlusali influenzino in modo distinto la capacità del soggetto di esprimere forza nel tempo.

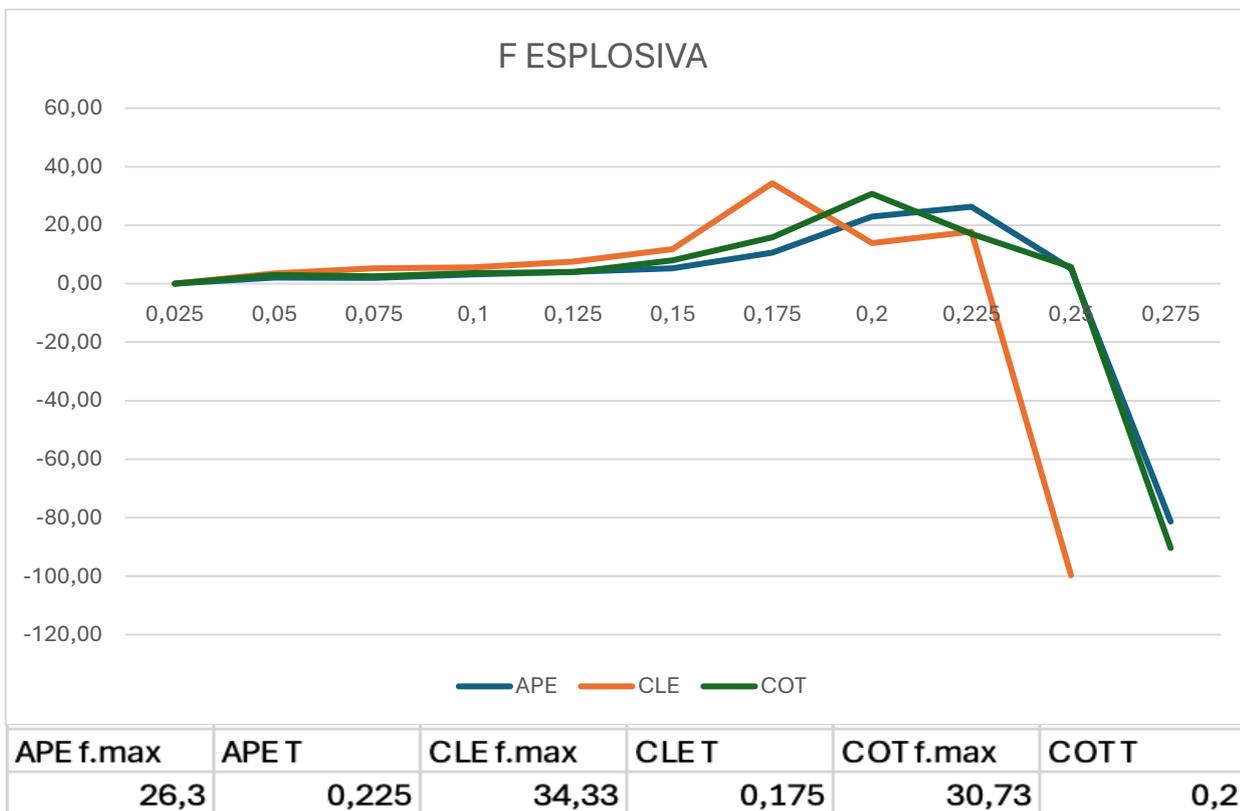
La condizione CLE si distingue nettamente per la produzione del valore massimo assoluto, raggiungendo un picco superiore rispetto alle altre due condizioni. Questo suggerisce che la chiusura mandibolare naturale in questo soggetto favorisce un'attivazione neuromuscolare intensa, probabilmente per via della maggiore stabilità cranio-mandibolare che consente un migliore reclutamento motorio.

La condizione COT (cotone tra i denti) segue da vicino, mostrando anch'essa una crescita significativa della forza nel tempo. Sebbene non raggiunga i picchi di CLE, la curva di COT si sviluppa in modo più regolare, evidenziando un pattern di crescita costante e ben distribuito. Questo comportamento riflette una buona capacità di esprimere forza in modo

stabile, come confermato anche dal coefficiente di variabilità più basso (29,19), che ne sottolinea la coerenza prestativa.

Al contrario, la condizione APE (bocca aperta) risulta la meno performante nella generazione di forza massima. La curva mostra una crescita più contenuta e ritardata rispetto a CLE e COT. Questo può essere interpretato come una minore efficienza nel coordinamento motorio e nella stabilizzazione posturale, dovuta probabilmente alla mancanza di contatto occlusale. Nonostante ciò, il coefficiente di variabilità (38,39) è intermedio, suggerendo una prestazione più regolare di CLE, ma meno potente.

Ora analizziamo la forza esplosiva espressa del soggetto F2



Nel secondo grafico, dedicato alla forza esplosiva, si osservano differenze significative tra le variabili occlusali.

La condizione CLE mostra una salita particolarmente incisiva: la curva cresce rapidamente e raggiunge un picco in tempi più brevi rispetto alle altre due condizioni. Questo suggerisce un'attivazione muscolare esplosiva molto efficace quando la mandibola è in occlusione, probabilmente per via di una maggiore stabilità articolare e un migliore ancoraggio neuromuscolare.

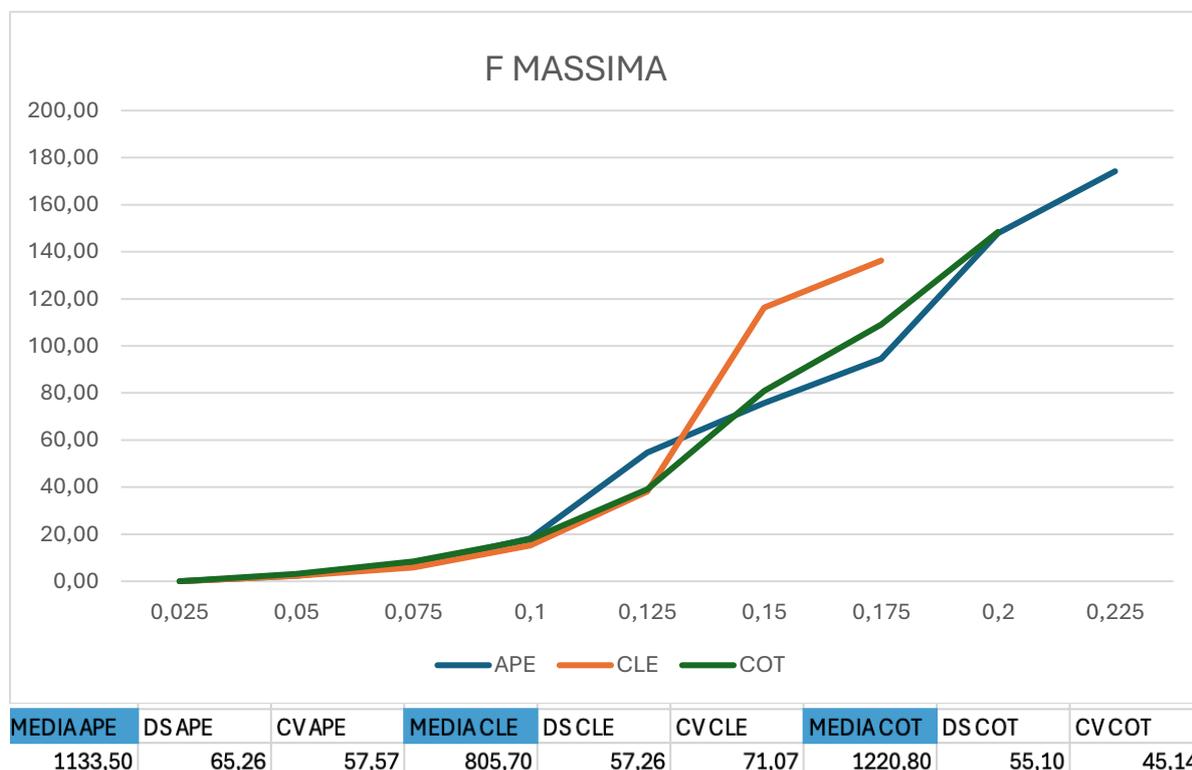
Anche la condizione COT evidenzia una buona capacità esplosiva, con un incremento di forza costante e sostenuto nel tempo. Pur impiegando leggermente più tempo rispetto a CLE per raggiungere il picco, COT si distingue per una progressione armonica e ben modulata, indice di controllo motorio efficace della contrazione miofasciale con esclusione dell'occlusione.

APE, invece, risulta essere la condizione meno performante nella fase di salita. La curva cresce più lentamente e i valori raggiunti sono inferiori rispetto a CLE e COT. La mancanza di contatto oclusale, in questo soggetto, potrebbe compromettere il supporto neuromuscolare necessario per un'espressione di forza esplosiva rapida ed efficiente.

In conclusione, il soggetto F2 ha mostrato prestazioni superiori sia nella forza massima che in quella esplosiva sotto la condizione di chiusura oclusale (CLE), evidenziando un'efficace attivazione neuromuscolare. La condizione COT si è dimostrata una valida alternativa, garantendo stabilità e coerenza nell'espressione della forza. APE si conferma la condizione meno favorevole, limitando la capacità di prestazione.

SOGGETTO 3

Il terzo soggetto che abbiamo analizzato è femminile e la chiamiamo F3. Per prima cosa, come sopra, analizzeremo il grafico della forza massima che ha espresso nei test, evidenziando le differenti variabili occlusali.



Caso di soggetto maloccluso.

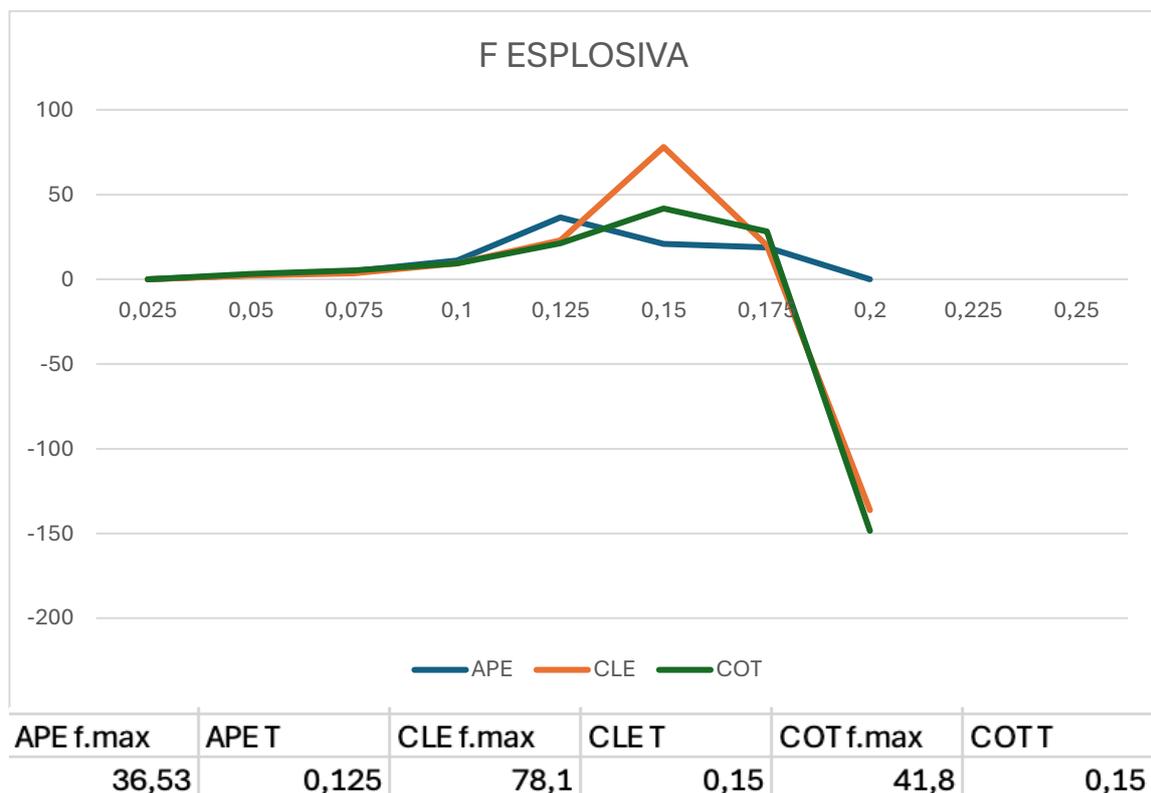
Nel grafico della forza massima si osserva una chiara differenziazione tra le tre condizioni occlusali.

La curva relativa ad APE mostra un'accelerazione progressiva e costante della forza nel tempo, culminando con il valore più alto tra tutte le condizioni testate. Questo risultato è in controtendenza rispetto ad altre casistiche, dove la bocca aperta spesso penalizza la produzione di forza. Qui, al contrario, la condizione APE si dimostra particolarmente efficace, suggerendo che il soggetto riesca comunque a reclutare un numero elevato di unità motorie, forse grazie a un pattern motorio più automatizzato o meno vincolato da restrizioni articolari.

La condizione CLE evidenzia una crescita più rapida nella fase centrale del test, ma interrompe il suo incremento prima delle altre due, stabilizzandosi su valori inferiori rispetto ad APE. Ciò suggerisce che, in questo soggetto, la chiusura mandibolare non favorisca un'espressione ottimale della forza nel lungo termine, nonostante nei primi istanti sembri più efficiente. È possibile ipotizzare un precoce affaticamento neuromuscolare o una ridotta elasticità posturale associata alla chiusura dentale forzata.

La condizione COT, infine, segue un andamento regolare e costante, simile a quello di APE, ma con valori leggermente inferiori. Questo comportamento suggerisce che la contrazione del cotone permetta al soggetto una discreta stabilità e continuità nella produzione di forza, pur senza raggiungere i picchi della condizione a bocca aperta. Il dato più interessante, tuttavia, è legato alla coerenza prestativa: il coefficiente di variabilità più basso (45,14) e la deviazione standard minore (55,10) indicano che COT è la condizione in cui il soggetto è più stabile e regolare nella produzione di forza massima.

Passiamo ora alla forza esplosiva.



Nel grafico della forza esplosiva, emergono ulteriori differenze significative.

La condizione CLE si distingue nettamente per un picco esplosivo molto marcato e raggiunto in tempi rapidi. Questo indica un'elevata efficienza nell'attivazione neuromuscolare iniziale, forse favorita da una buona stabilità mandibolare che consente al sistema nervoso di attivare rapidamente le fibre muscolari a contrazione veloce. Tuttavia, questa stessa condizione presenta il coefficiente di variabilità più alto (71,07), il che evidenzia una prestazione esplosiva potente ma poco coerente tra le ripetizioni: una certa instabilità, quindi, accompagna l'efficacia.

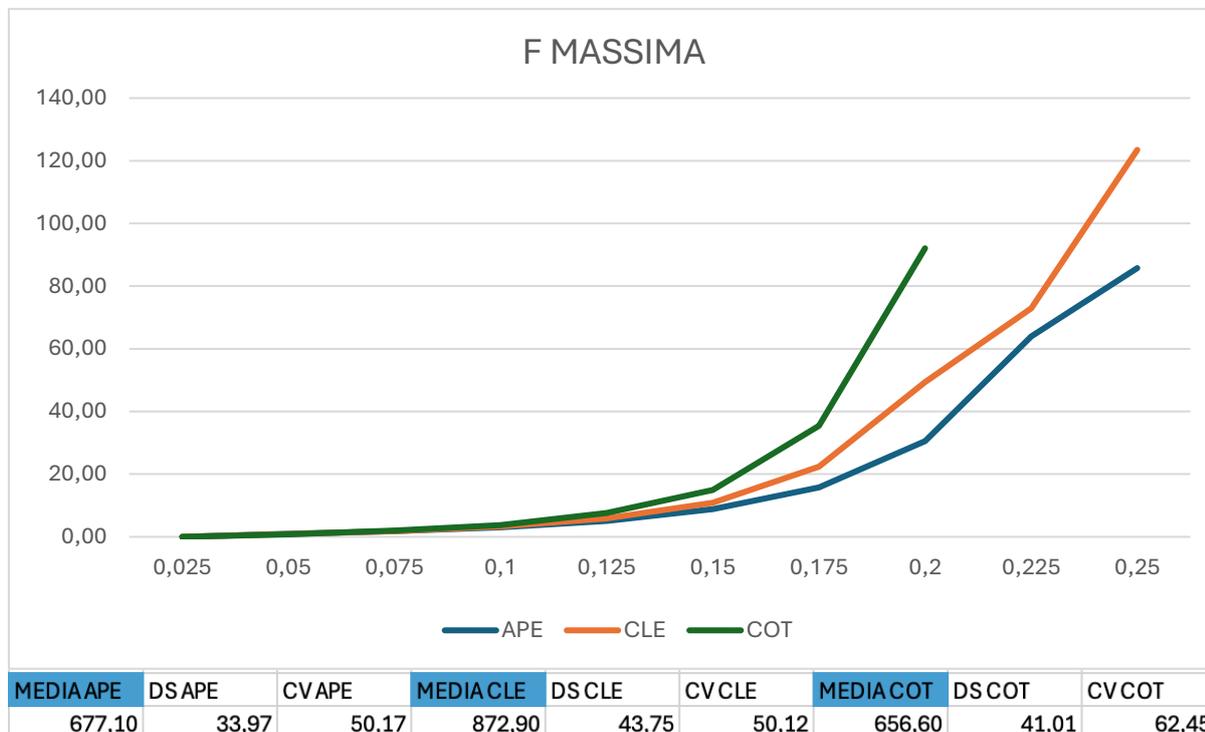
La condizione COT, ancora una volta, si conferma la più bilanciata. La curva esplosiva sale in maniera più graduale rispetto a CLE, ma raggiunge comunque valori interessanti e con una buona progressione. Questo suggerisce un'ottima capacità di controllo e sincronizzazione muscolare, verosimilmente favorita dall'interposizione del cotone che riduce tensioni eccessive o asimmetrie occlusali. Il basso coefficiente di variabilità e la stabilità della curva confermano che questa condizione offre un buon compromesso tra potenza e controllo.

Infine, la condizione APE si mostra meno performante nella fase esplosiva. La curva sale più lentamente e i valori massimi raggiunti sono inferiori rispetto alle altre due condizioni. La mancanza di contatto occlusale potrebbe aver limitato l'efficacia della trasmissione neuromuscolare iniziale, compromettendo così la rapidità e l'intensità della risposta esplosiva. Tuttavia, la variabilità (57,57) risulta inferiore a quella di CLE, indicando che, seppur meno potente, la risposta in APE è più regolare.

Per concludere, in questo soggetto, la condizione APE consente la massima espressione di forza prolungata, ma risulta meno efficace nella fase esplosiva. CLE permette picchi esplosivi elevati ma con alta variabilità, mentre COT rappresenta la condizione più stabile e bilanciata, offrendo prestazioni consistenti sia in termini di forza massima che di esplosività, seppur senza eccellere in nessuna delle due. Questi dati suggeriscono che l'interposizione di un elemento occlusale neutro come il cotone possa ottimizzare il controllo motorio in soggetti come questo che hanno una elevata variabilità di prestazione.

SOGGETTO 4

Il quarto soggetto che abbiamo analizzato è femminile e la chiamiamo F4. Per prima cosa, come sopra, analizzeremo il grafico della forza massima che ha espresso nei test, evidenziando le differenti variabili occlusali.



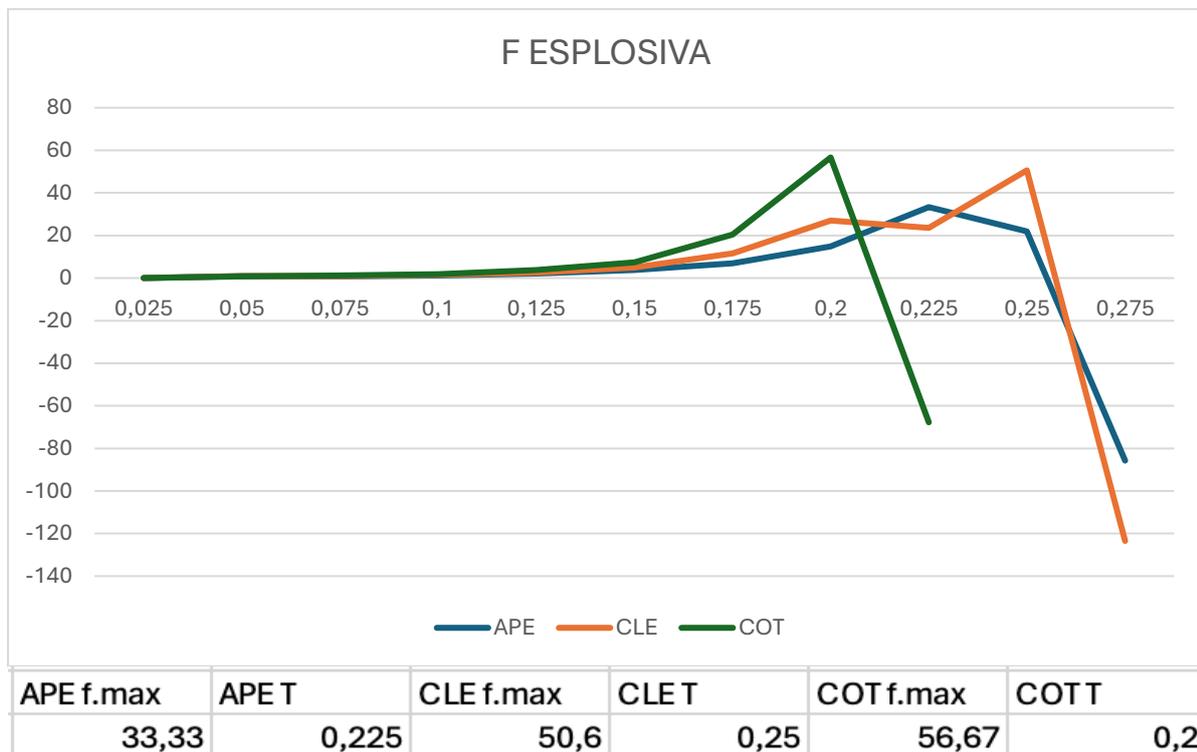
Caso di soggetto maloccluso.

Nel grafico della forza massima si osserva una crescita della forza in tutte le condizioni occlusali, ma con intensità e stabilità differenti. La condizione CLE (bocca chiusa) mostra i valori di forza più elevati, superando i 120 Newton, segnale di una buona attivazione neuromuscolare favorita dalla stabilità mandibolare. Tuttavia, presenta una certa instabilità esecutiva, con una deviazione standard di 43,75 e un coefficiente di variabilità del 50,12, indicando difficoltà nel mantenere la performance tra le prove.

La condizione COT (cotone tra i denti) si distingue per una curva regolare e una crescita marcata nella fase centrale, raggiungendo un picco vicino a quello di CLE. Tuttavia, con una deviazione standard di 41,01 e un coefficiente di variabilità del 62,45 (il più alto), suggerisce scarsa ripetibilità nonostante l'efficienza iniziale. Il cotone potrebbe dunque fornire vantaggi meccanici, ma introdurre instabilità propriocettiva.

APE (bocca aperta) mostra la forza più bassa, ma anche la maggiore coerenza tra le prove, con la deviazione standard più bassa (33,97) e un coefficiente di variabilità simile a CLE (50,17). Pur non essendo performante in termini di forza assoluta, garantisce una maggiore regolarità nel gesto motorio.

Vediamo ora la forza esplosiva.



la condizione COT (cotone tra i denti) consente una salita molto rapida ed efficace, con il picco esplosivo più alto tra le tre condizioni. Questo suggerisce che il cotone possa innescare una risposta neuromuscolare più reattiva, forse per via di una occlusione migliore con il cotone.

La condizione CLE (bocca chiusa) mostra anch'essa un picco alto nella fase esplosiva, raggiunto in modo più progressivo e lento rispetto a COT.

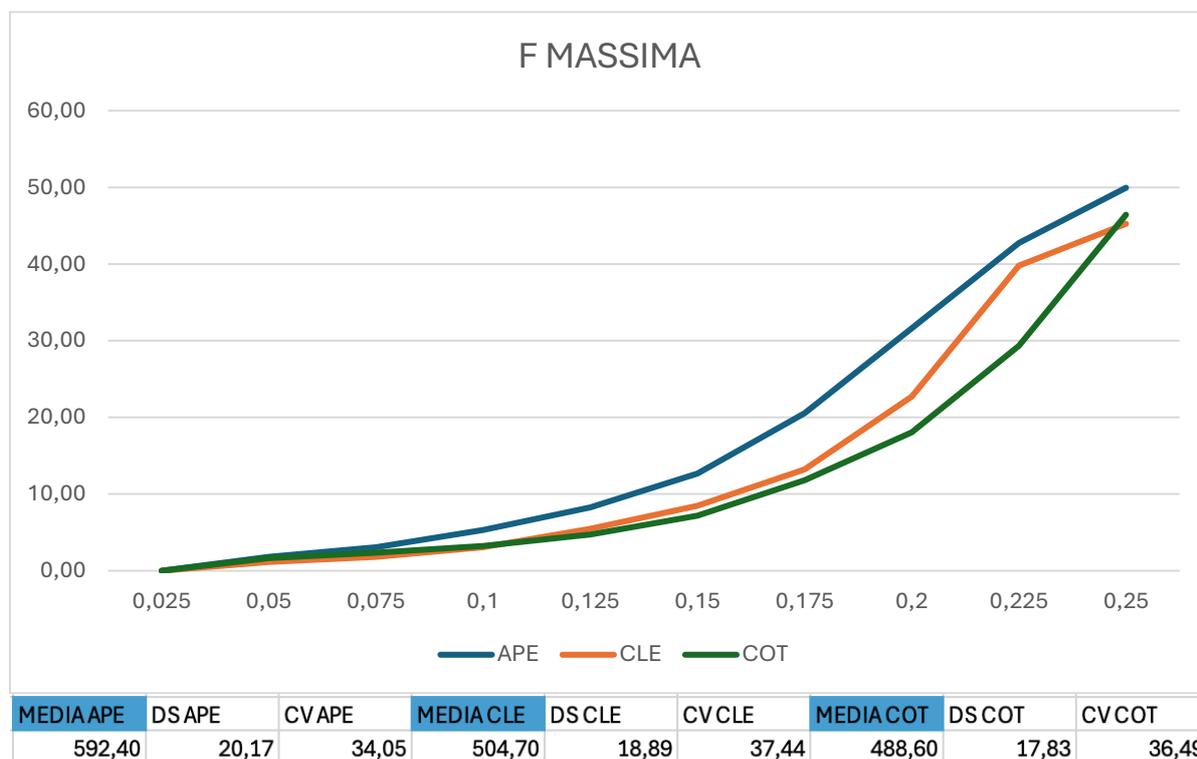
Infine, la condizione APE (bocca aperta) presenta un incremento più graduale e una forza esplosiva inferiore rispetto a COT e CLE. Tuttavia, mostra una maggiore regolarità nel tratto

ascendente, con meno sbalzi improvvisi. Questo potrebbe riflettere un'attivazione più controllata ma anche una minore efficienza nel reclutamento muscolare rapido. In sintesi, COT rappresenta il picco più alto e più veloce, chiaramente la prestazione migliore. APE è la condizione più conservativa e regolare, ma raggiunge il valore più basso di forza espressa. CLE, anche se raggiunge un valore molto vicino a quello di COT, dimostra una salita irregolare e molto più lenta, quindi meno esplosiva.

In conclusione, il soggetto F4 mostra risposte neuromuscolari differenti in base alla variabile occlusale. La condizione CLE garantisce i valori di forza massima più alti, ma con scarsa stabilità. COT eccelle nella forza esplosiva, evidenziando un'attivazione rapida ma poco ripetibile. APE, pur meno performante in assoluto, risulta la più stabile e controllata. Le condizioni occlusali influenzano quindi in modo marcato sia l'intensità che la coerenza della forza espressa.

SOGGETTO 5

Il quinto soggetto che abbiamo analizzato è femminile e la chiamiamo F5. Per prima cosa analizzeremo il grafico della forza massima che ha espresso nei test, evidenziando le differenti variabili occlusali.



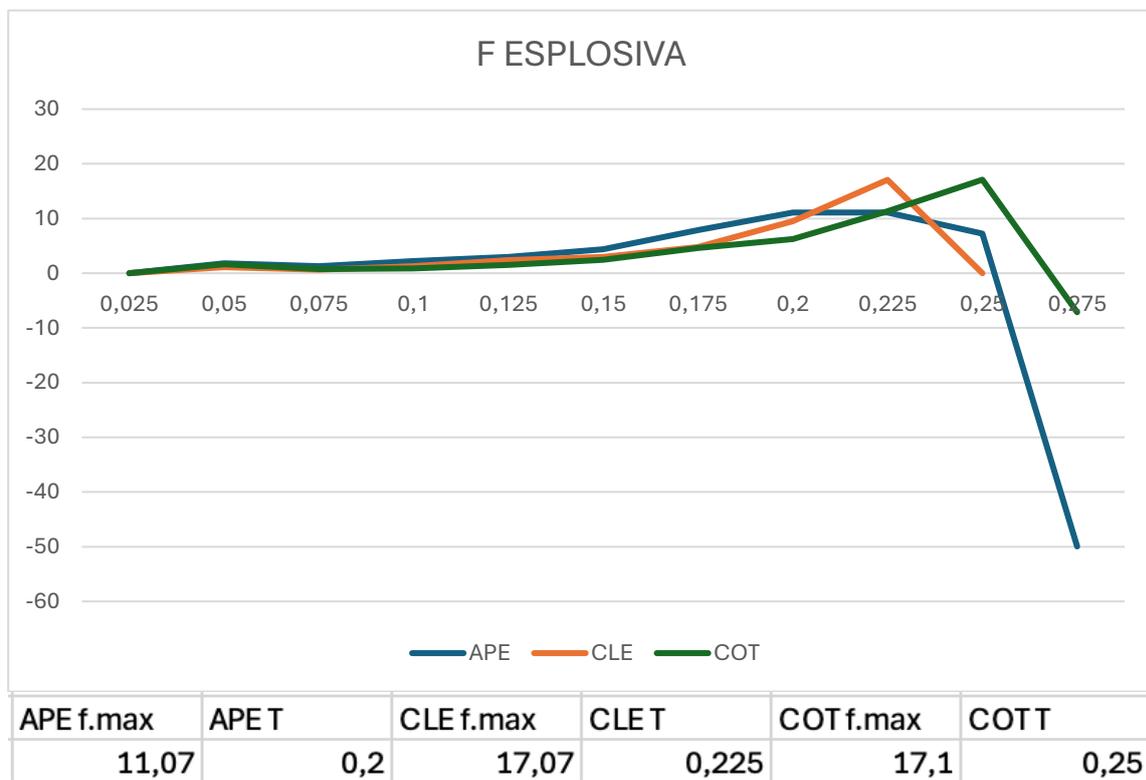
Caso di soggetto maloccluso.

Nel grafico la forza massima maggiore è nella condizione APE. Il soggetto, infatti, raggiunge i valori massimi proprio a bocca aperta, mentre CLE e COT seguono a breve distanza con valori leggermente inferiori probabilmente per effetto della malocclusione registrata. Questo dato, apparentemente controintuitivo, suggerisce che in assenza di contatto occlusale diretto (come avviene in APE), il soggetto maloccluso riesca a sviluppare un output di forza superiore, forse per una maggiore libertà mandibolare o minori interferenze propriocettive (conflitti occlusali). Tuttavia, tale prestazione va letta alla luce della variabilità e della malocclusione.

La deviazione standard e il coefficiente di variabilità forniscono importanti indizi sulla stabilità esecutiva: APE, pur generando la forza più alta, presenta una deviazione standard di

20,17 e un coefficiente di variabilità del 30,05, i più contenuti tra le tre condizioni. Questo indica che il soggetto è non solo performante, ma anche stabile nel ripetere il gesto. Al contrario, CLE pur essendo malocclusivo e attestandosi su buoni livelli di forza, mostra una maggiore dispersione tra le prove, con un coefficiente di variabilità del 37,44. COT, infine, si posiziona come la condizione più regolare dal punto di vista esecutivo, con la deviazione standard più bassa (17,83), ma non eccelle in forza espressa, collocandosi all'ultimo posto tra le tre configurazioni.

Vediamo ora il grafico della forza esplosiva.



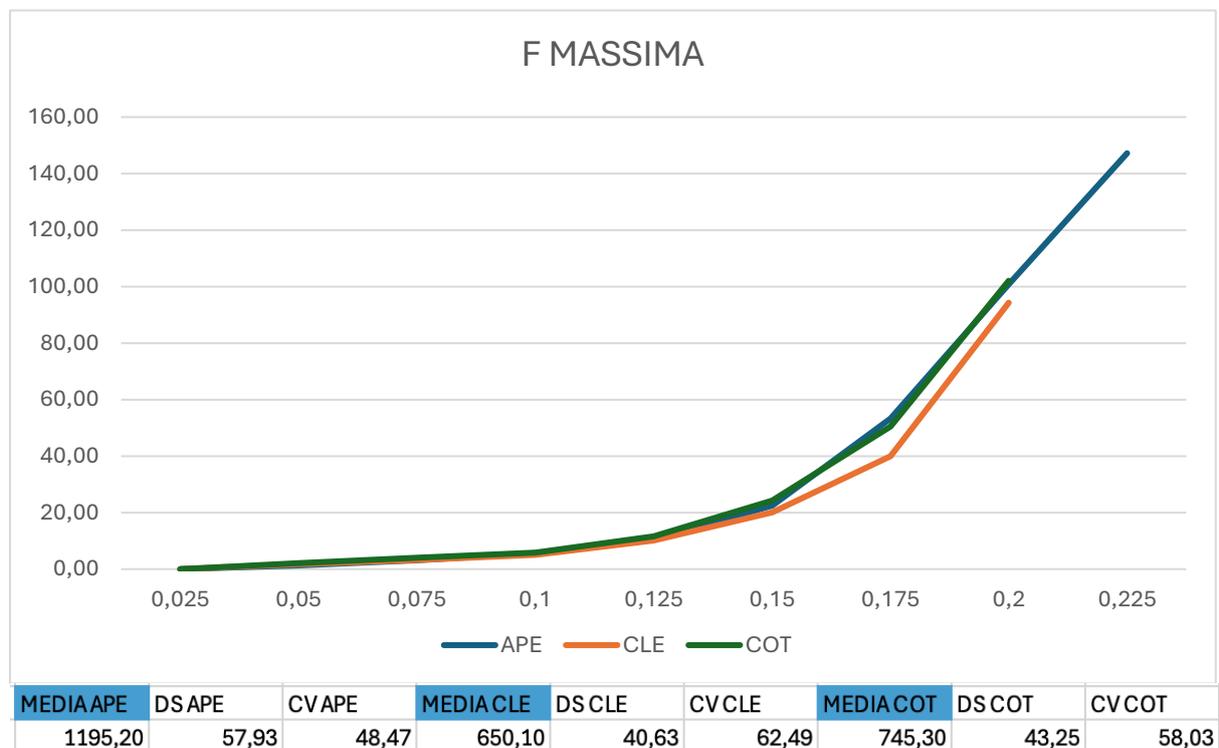
Si nota subito che la condizione COT (cotone tra i denti) mostra la curva più efficace, con una salita costante e un picco esplosivo elevato, ma non la più veloce. CLE (serramento occlusale) raggiunge il picco prima di COT, ma in modo più brusco e meno stabile, indicando un'esplosività buona ma meno controllata. APE (bocca aperta), infine, presenta una salita più graduale e un picco inferiore, con un successivo crollo marcato, segno di scarsa efficacia

nel reclutamento rapido della forza. In sintesi per questo soggetto: COT è la condizione più efficace, CLE è più veloce ma dimostra instabilità e APE è sicuramente la più inefficace.

In conclusione, l'analisi dei test condotti sul soggetto F5 rivela una risposta interessante alle diverse condizioni occlusali. La forza massima risulta più elevata in APE, accompagnata da una buona stabilità esecutiva, mentre COT si distingue per la regolarità del gesto, pur con valori di forza inferiori. In termini di forza esplosiva, COT si conferma la condizione più efficace anche se meno veloce, seguita da CLE, che però mostra maggiore instabilità.

SOGGETTO 6

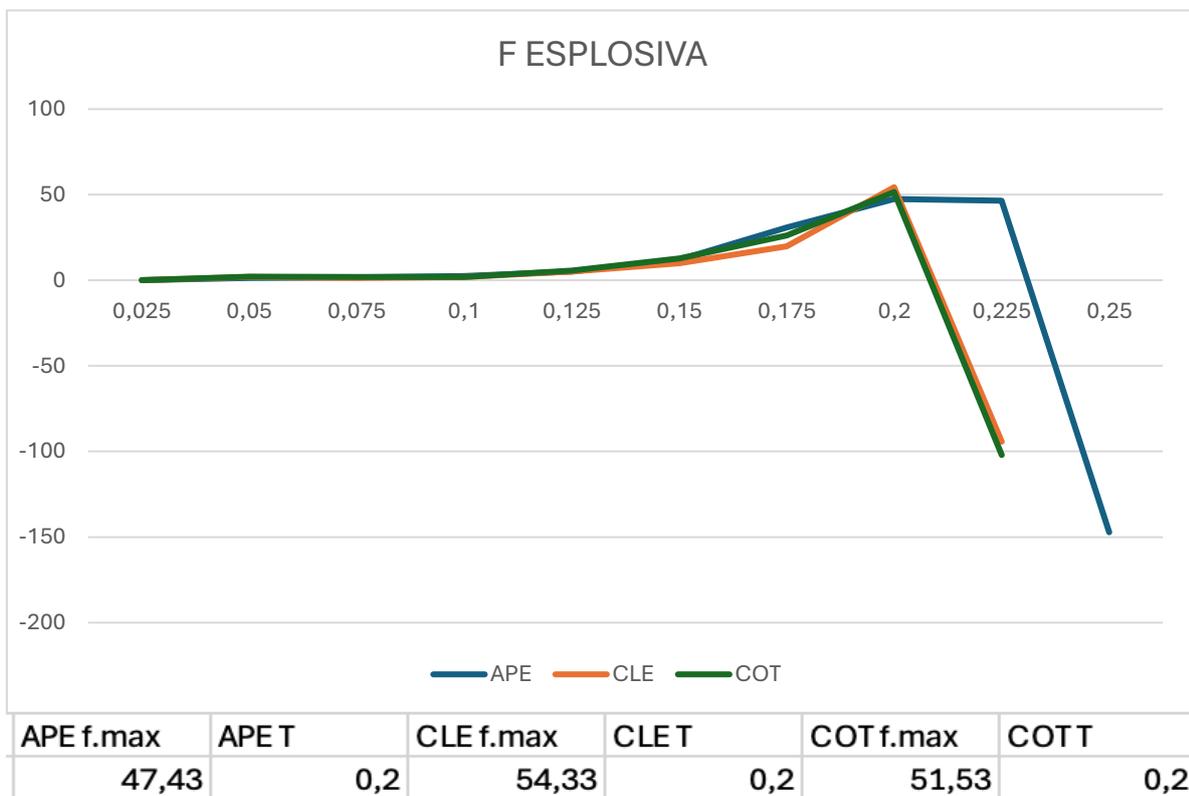
Il sesto soggetto che abbiamo analizzato è femminile e la chiamiamo F6. Per prima cosa analizzeremo il grafico della forza massima che ha espresso nei test, evidenziando le differenti variabili occlusali.



Caso di soggetto maloccluso.

Nel grafico della forza massima, la condizione APE (bocca aperta) si distingue nettamente per il picco più elevato, con una curva che cresce in maniera costante fino a superare nettamente le altre due condizioni negli ultimi istanti del test. Questo suggerisce che, in assenza di contatto occlusale, il soggetto riesca a esprimere una forza superiore, probabilmente grazie a una maggiore libertà articolare o a una riduzione degli input propriocettivi inibitori causati dalla malocclusione del soggetto. Questi valori sono coerenti con la malocclusione registrata dall'analisi gnatologica, infatti il CLE (denti serrati) e COT (cotone tra i denti) mostrano una crescita simile fino a circa 0,175 secondi, momento in cui le differenze diventano più marcate. CLE si attesta su valori inferiori rispetto a COT, pur mantenendo un andamento simile. Tuttavia, l'aspetto più interessante è che, nonostante la forza massima sia maggiore in APE, è proprio questa la condizione che risulta più coerente e stabile sul piano esecutivo: con una deviazione standard di 57,93 e un coefficiente di variabilità del 48,47, APE mostra un buon equilibrio tra potenza e controllo. CLE, invece, pur generando meno forza è anche la più instabile (coefficiente di variabilità del 62,49), mentre COT appare leggermente più costante, pur con una forza leggermente superiore a CLE.

Adesso vediamo la forza esplosiva di F6

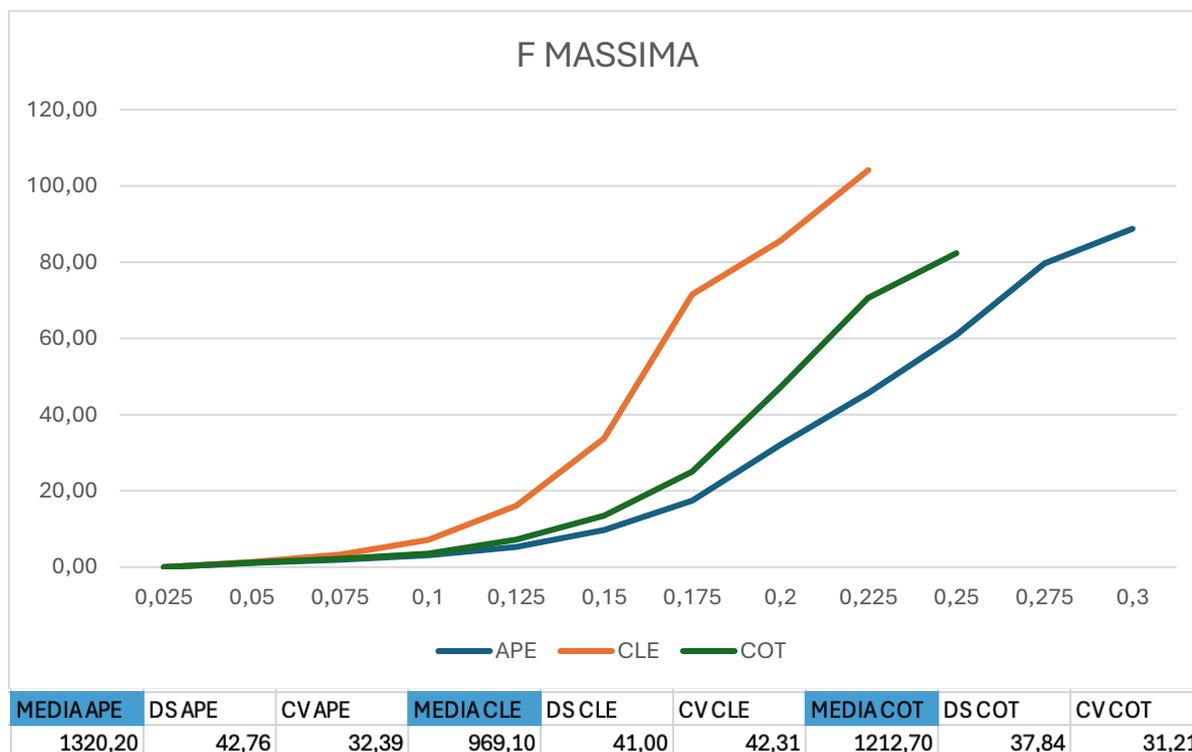


In questa fase, CLE presenta la salita più ripida, segno di una reattività immediata al comando motorio. Tuttavia, la sua curva è meno regolare, con un'accelerazione più brusca e meno controllata. APE, al contrario, mostra una crescita più graduale e lineare, ma raggiunge un picco inferiore rispetto alle altre due condizioni. Ciò indica una minore efficacia nell'attivazione rapida della forza, in linea con la sua funzione più favorevole per il mantenimento piuttosto che per l'esplosività. COT, infine, si colloca in una posizione intermedia: la curva sale in maniera fluida e progressiva, raggiungendo un buon picco esplosivo con una traiettoria costante, suggerendo un buon equilibrio tra reattività e controllo.

L'influenza della variabile occlusale risulta evidente: APE è la condizione che favorisce la massima espressione di forza, con buona stabilità; CLE mostra rapidità esplosiva ma elevata variabilità; COT si conferma come la configurazione più equilibrata nelle due dimensioni analizzate, rendendola potenzialmente la più funzionale in attività che richiedono sia forza che controllo. Risulta chiaro che occorre una valutazione gnatologica per far migliorare i valori di CLE.

SOGGETTO 7

Il settimo soggetto è l'ultimo campione femminile e lo chiamiamo F7. Incominciamo ad osservare il grafico di forza massima espressa.



Ci sono marcate differenze in termini di intensità e stabilità della forza espressa.

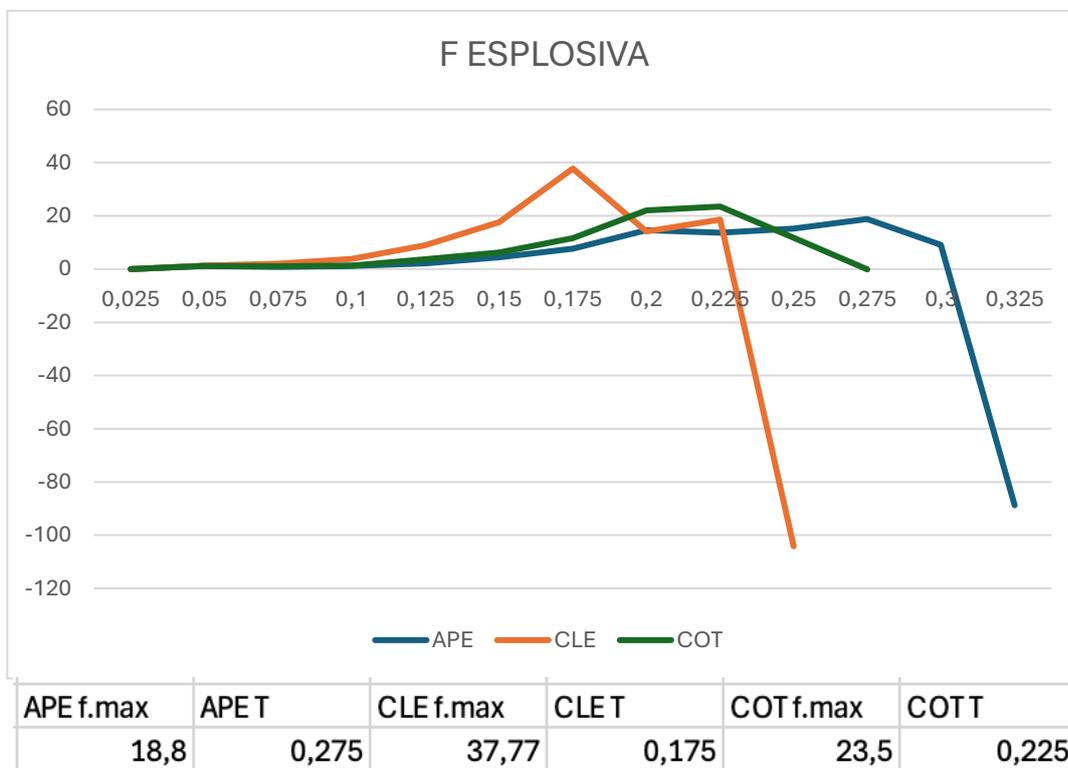
CLE (serramento occlusale) è la condizione in cui il soggetto raggiunge i valori di forza più elevati. Questo suggerisce che in F7 un serramento occlusale volontario massimo permette una trasmissione più efficiente della forza muscolare. Presenta una deviazione standard di 41 e un CV del 42,31, indicativo di una forza elevata ma poco stabile, con maggiore fluttuazione tra i valori.

APE (bocca aperta o inoclusale) si posiziona come la seconda condizione in termini di forza espressa. Il COT genera una buona stabilità senza interferire eccessivamente con il controllo neuromuscolare. Con una deviazione standard di 42,76 e un CV del 32,39, evidenzia una instabilità nella forza generata, anche se leggermente più stabile di CLE.

COT (serramento con cotone) è la condizione più carente, con valori di forza sensibilmente inferiori. Però al contrario della forza espressa, mostra una deviazione standard più contenuta (37,84) e il CV più basso (31,21), configurandosi come la condizione più stabile, pur senza raggiungere i picchi di forza di CLE e COT.

In sintesi, CLE è la condizione più performante in termini di forza massima, ma meno stabile. COT rappresenta una condizione scarsa in termini di forza, ma la migliore in ripetibilità e stabilità.

Vediamo ora la forza esplosiva.



Anche in questo contesto, CLE mostra un picco marcato nella fase iniziale, raggiungendo una crescita rapida e pronunciata. Questo indica una forte attivazione neuromuscolare iniziale, che potrebbe essere legata a una più efficiente trasmissione propriocettiva data dalla chiusura occlusale.

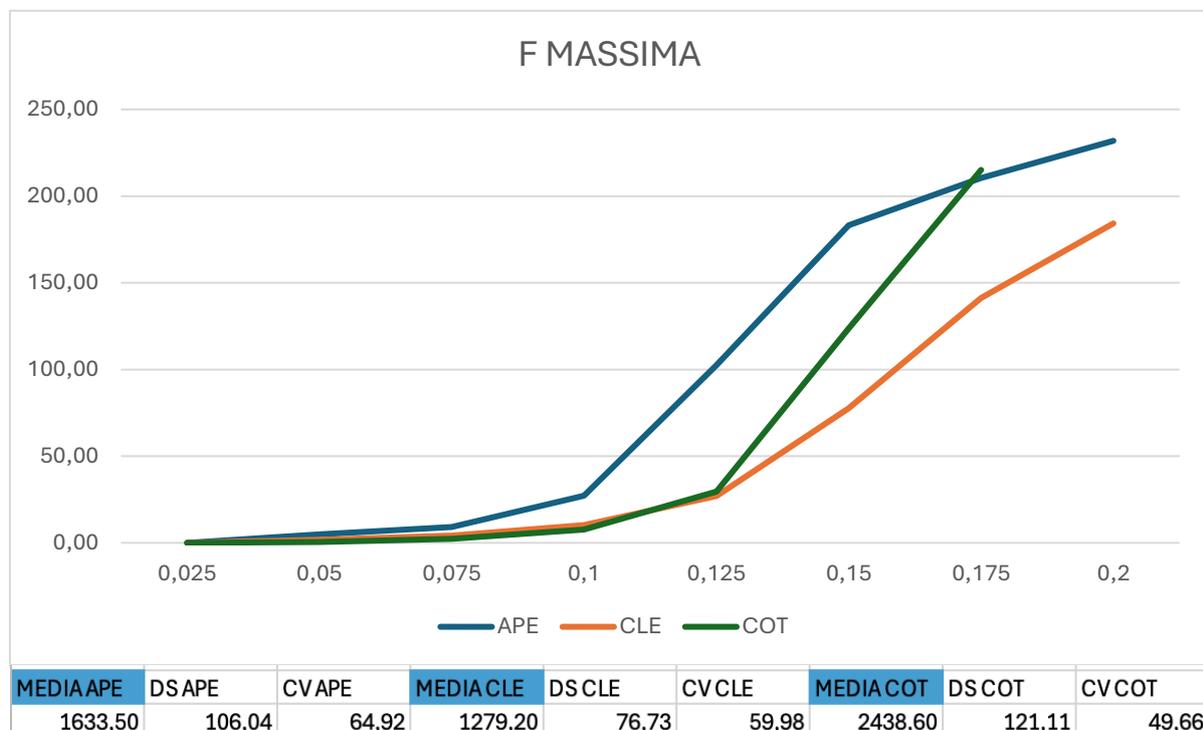
COT segue un andamento simile ma meno accentuato, raggiungendo valori inferiori e più lentamente. La presenza del cotone sembra conferire buona reattività, probabilmente grazie alla stimolazione propriocettiva lieve ma continua.

APE, in questo caso, risulta la condizione meno efficace, con una crescita più graduale e un picco più basso. La mancanza di contatto occlusale probabilmente riduce il feedback neuromuscolare e la stabilizzazione cranica, elementi fondamentali nella fase esplosiva.

Dall'analisi dei test emerge che F7 esprime la forza massima più elevata nella condizione di bocca chiusa (CLE), anche se con una notevole instabilità. La simulazione con cotone (COT), pur penalizzando la forza espressa, garantisce la migliore stabilità e ripetibilità del gesto. La condizione di bocca aperta (APE) risulta la meno efficace, sia in termini di forza massima che esplosiva. Nel complesso, F7 sembra beneficiare di un contatto occlusale stabile per esprimere al meglio le proprie capacità neuromuscolari.

SOGGETTO 8

Il soggetto 8 è il primo campione maschile e lo chiamiamo M1. Come per il campione femminile iniziamo ad analizzare la forza massima.



Caso di soggetto maloccluso.

APE (bocca aperta o inoclusale) è la condizione che consente al soggetto di raggiungere i valori di forza massima più elevati. La curva mostra una progressione costante e culmina nel picco più alto tra le tre condizioni. Questo suggerisce che M1 riesce ad esprimere una forza maggiore in assenza di contatto occlusale, probabilmente grazie a un diverso assetto muscolare o a una maggiore libertà di movimento mandibolare. Tuttavia, questa condizione si accompagna a una deviazione standard elevata (106,04) e a un coefficiente di variabilità del 64,92, indicativi di una forza poco stabile e con ampie fluttuazioni.

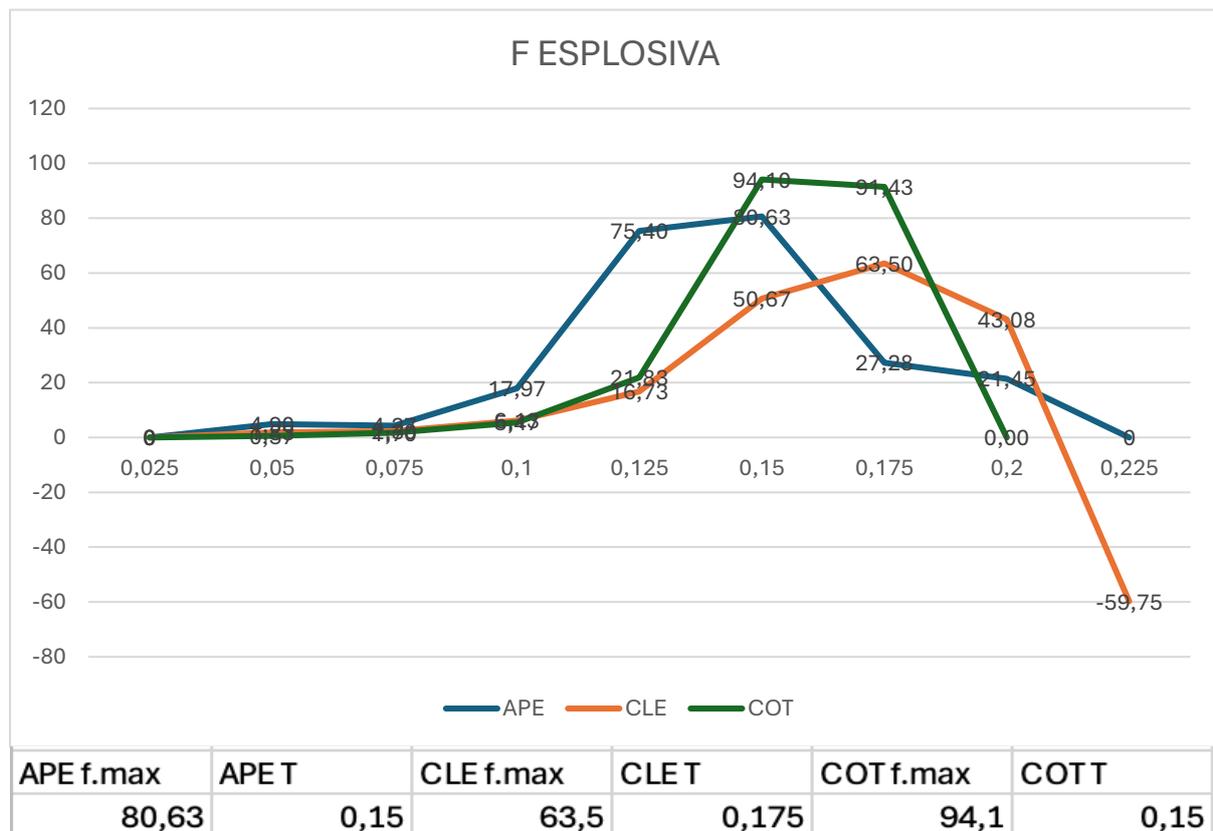
COT (serramento con rullo di cotone) rappresenta la seconda condizione in termini di forza raggiunta. L'interposizione del cotone sembra migliorare l'efficacia neuromuscolare del soggetto rispetto alla condizione di bocca chiusa. Pur non raggiungendo i picchi di APE, la curva mostra un andamento netto e una progressione che supera CLE. Tuttavia, anche qui si rileva un'elevata deviazione standard (121,11), benché il coefficiente di variabilità sia il più

basso (49,66), suggerendo che, nonostante l'instabilità dei valori assoluti, la forza espressa è relativamente più ripetibile.

CLE (serramento occlusale massimo volontario) è la condizione meno performante dal punto di vista della forza massima. Il soggetto mostra valori inferiori rispetto alle altre due condizioni, suggerendo che la chiusura mandibolare completa possa limitare, in questo caso, l'efficacia della contrazione muscolare. La deviazione standard è pari a 76,73, con un coefficiente di variabilità del 59,98, che colloca CLE in una posizione intermedia in termini di stabilità.

Questi valori suggeriscono l'effetto negativo della malocclusione rilevata nella visita gnatologica.

Vediamo ora la forza esplosiva.



In APE, la salita della curva è molto rapida ed evidente, con un incremento deciso già a partire da 0,1 secondi e un picco notevole a 0,15 secondi. Questo comportamento indica

un'elevata prontezza neuromuscolare nella fase iniziale del gesto. Tuttavia, tale rapidità si accompagna a una forte oscillazione successiva, coerente con l'instabilità osservata nella forza massima.

In COT, il soggetto mostra la migliore prestazione nella fase esplosiva. La curva cresce con decisione fino a raggiungere il picco più elevato tra tutte le condizioni a 0,15 secondi.

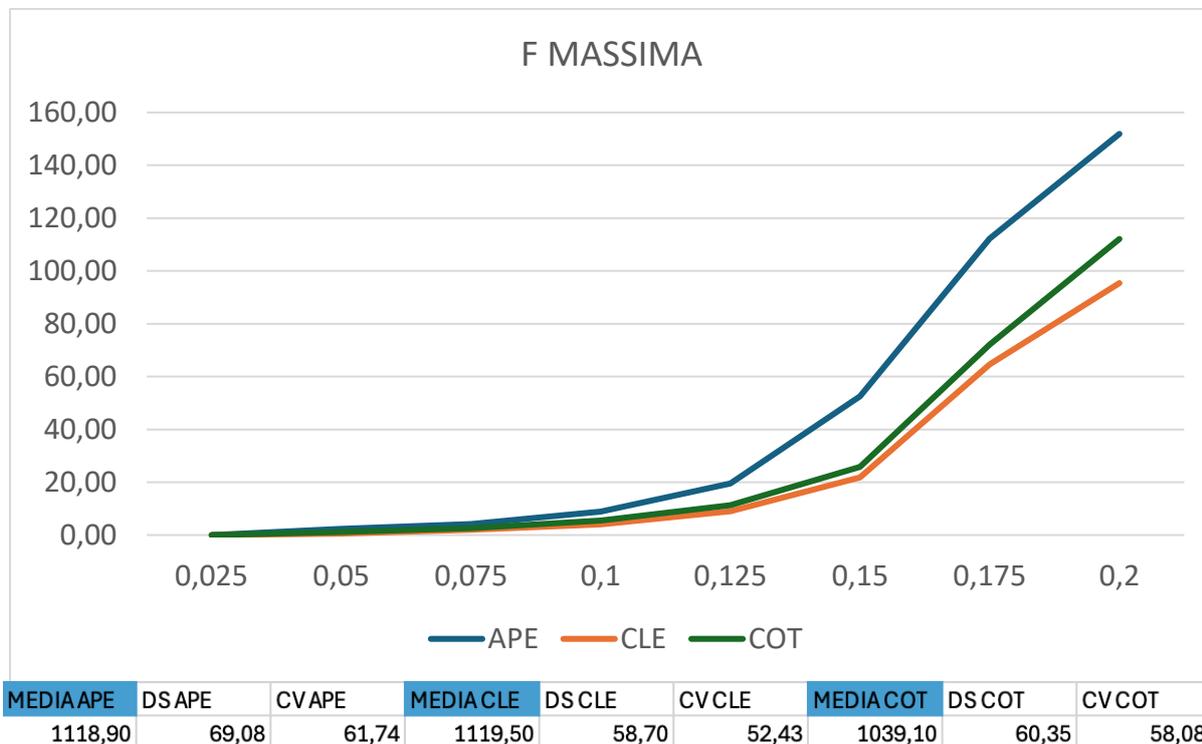
Questo risultato evidenzia una risposta esplosiva ottimale, probabilmente supportata da una stimolazione propriocettiva efficace fornita dal cotone. Il controllo motorio in questa fase sembra quindi buono, rendendo COT la condizione più efficace per la forza esplosiva.

La curva di CLE ha una salita più lenta e meno accentuata, con valori inferiori sia rispetto a COT che APE. Il picco è raggiunto più tardi, suggerendo una minore prontezza e reattività. Questa condizione pare penalizzare il soggetto nella rapidità di attivazione, probabilmente per effetto di una rigidità occlusale maggiore.

In conclusione, il soggetto M1 mostra un profilo neuromuscolare con un quadro malocclusivo che risponde meglio in assenza di contatto occlusale (APE) per la forza massima, e con cotone interposto (COT) per la forza esplosiva. Tuttavia, in entrambe le condizioni, emerge giustamente una certa instabilità che potrebbe influire negativamente sulla precisione del gesto motorio. La condizione di CLE risulta invece la più limitante ma la più stabile, suggerendo che per questo soggetto una modulazione dell'occlusione (normocclusione – Parabite Malpezzi) potrebbe migliorare sensibilmente l'espressione di forza.

SOGGETTO 9

il nono soggetto è maschile e lo chiamiamo M2. Iniziamo ad analizzare il grafico della forza massima.



Caso di soggetto maloccluso.

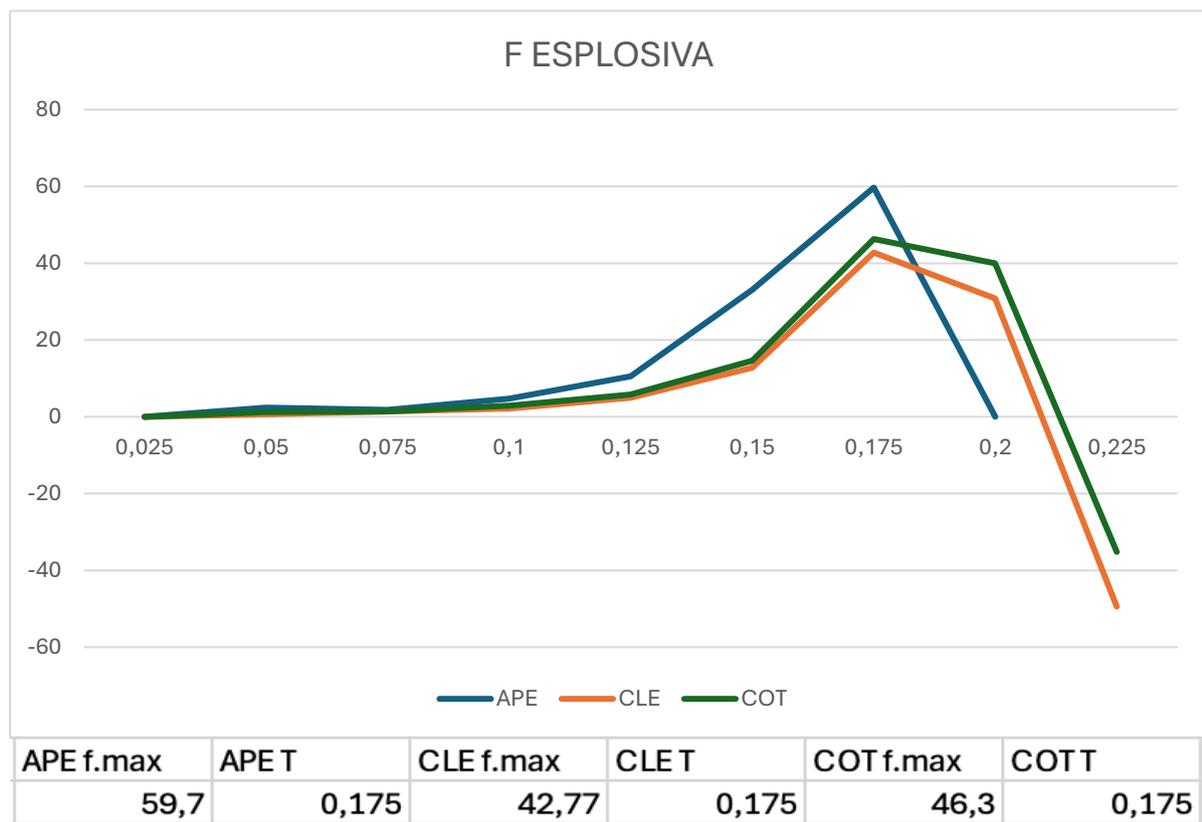
In APE (bocca aperta): questa condizione consente al soggetto di esprimere la forza massima più elevata. A partire dai primi istanti del movimento (0,1 s), la curva APE inizia a distanziarsi visibilmente da CLE e COT, crescendo in modo marcato fino a raggiungere il picco più alto. Questo andamento suggerisce che l'assenza di contatto occlusale in M2 lascia probabilmente maggiore libertà alla muscolatura cranio-cervicale, facilitando un'espressione di forza potenzialmente più completa. Tuttavia, questo vantaggio è compensato da una minore stabilità esecutiva: la deviazione standard (69,08) e il coefficiente di variabilità (61,74) sono infatti i più alti tra le tre condizioni, segnalando un gesto poco ripetibile e con significative fluttuazioni. Tipica risposta di soggetto maloccluso.

In COT (cotone tra i denti): interviene sulla propriocezione mandibolare. La curva in COT segue inizialmente l'andamento di CLE, ma a partire da 0,15 sec. assume una traiettoria più

ripida, avvicinandosi sensibilmente ai valori di APE. Dal punto di vista della stabilità, questa condizione presenta un coefficiente di variabilità intermedio (58,08) e una deviazione standard di 60,35, suggerendo che il cotone offra un compromesso tra espressione di forza e controllo motorio. Il COT pare fornire un riferimento occlusale utile a migliorare la sinergia muscolare, pur senza compromettere troppo la stabilità.

In CLE: in questa condizione il soggetto risulta il meno performante (malocclusione). La curva di CLE mostra una crescita costante ma meno incisiva rispetto ad APE e COT. Il picco massimo raggiunto è il più basso. Tuttavia, CLE è anche la condizione con la minore variabilità (coefficiente di 52,43) e la deviazione standard più contenuta (58,70). Questo indica che, pur esprimendo meno forza, il soggetto è più costante e stabile nel gesto.

Vediamo ora la forza esplosiva di M2.



APE (bocca aperta): in questa condizione la curva esplosiva ha una salita rapida e marcata, raggiungendo il picco più alto già intorno a 0,175 s. La capacità del soggetto di generare rapidamente forza sembra ottimale, con un'accelerazione netta della curva sin dai primi

istanti (già dai 0,125 s si nota una chiara impennata). Tuttavia, la rapidità d'azione è nuovamente accompagnata da una certa instabilità, coerente con la bassa ripetibilità già osservata nella forza massima.

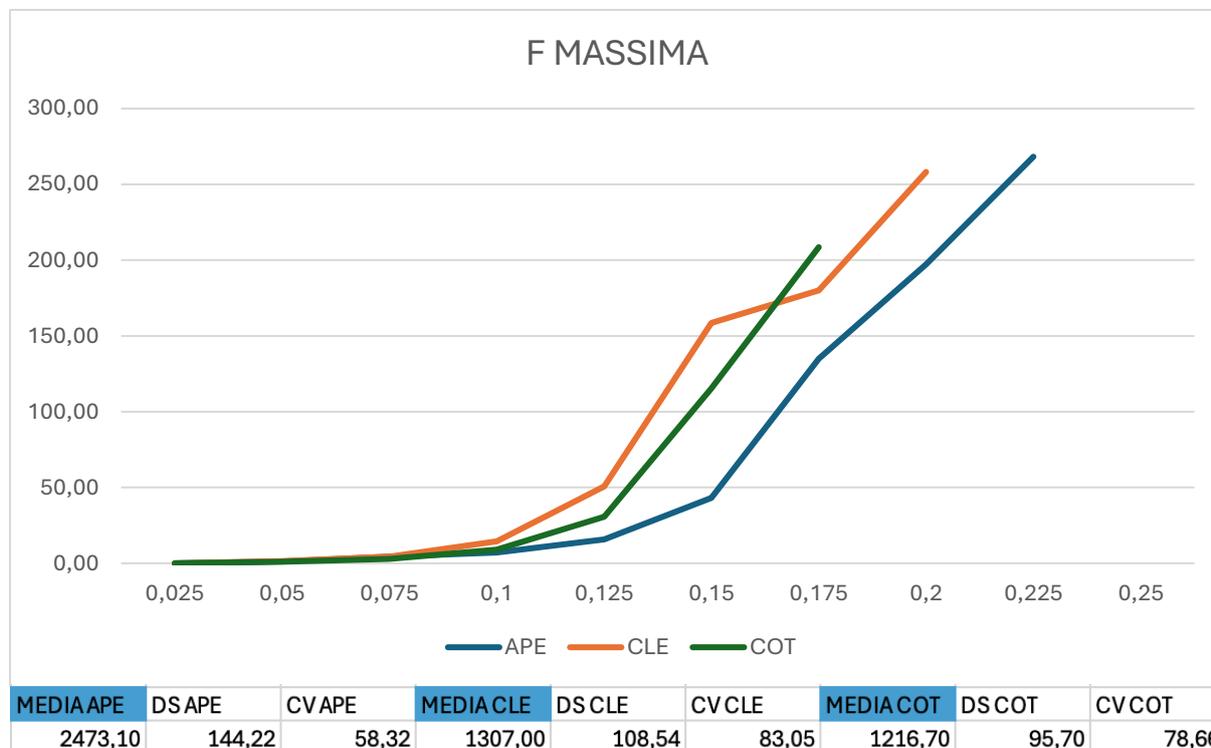
COT (cotone): il grafico esplosivo in questa condizione evidenzia un'ottima performance. Sebbene il picco sia leggermente inferiore rispetto ad APE, la progressione della curva è molto fluida, regolare e continua. La forza cresce stabilmente fino a 0,2 s, con un incremento deciso e una curva armonica. Questo suggerisce che il cotone tra i denti, agendo come modulatore propriocettivo, favorisca un'attivazione neuromuscolare efficiente e bilanciata.

CLE: qui la salita della curva è più contenuta. L'incremento di forza è lento, e il picco viene raggiunto più tardi rispetto alle altre due condizioni (circa 0,2 s), con valori sensibilmente inferiori. Questo conferma una certa difficoltà di M2 ad attivare in modo rapido la muscolatura nella posizione mandibolare naturale. Nonostante la stabilità del gesto, la capacità esplosiva risulta compromessa.

In conclusione il quadro malocclusivo ci mostra che a bocca aperta o inoclusale (APE) consente l'espressione della massima forza, ma comporta una bassa stabilità esecutiva. La bocca chiusa (CLE) è la condizione più stabile ma meno performante, suggerendo una limitazione meccanica o neuromuscolare. L'interposizione del cotone (COT) si rivela la condizione più funzionale complessivamente, con buoni valori sia di forza massima sia esplosiva, e una variabilità accettabile. Questa configurazione potrebbe rappresentare un riferimento utile per interventi miofunzionali o per l'uso di Parabite Malpezzi personalizzati.

SOGGETTO 10

Anche questo soggetto è maschile e lo chiamiamo M3. Per prima cosa vediamo il grafico della forza esplosiva.



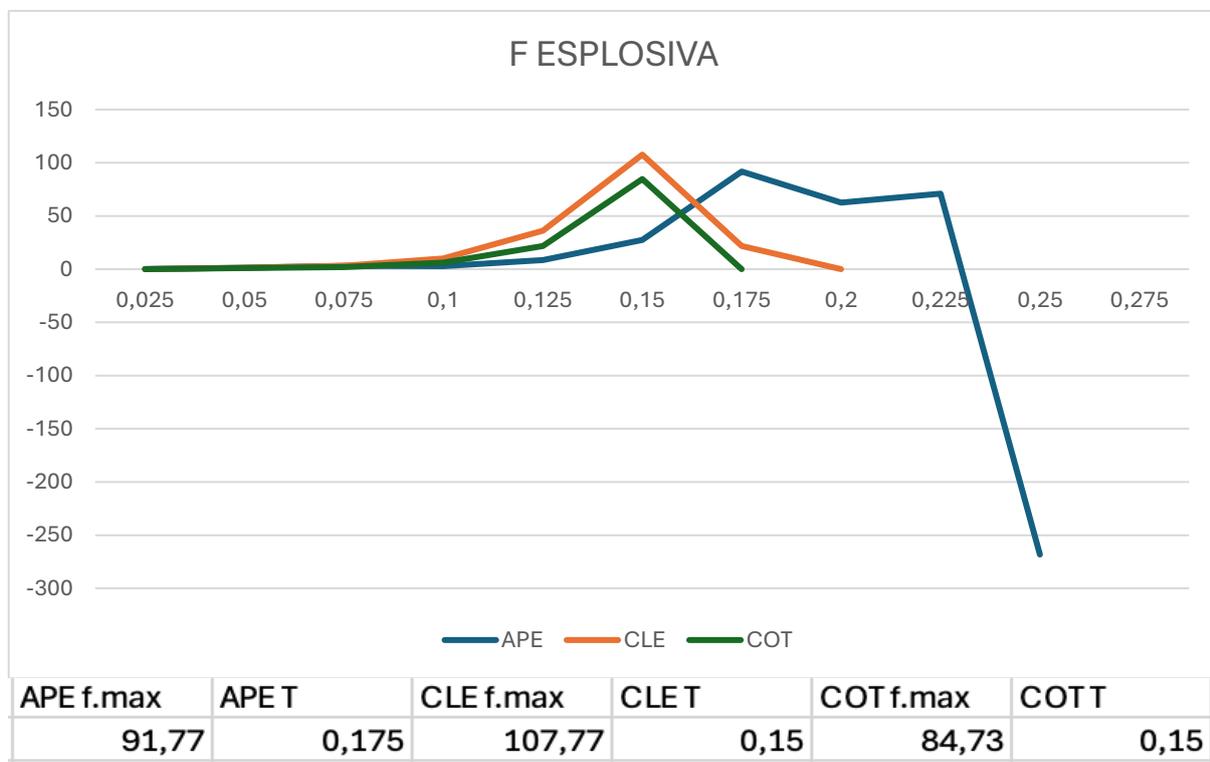
La condizione APE si rivela quella in cui il soggetto esprime la forza massima più elevata. In questo caso, M3 sembra attivare meglio le catene muscolari coinvolte mantenendo la bocca aperta. Tuttavia, è importante sottolineare che APE presenta anche la deviazione standard più elevata (144,22), a fronte però del coefficiente di variabilità più basso (58,32), il che indica che, nonostante le oscillazioni in valore assoluto, la forza è espressa in modo più coerente rispetto alla media. In sintesi, APE è la condizione più potente e più stabile proporzionalmente.

La curva CLE segue a breve distanza APE. Anche in questa condizione, la forza sviluppata è considerevole, suggerendo che la chiusura mandibolare offra una buona base di appoggio muscolare. Tuttavia, l'instabilità esecutiva è molto più marcata rispetto ad APE: la deviazione standard è di 108,54 e soprattutto il coefficiente di variabilità risulta il più elevato (83,05), indicando una significativa variabilità tra una prova e l'altra. Ne deriva che, sebbene la forza sia quasi massima, la capacità di riprodurre il gesto con coerenza è

compromessa, suggerendo una possibile instabilità neuromuscolare in questa configurazione oclusale.

La condizione COT è quella in cui la forza massima risulta più bassa, con un picco inferiore ai 220 N. Nonostante ciò, questa modalità presenta una discreta stabilità relativa, con una deviazione standard di 95,70 e un coefficiente di variabilità del 78,66, inferiore a CLE ma superiore ad APE. Questo potrebbe suggerire che l'interposizione del cotone, se da un lato riduce l'efficienza nella produzione della forza, dall'altro fornisce un effetto stabilizzante parziale, migliorando la regolarità del gesto rispetto alla condizione a CLE.

Vediamo ora la forza esplosiva.



La curva CLE presenta una salita molto rapida fino al picco, raggiunto intorno ai 0,15 secondi. La rapidità con cui il soggetto riesce ad attivare la muscolatura suggerisce che la chiusura mandibolare favorisca l'innesco iniziale della forza, probabilmente grazie a un effetto di stabilizzazione centrale.

La curva COT ha una salita più graduale rispetto a CLE. Sebbene meno esplosiva, la fase ascendente appare più fluida e meno soggetta a sbalzi, suggerendo una maggiore coerenza

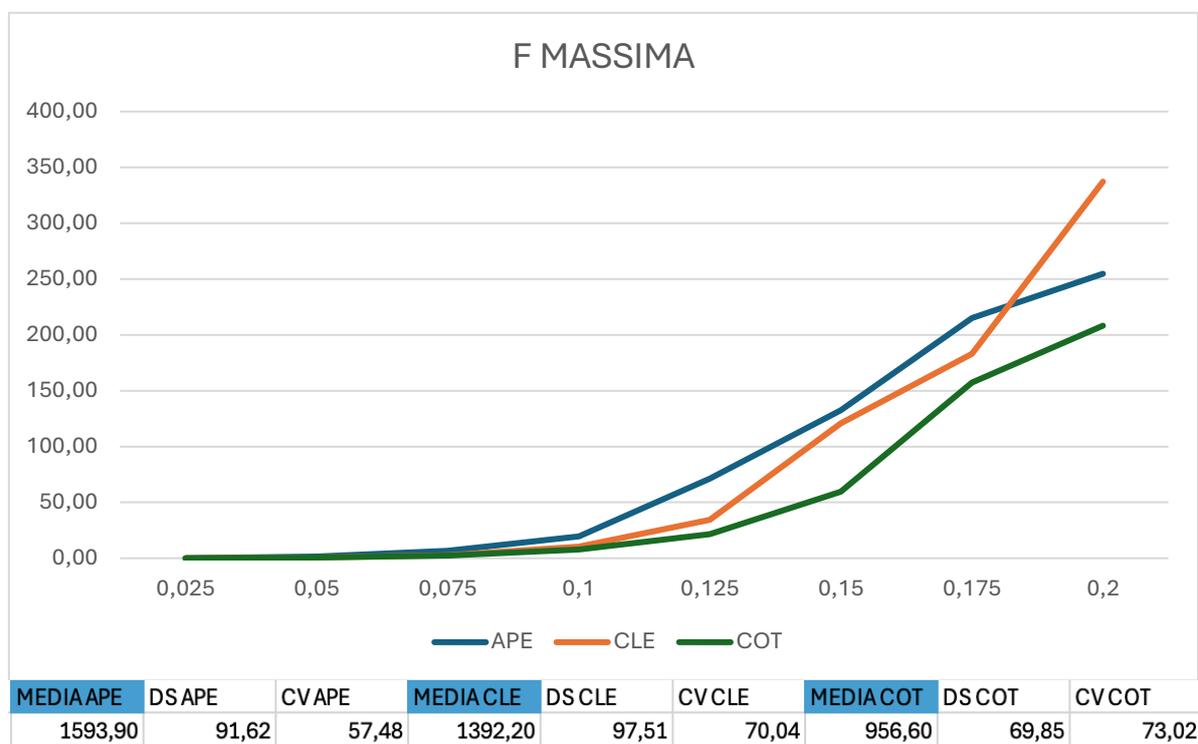
nel reclutamento muscolare. Questo dato rafforza l'ipotesi che l'interposizione del cotone offra un feedback propriocettivo utile al controllo motorio, pur limitando la massima espressione della forza in tempi rapidi.

Nella condizione APE, la forza esplosiva cresce più lentamente rispetto alle altre due. Il picco viene raggiunto oltre i 0,175 secondi, con un valore simile a COT. La partenza più lenta può essere interpretata come una minore efficienza iniziale del sistema neuromuscolare in assenza di un contatto occlusale.

In conclusione, per M3, la condizione APE (bocca aperta) risulta essere la più favorevole alla produzione di forza massima, e allo stesso tempo quella con la migliore stabilità relativa. Tuttavia, nella forza esplosiva presenta un ritardo nell'attivazione, che potrebbe penalizzare gesti che richiedono velocità iniziale. La condizione CLE consente una forte attivazione esplosiva e valori di forza elevati, ma è accompagnata da grande variabilità, che ne limita l'affidabilità. La condizione COT (cotone tra i denti) mostra una forza complessiva inferiore, ma con buona stabilità e controllo motorio, rendendola potenzialmente utile nei contesti in cui la coerenza esecutiva è prioritaria rispetto alla forza massima assoluta.

SOGGETTO 11

L'undicesimo soggetto è maschile (M4). Vediamo la forza massima.



Caso di soggetto maloccluso.

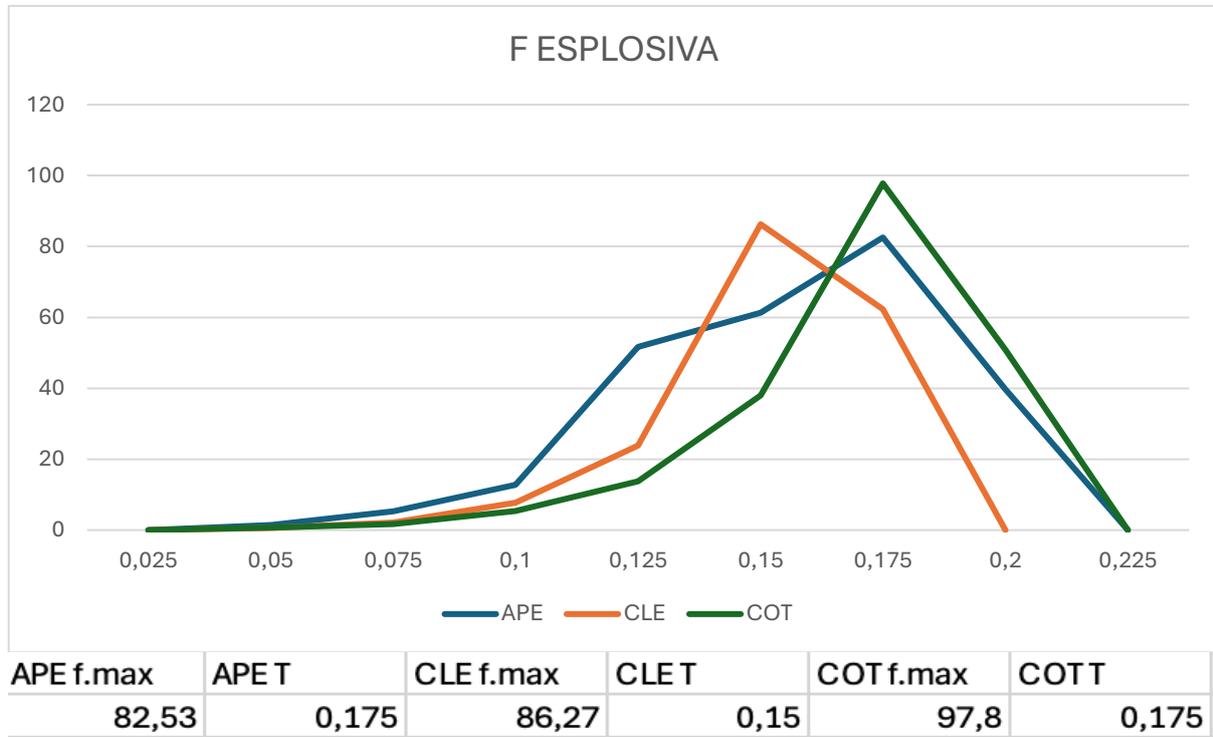
La curva CLE risulta quella che porta all'espressione della forza più elevata. Pur esprimendo la forza massima più elevata, mostra una deviazione standard di 97,51 e un coefficiente di variabilità del 70,04, indicando una maggiore instabilità esecutiva. Il soggetto riesce sì ad attivare un'alta potenza, ma con variabilità marcata da una prova all'altra.

Segue la curva APE (bocca aperta) che nonostante non esprima la forza maggiore, presenta una deviazione standard di 91,62 e un coefficiente di variabilità del 57,48, il più basso tra le tre condizioni. Questo suggerisce che APE consente un'esecuzione più stabile e ripetibile, con minori fluttuazioni rispetto alla media.

La curva COT, infine, mostra la forza minore ed è la condizione meno performante in termini di forza assoluta. Con un livello di variabilità ancora superiore a quello di CLE (CV = 73,02),

pur avendo la deviazione standard più bassa in valore assoluto (69,85). Questo implica che la coerenza rispetto alla media è comunque la meno soddisfacente tra le tre condizioni.

Vediamo ora la forza esplosiva.



COT, al contrario del grafico precedente, raggiunge il valore più alto di forza esplosiva anche se più lentamente, con una pendenza regolare. Questo suggerisce che, pur essendo la condizione più debole in termini di forza massima, il soggetto riesce ad attivare la forza iniziale con efficienza e coerenza. Potrebbe trattarsi di un effetto stabilizzante del cotone, che funziona meglio nei gesti brevi e reattivi.

APE raggiunge un picco esplosivo simile a CLE, ma con velocità inferiore.

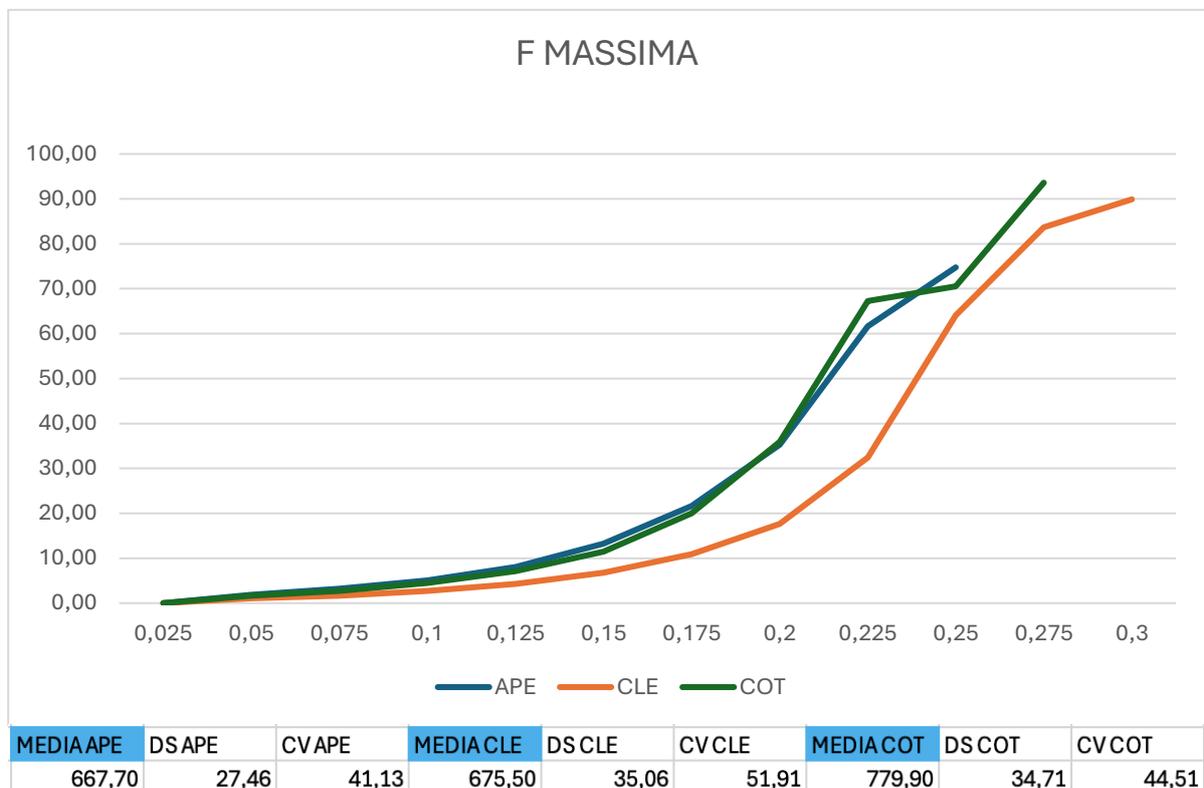
CLE mostra una curva molto ripida, segno di una forte spinta iniziale ma più instabile delle precedenti. Questo riflette una capacità esplosiva elevata ma meno sostenibile, in linea con quanto osservato anche nel grafico della forza massima: alta potenza, bassa stabilità.

In conclusione per M4 possiamo dire che APE (bocca aperta) si conferma la condizione più coerente e ripetibile, pur con una forza massima leggermente inferiore a CLE e esplosività limitata. CLE produce i valori di forza più elevati e di esplosività più veloce, ma risulta la

meno stabile, suggerendo un'attivazione muscolare potente ma meno controllata. COT è la condizione più potente nella fase esplosiva anche se non la più veloce, ma meno performante in assoluto in termini di forza massima.

SOGGETTO 12

Il prossimo soggetto maschile lo chiamiamo M5. Vediamo la forza massima.



Tipico caso malocclusivo dove risulta penalizzata la forza in CLE.

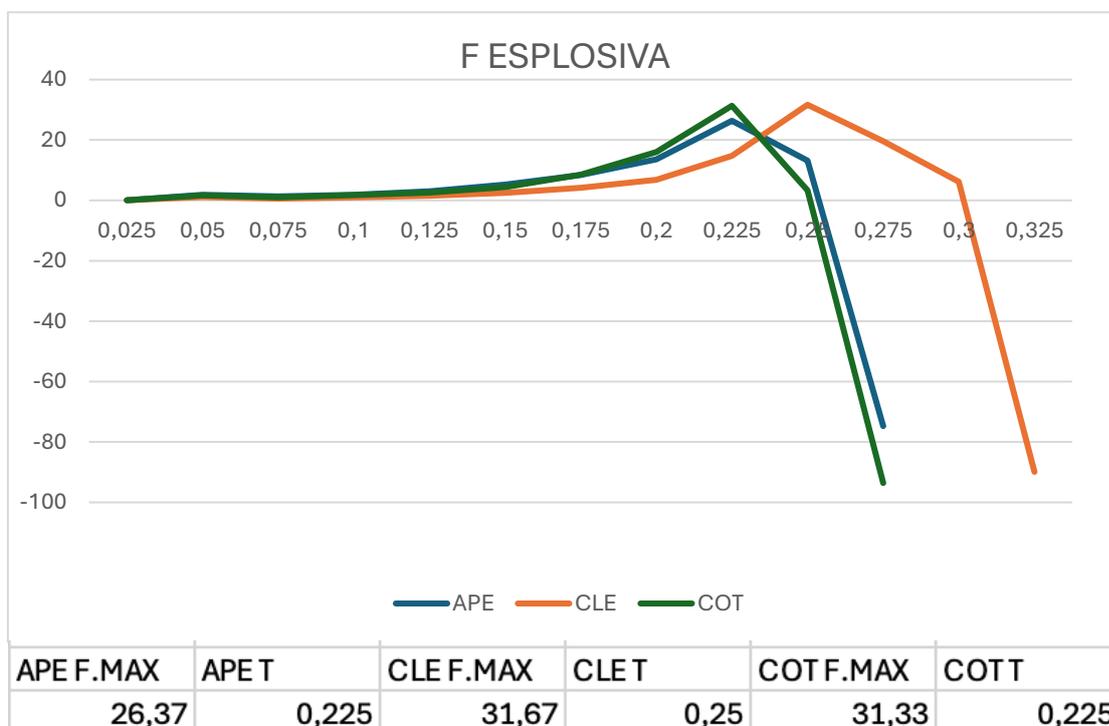
La condizione COT raggiunge il picco di forza più elevato tra le tre curve. Il grafico mostra una salita particolarmente pronunciata negli ultimi 0,275 ms, indicando una fase di reclutamento muscolare tardiva ma efficace. Tuttavia, COT si associa anche a una deviazione standard di 34,71 e a un coefficiente di variabilità del 44,51, il che suggerisce che,

nonostante l'elevata forza finale, l'esecuzione non sia del tutto stabile o ripetibile da una prova all'altra.

La condizione APE si colloca sotto a COT in termini di forza massima, con una curva che cresce in modo costante e progressivo. La deviazione standard è la più bassa (27,46) e il coefficiente di variabilità è il più contenuto (41,13), suggerendo che questa condizione, pur non essendo la più potente, sia la più stabile e riproducibile. APE risulta quindi la configurazione oclusale con la migliore coerenza esecutiva, ovvero la capacità di esprimere forza in modo costante.

La condizione CLE, infine, mostra una curva più appiattita nella prima parte, seguita da una salita marcata verso il termine dell'esercizio, raggiungendo quasi il valore di COT. Si associa a una deviazione standard più alta (35,06) e al coefficiente di variabilità più elevato (51,91), indicando una notevole instabilità esecutiva. CLE è quindi la variabile più instabile in M5.

Vediamo ora la forza esplosiva.



La curva CLE presenta il picco esplosivo più elevato. Questo suggerisce una capacità esplosiva marcata ma meno veloce e quindi meno efficace delle altre.

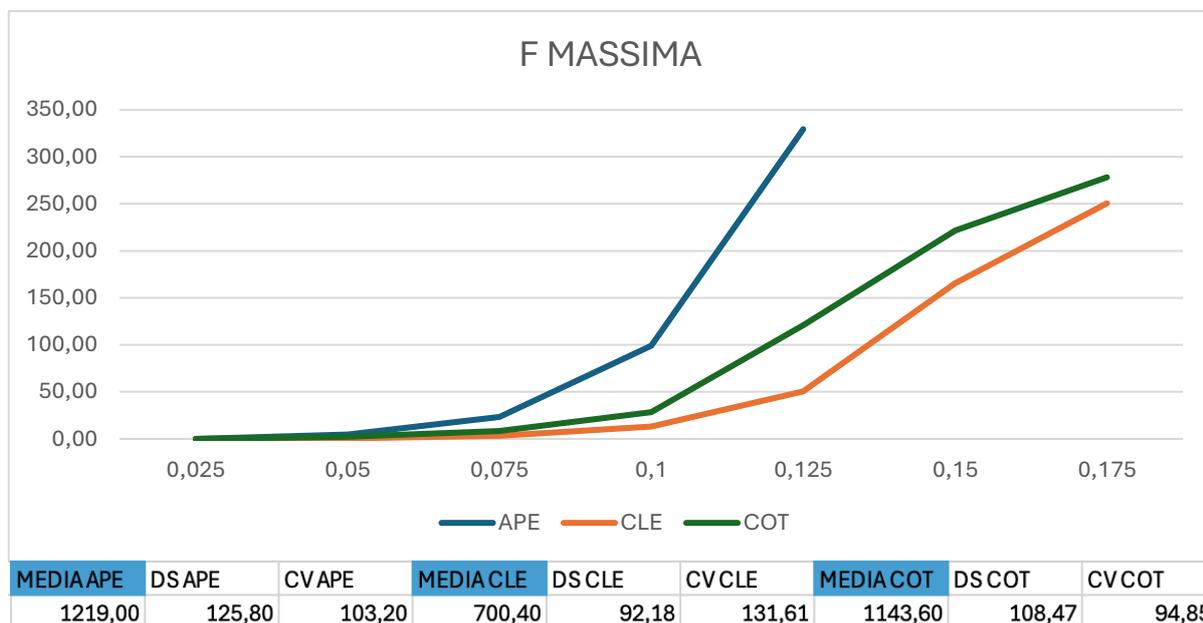
La condizione COT ha con un picco esplosivo leggermente inferiore, ma con una salita molto netta e concentrata, che avviene in un arco temporale più breve. La curva è più ripida rispetto a quella di CLE, indicando una migliore reattività iniziale. Questo potrebbe far pensare che, in M5, il cotone interposto offra un vantaggio nell'attivazione iniziale della forza, forse legato a una maggiore stabilizzazione mandibolare nella prima fase.

La curva APE mostra un incremento costante e fluido, senza impennate improvvise, raggiungendo un valore simile a quello di COT ma con minore intensità. Questo andamento suggerisce una minor esplosività, ma anche maggior controllo, confermando la coerenza esecutiva già evidenziata nel grafico della forza massima.

In sintesi, in questo soggetto maloccluso il COT è la variabile oclusale più favorevole sia per la forza esplosiva che per forza massima, anche se non risulta l'esecuzione più stabile. CLE è invece la variabile con minor velocità di esecuzione, anche se raggiunge valori simili a quelli di COT per forza espressa. Infine APE risulta la variabile più contenuta in termini di valori, ma ha la migliore coerenza esecutiva.

SOGGETTO 13

Proseguiamo con il tredicesimo soggetto maschile (M6). Vediamo la forza massima.



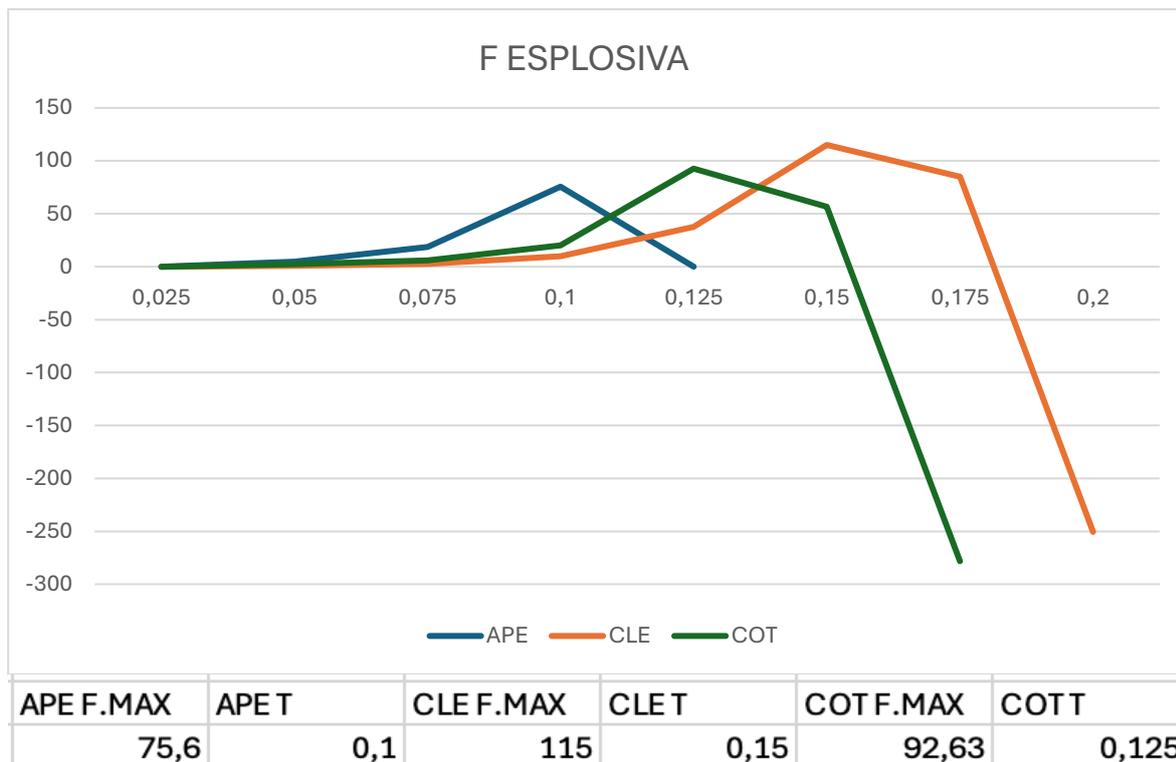
Caso di soggetto maloccluso.

La curva più evidente è quella relativa alla condizione APE (bocca aperta), che mostra un incremento netto e continuo. Si tratta della forza massima più elevata tra tutte le condizioni, il che suggerisce che in APE il soggetto sia in grado di esprimere la maggiore potenza assoluta. APE, pur avendo la forza più elevata, mostra un CV superiore a COT (103,20), il che indica una minore coerenza, ma comunque accettabile.

Segue la condizione COT, che si mantiene su livelli elevati, pur inferiori rispetto ad APE. COT presenta il CV più basso (94,85), suggerendo che, sebbene non raggiunga la forza massima di APE, è la condizione più stabile nella produzione della forza isometrica.

Infine, la condizione CLE mostra la curva di crescita meno ripida e culmina nel valore massimo più basso tra le tre. CLE, infine, evidenzia il CV più elevato (131,61), risultando quindi la più instabile. Questo dato, unito al valore massimo più basso, suggerisce che la condizione a bocca chiusa rappresenti la configurazione occlusale più carente in M6.

Vediamo ora la forza esplosiva.



In APE, la curva cresce rapidamente fino a circa 0,1 s, è la forza più veloce ma non quella che raggiunge il maggior picco. Questa condizione si caratterizza per una buona rapidità iniziale, ma una breve durata del picco, che potrebbe suggerire una rapida attivazione seguita da una dispersione precoce della forza.

In CLE, il picco esplosivo è raggiunto più tardi, intorno a 0,15 s, con un valore massimo che supera gli altri. Questo andamento riflette una certa latenza nella fase di attivazione e una notevole instabilità nell'esecuzione, coerente con i valori elevati di CV osservati anche nella forza massima.

COT si trova nel mezzo. Questa condizione mostra la pendenza più regolare, suggerendo una buona efficienza nella fase di reclutamento iniziale.

In sintesi, APE rappresenta la forza massimale migliore, ma con l'esplosività più carente.

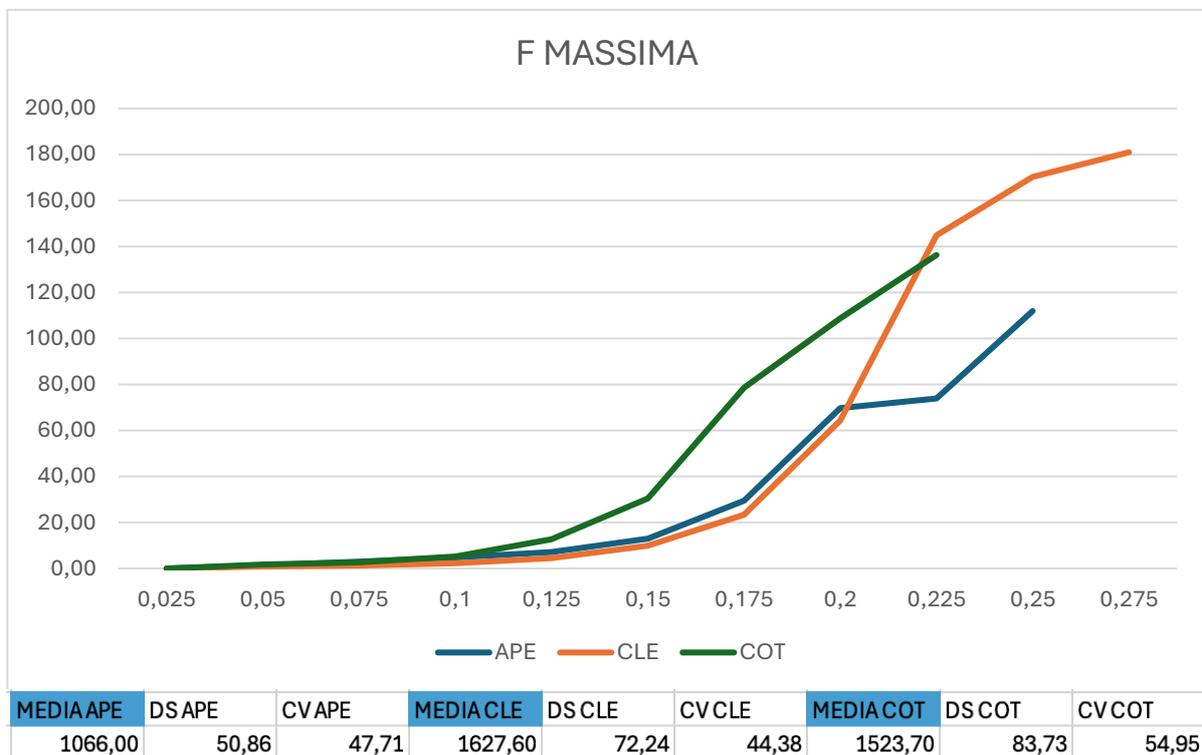
COT si trova in entrambi i grafici nel mezzo, suggerendo essere la variabile più coerente e stabile, anche dai dati di DS e CV.

CLE, infine, mostra limiti sia nella forza massima che nella stabilità esecutiva, risultando la variabile occlusale più penalizzante per M6.

SOGGETTO 14

il quattordicesimo soggetto che analizziamo è maschio (M7).

Vediamo la forza massima.



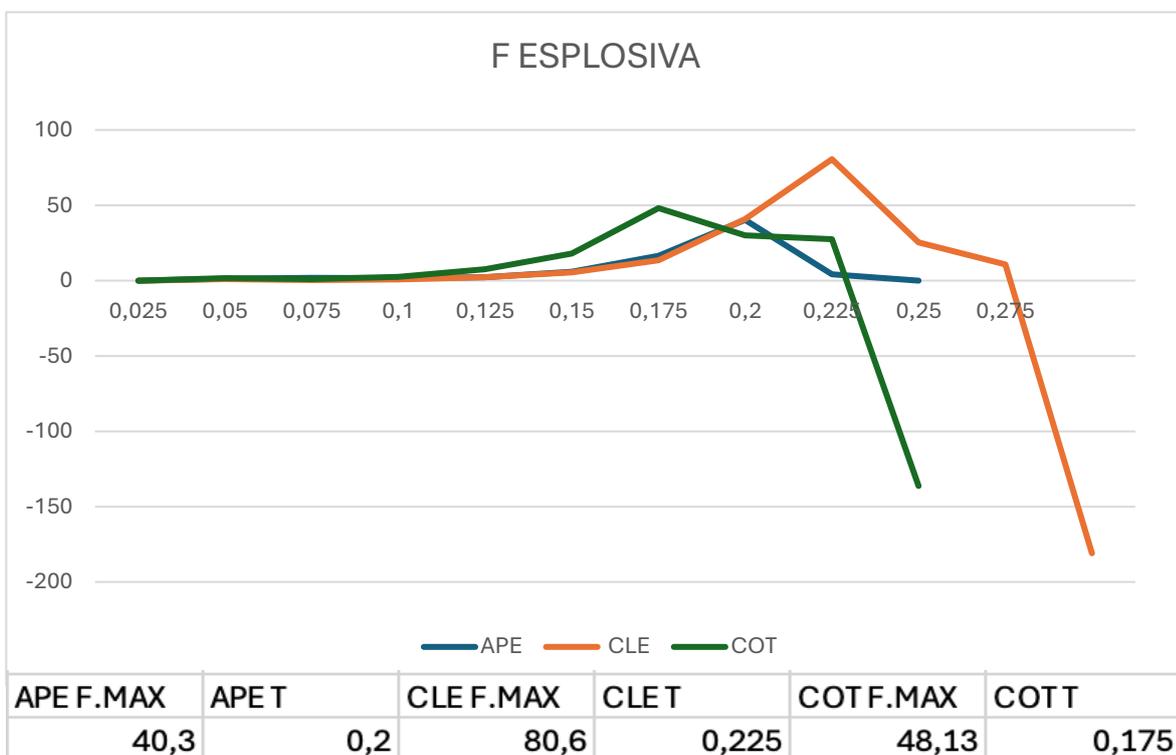
Caso di soggetto maloccluso.

CLE mostra il picco più elevato in termini di forza massima. Questo suggerisce che il contatto dentale completo, in M7, favorisca una trasmissione più efficace della forza. CLE mostra una deviazione standard di 72,24, suggerendo una variabilità intermedia ma anche un'efficienza superiore nella forza espressa.

COT con valori di poco inferiori rispetto a CLE fino ai 0,225 secondi, per poi stabilizzarsi. Ha però la deviazione standard più alta (83,73), insieme al coefficiente di variabilità più elevato (54,95), indice del fatto che in M6 è la variabile più instabile.

APE presenta i valori più bassi di forza massima, soprattutto a partire dai 0,175 secondi. Questo indica che per M7 c'è una minore efficienza nella trasmissione neuromuscolare della forza quando manca un contatto occlusale. APE però manifesta la deviazione standard più bassa (50,86), indice del fatto che anche se è la condizione che esprime meno forza, è la più stabile e ripetibile.

Vediamo ora la forza esplosiva.



COT è la condizione che inizialmente mostra la crescita più rapida della forza esplosiva, quindi la variabile più veloce. Tra 0,125 e 0,175 secondi raggiunge il valore massimo nella salita, superando le altre due condizioni. Questo suggerisce che l'occlusione simulata con il cotone potrebbe favorire una risposta neuromuscolare più pronta e reattiva nella fase iniziale.

CLE presenta un incremento progressivo più lento fino a 0,2 secondi, per poi esplodere con un picco a 0,225 secondi. Sebbene la reattività iniziale non sia la più rapida, la capacità di accumulo esplosivo è più efficace.

APE, coerentemente con quanto osservato nella forza massima, mostra la curva più piatta e contenuta anche nella fase esplosiva, con un picco modesto rispetto alle altre condizioni.

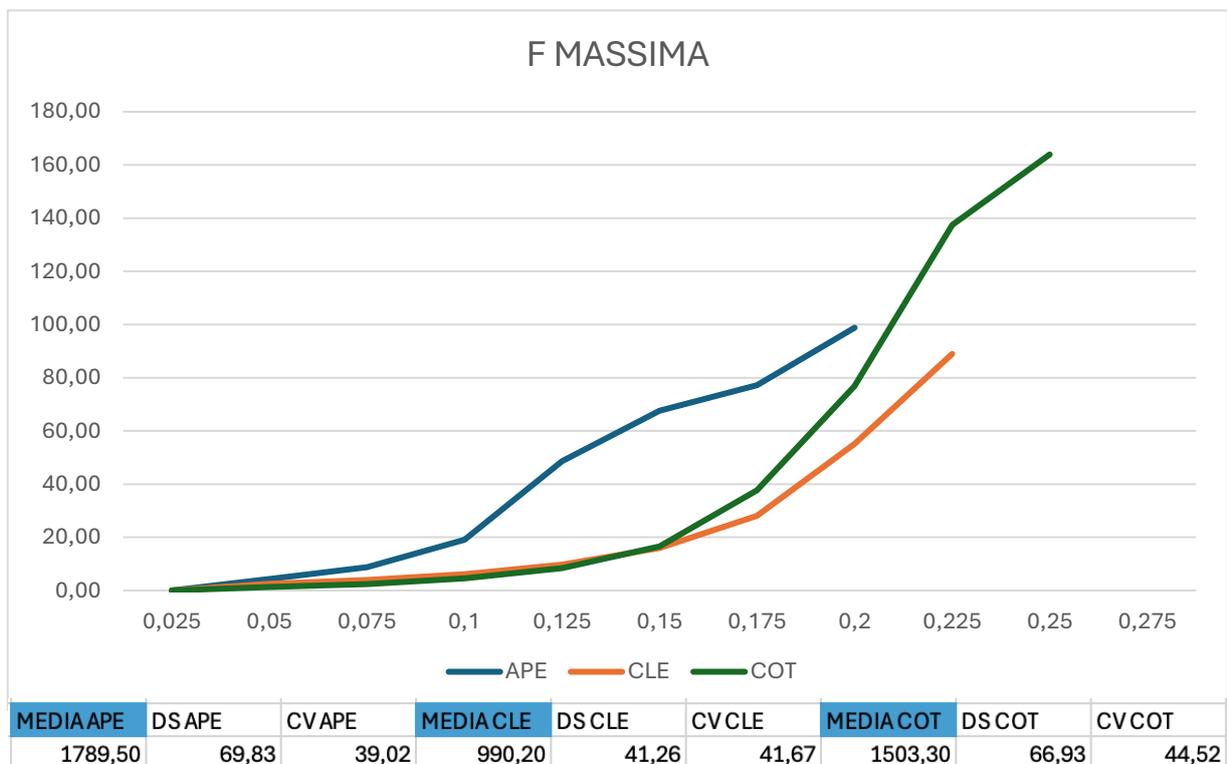
In conclusione, per M7, CLE si dimostra la condizione più efficiente e stabile per esprimere sia forza massima che forza esplosiva.

COT, pur con maggiore variabilità, rappresenta una soluzione promettente per migliorare la fase esplosiva.

APE (bocca aperta) risulta essere la condizione più deficitaria, con valori inferiori e minor stabilità, indicando una carenza funzionale in assenza di stimoli occlusali.

SOGGETTO 15

Anche il quindicesimo soggetto è maschile (M8). Vediamo la forza massimale.



Soggetto in malocclusione.

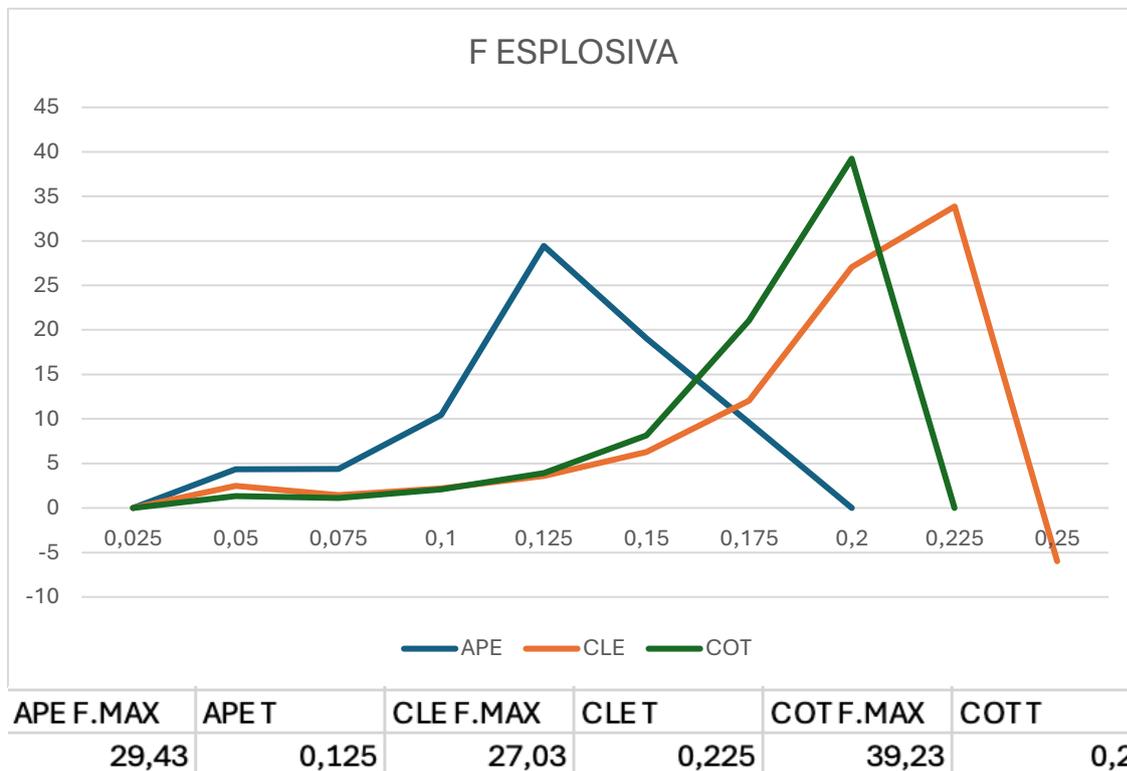
APE (bocca aperta) evidenzia una crescita inizialmente più rapida rispetto a CLE e COT, raggiungendo intorno ai 0,20 secondi. Tuttavia, in seguito la curva si appiattisce, suggerendo un plateau nella capacità di espressione della forza

CLE mostra un incremento più costante e progressivo della forza. La curva inizia più lentamente rispetto ad APE, ma continua a crescere anche dopo i 0,225 secondi arrivando a valori simili di APE. È interessante notare che, nonostante CLE presenti un valore massimo inferiore rispetto a COT, la deviazione standard (41,26) e il coefficiente di variabilità (41,67) sono tra i più contenuti, indice di una buona stabilità e ripetibilità della prestazione.

COT, infine, mostra una curva inizialmente più simile a CLE, ma con un'accelerazione marcata a partire da 0,175 secondi. La forza massima raggiunta è la più elevata tra le tre condizioni. Tuttavia, tale performance è accompagnata da una deviazione standard di

66,93 e un coefficiente di variabilità del 44,52, i più alti insieme ad APE, suggerendo una maggiore instabilità e variabilità intra-test.

Vediamo la forza esplosiva.



APE (bocca aperta) mostra una rapida crescita iniziale della forza esplosiva fino a 0,125 secondi, la più veloce delle tre. La prestazione esplosiva non è però quella che raggiunge il picco più alto.

CLE presenta una curva meno ripida nella fase iniziale, ma con una crescita costante che raggiunge il suo apice per ultima. Questa progressione suggerisce un'attivazione neuromuscolare più graduale ma anche più controllata, coerente con l'effetto stabilizzante del contatto oclusale, che facilita la coordinazione dei gruppi muscolari coinvolti nel gesto motorio. La malocclusione fa ritardare l'effetto esplosivo nella coordinazione muscolare.

COT (cotone tra i denti) mostra un comportamento intermedio. La crescita della curva esplosiva è netta e continua, con un picco molto elevato intorno ai 0,2 secondi (il più alto).

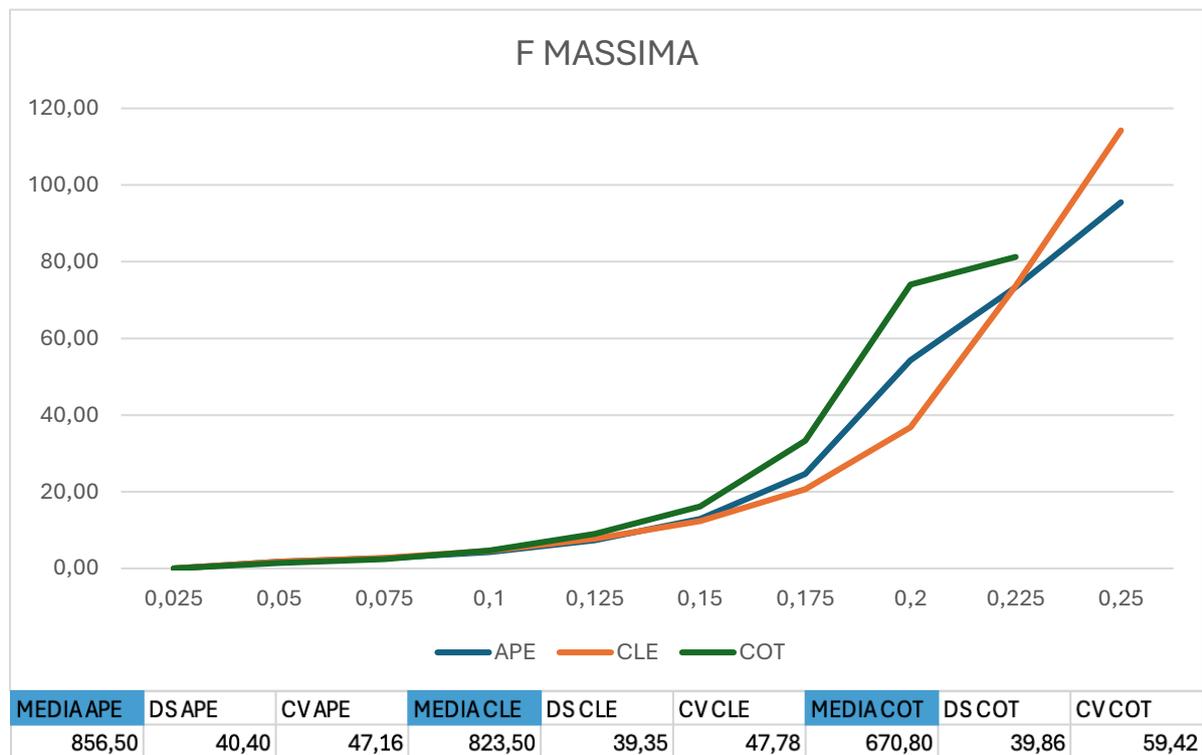
In conclusione, nel soggetto M8, la condizione CLE, nonostante l'effetto negativo della malocclusione, si conferma la più efficace dal punto di vista biomeccanico e neuromuscolare, grazie a un buon equilibrio tra prestazione e stabilità.

La condizione COT permette una grande espressione di forza in entrambi i casi, ma introduce un grado di variabilità che potrebbe penalizzare l'efficienza in contesti ripetitivi o di precisione.

La condizione APE (bocca aperta) è quella più carente sia in forza massima che in forza esplosiva sostenuta, suggerendo una minore attivazione neuromuscolare dovuta all'assenza di feedback occlusale.

SOGGETTO 16

Soggetto 16 maschile (M9). Vediamo la forza esplosiva.



Soggetto in malocclusione.

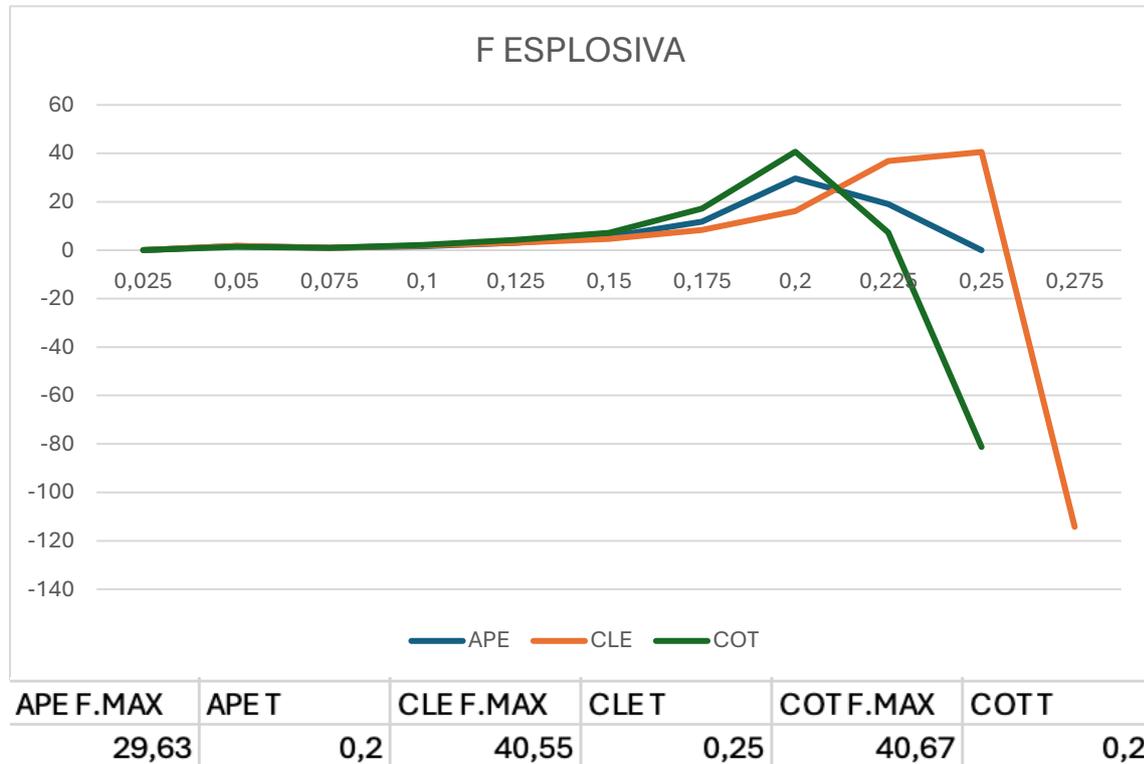
CLE risulta la condizione nella quale il soggetto ha espresso la forza massima più elevata (114,25 N), con un incremento costante lungo l'intera durata dell'esercizio. Inoltre, CLE presenta la deviazione standard più bassa (39,35) e un coefficiente di variabilità del 47,78, dati che confermano una prestazione non solo potente ma anche stabile.

APE mostra valori intermedi lungo quasi tutto l'arco temporale, con una crescita finale controllata. La curva presenta un'accelerazione a metà esercizio. La deviazione standard di 40,40 e il coefficiente di variabilità del 47,16 indicano una prestazione moderatamente stabile ma quantitativamente più debole.

COT si distingue per una crescita iniziale simile ad APE, ma accelera significativamente intorno ai 0,175 secondi, per poi fermarsi e raggiungere il picco inferiore. Tuttavia, presenta

la deviazione standard più alta (39,86) e il coefficiente di variabilità più elevato (59,42), indice di una prestazione meno stabile e più variabile.

Vediamo il grafico della forza esplosiva.



COT (cotone tra i denti) mostra inizialmente una fase di salita rapida e continua, raggiungendo il picco più elevato e più velocemente tra le tre condizioni intorno ai 0,2 secondi. Tuttavia, già a 0,225 secondi la curva inizia a decrescere. Tale comportamento suggerisce una risposta esplosiva potente ma scarsamente sostenibile nel tempo.

L'interpretazione è coerente con i dati della forza massima.

CLE (bocca chiusa) presenta una salita più graduale ma più costante. A differenza di COT, la curva non subisce una decrescita repentina, mantenendo una certa stabilità fino a 0,25 secondi. Questa condizione dimostra una capacità esplosiva leggermente inferiore in termini assoluti, ma superiore per stabilità e controllo.

APE (bocca aperta) presenta un andamento intermedio. La curva cresce in modo progressivo fino a un picco attorno ai 35 N a 0,2 secondi, per poi calare gradualmente. La salita iniziale

non è particolarmente marcata, e la forza espressa resta inferiore rispetto alle altre condizioni.

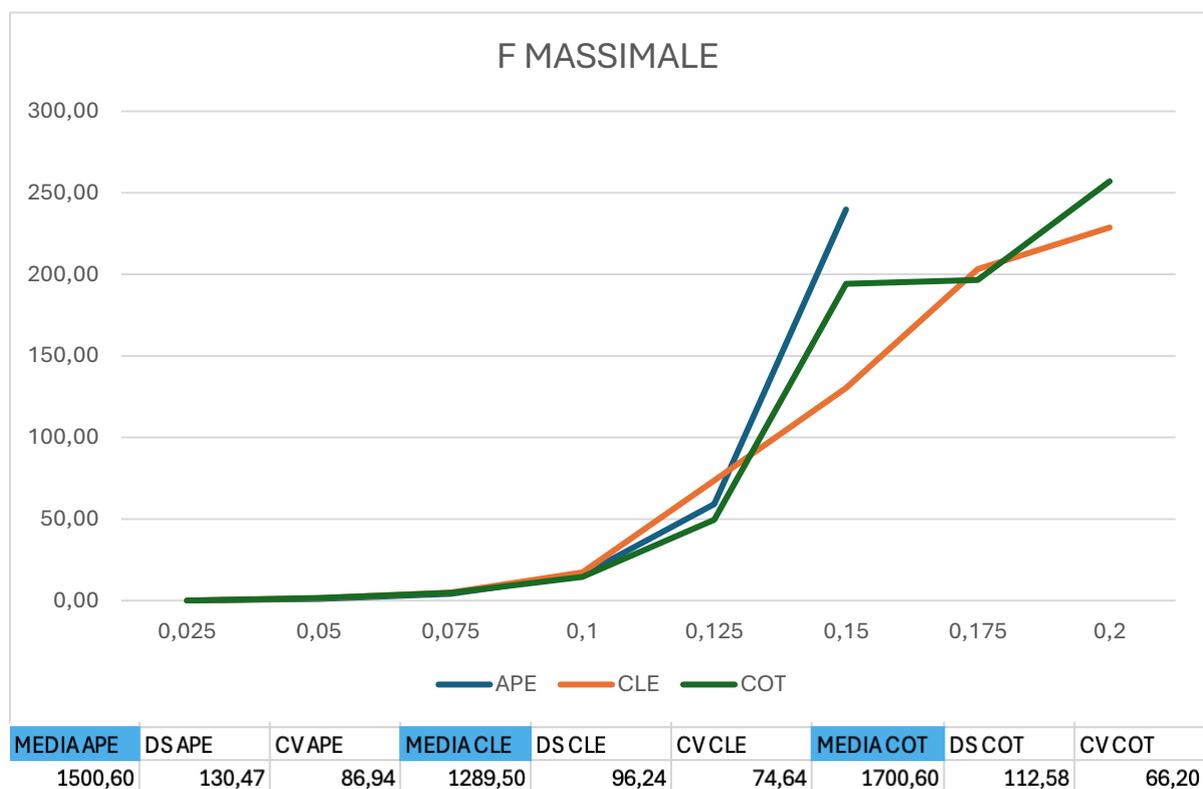
In conclusione in M9, CLE rappresenta la condizione ottimale: unisce una buona performance di forza con stabilità e controllo, elementi cruciali per l'efficacia neuromuscolare.

COT amplifica la risposta neuromuscolare iniziale, rendendo l'attivazione esplosiva molto efficace, ma introduce instabilità, evidenziata da elevata variabilità e cali bruschi della curva.

APE (bocca aperta) si conferma la condizione più svantaggiosa, con forza inferiore e controllo ridotto, verosimilmente a causa dell'assenza di input occlusale che limita la coordinazione neuromuscolare fine.

SOGGETTO 17

L'ultimo soggetto analizzato è anche esso maschile (M10). Vediamo la forza massimale



Soggetto maloccluso.

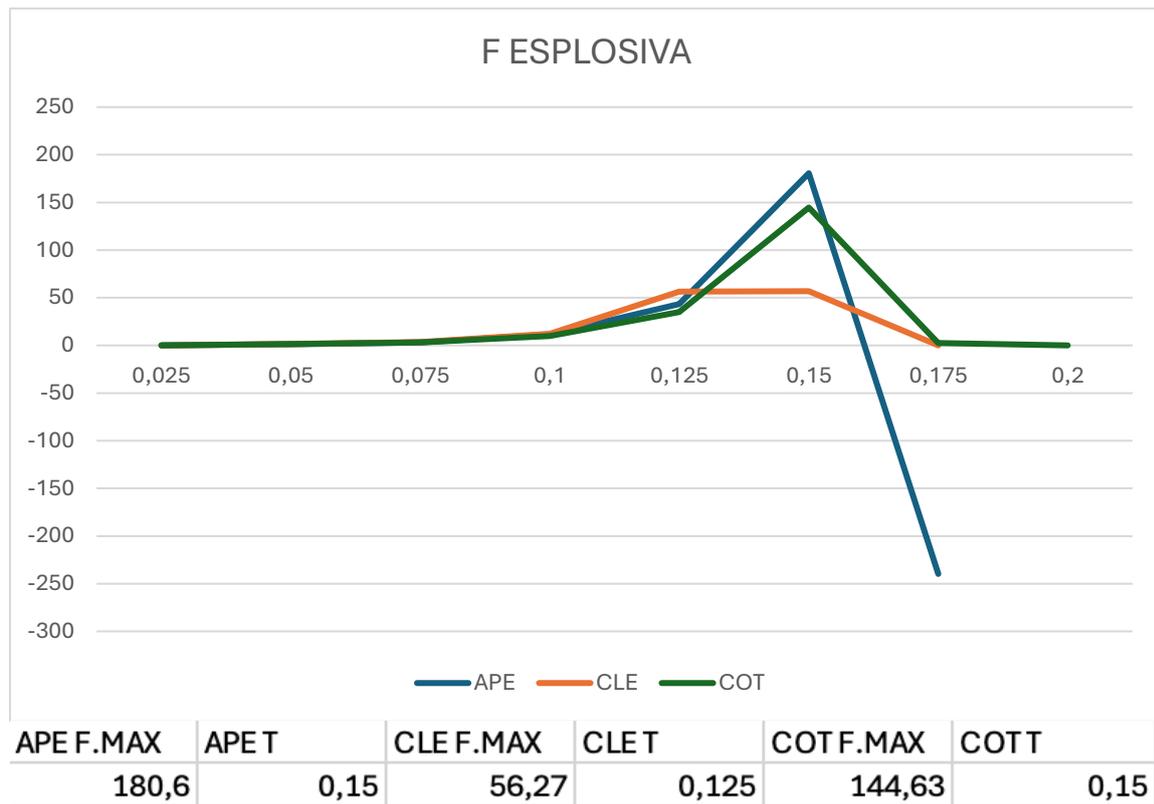
In M10 i valori massimali di forza sono molto simili ma le linee hanno alcune differenze.

CLE mostra un incremento costante, senza cali improvvisi, segno di una progressiva e controllata attivazione neuromuscolare, ma raggiungendo valore più basso. A supporto di questo andamento, i dati statistici indicano per CLE una deviazione standard pari a 96,24 e un coefficiente di variabilità del 74,64, suggerendo una buona stabilità prestazionale.

COT (cotone tra i denti) mostra un incremento simile a APE fino a circa 0,15 secondi, momento in cui l'andamento rallenta, pur aumentando i valori di forza fino ad arrivare al massimo espresso da M10. Da un punto di vista quantitativo, COT si comporta bene, ma presenta una deviazione standard di 112,58 e un coefficiente di variabilità del 66,20, il più basso tra le tre condizioni. Ciò suggerisce che la prestazione in COT è la più stabile.

APE (bocca aperta) risulta essere la condizione intermedia. La curva di forza massima cresce velocemente rispetto alle altre due condizioni e si arresta in un valore simile a COT. Inoltre, i dati di dispersione sono significativamente più alti: deviazione standard di 130,47 e coefficiente di variabilità dell'86,94, il valore più elevato del campione.

Vediamo ora la forza esplosiva.



La condizione APE mostra la salita più ripida e il picco più alto nella fase iniziale, raggiungendo rapidamente un massimo attorno a 0,15 secondi. Questo indica una ottima risposta esplosiva, probabilmente favorita dalla stimolazione sensoriale del cotone, che potrebbe aver attivato circuiti neuromuscolari riflessi in modo più rapido.

COT mostra una curva leggermente meno ripida di APE, ma comunque stabile e costante e con la stessa velocità. L'incremento è regolare e senza oscillazioni, suggerendo una buona capacità esplosiva associata a un ottimo controllo.

CLE, infine, presenta la salita più lenta e meno incisiva, con un picco inferiore rispetto alle altre due condizioni. La curva suggerisce una difficoltà a generare rapidamente forza, riflettendo una reazione neuromuscolare più debole e meno coordinata.

Concludendo, in M10, la condizione COT risulta essere la migliore, mostrando la forza massima più alta e la maggiore stabilità prestazionale, raggiungendo anche ottimi valori esplosivi.

APE si colloca in una posizione intermedia, con una buona risposta esplosiva ma elevata variabilità.

La condizione CLE è invece la meno efficace, con la forza più bassa e la minore capacità esplosiva.

ANALISI 2

In questo lavoro abbiamo esteso l'analisi soggetto per soggetto, condotta per ciascun partecipante nelle tre condizioni occlusali (APE, CLE, COT), al calcolo e all'interpretazione delle medie di gruppo per campioni maschili e femminili. L'obiettivo è stato valutare in termini aggregati le performance isometriche di forza massimale ed esplosiva, al fine di cogliere eventuali differenze di genere nell'interazione tra contatto dentale e produzione di forza.

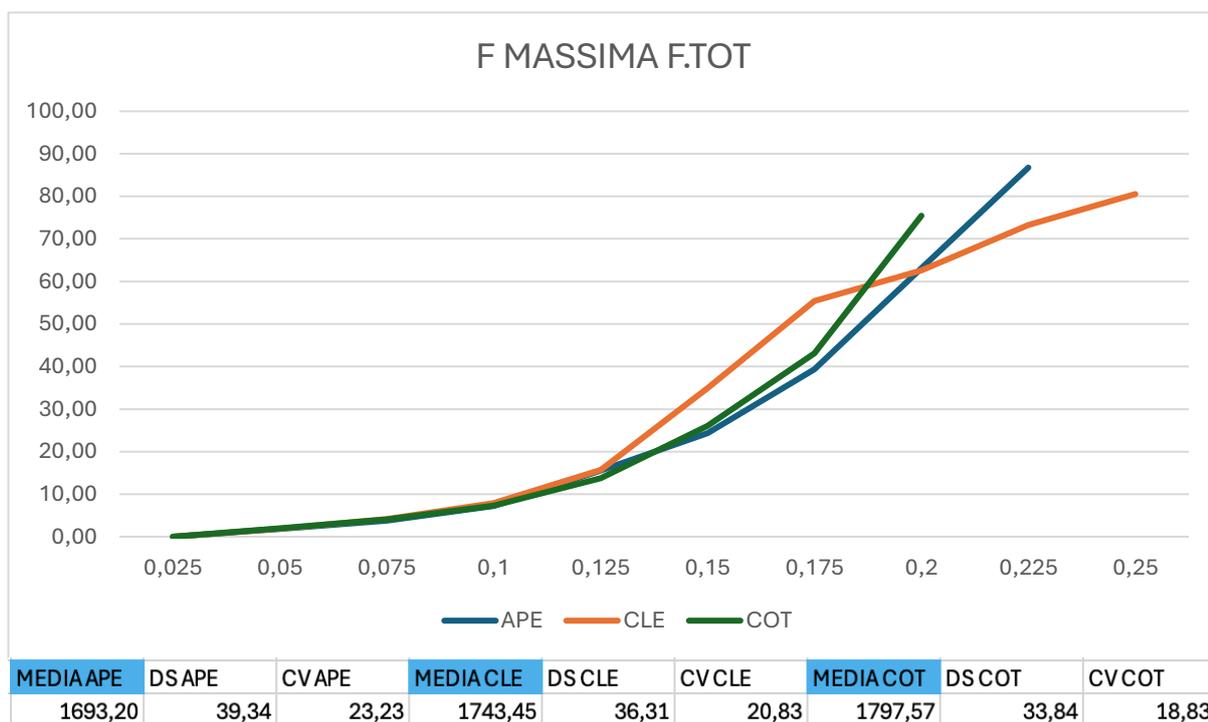
Sono stati calcolati i principali indici statistici, deviazione standard e coefficiente di variazione, per cogliere la coerenza delle risposte all'interno di ciascuna condizione.

Il confronto tra sesso maschile e femminile ha messo in luce pattern sia simili che divergenti, fornendo un quadro integrato dell'influenza dell'occlusione sulla funzione muscolare.

Questa analisi delle medie conclude il percorso iniziato con lo studio individuale, offrendo ora una visione di insieme sui meccanismi di reclutamento in diverse condizioni occlusali.

POPOLAZIONE FEMMINILE

Analizziamo ora come si è comportato il campione femminile studiando le medie delle forze di tutti i soggetti. Iniziamo dalla forza massimale.



Nel campione sono presenti molti soggetti in malocclusione.

APE (bocca aperta) raggiunge il picco medio più alto grazie a una pendenza finale molto elevata, tuttavia, la sua deviazione standard di 39,34 N e il CV del 23,23 riflettono ampia

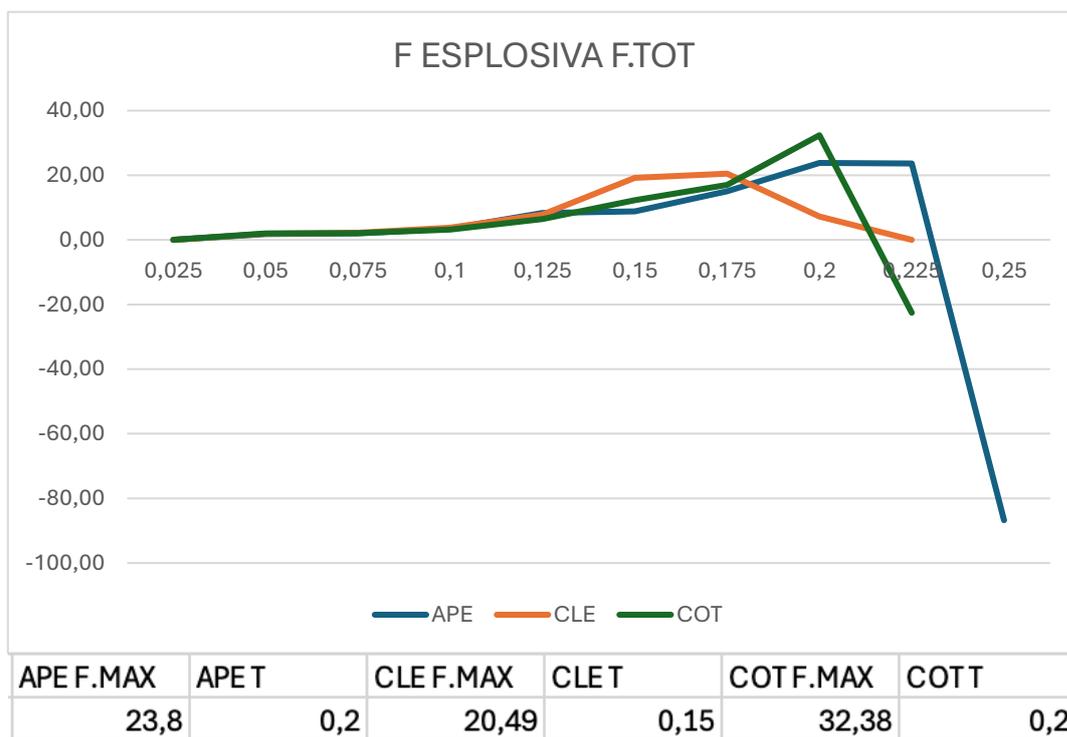
eterogeneità nella risposta individuale. Questo comportamento indica che, pur essendo la condizione in grado di massimizzare la forza assoluta, è anche quella meno costante su campione.

CLE si posiziona in seconda linea con una pendenza intermedia nella fase conclusiva. Con DS = 36,31 N e CV = 20,83, mostra una variabilità inferiore ad APE ma superiore a COT. La progressione più lineare e costante suggerisce un buon equilibrio tra potenza espressa e omogeneità del dato.

COT fa registrare il valore terminale più basso anche se l'andatura della retta è molto simile ad APE fino a 0,15s. Con DS = 33,84 N e CV = 18,83, è la condizione più omogenea, segno di minor dispersione tra i soggetti. Pur sacrificando la massima potenza, garantisce uniformità di performance, aspetto utile in protocolli che privilegiano la stabilità.

Per quanto riguarda la forza massima quindi APE è più efficiente per il valore medio assoluto. CLE è il Miglior compromesso potenza/consistenza. COT la variabile più "sicura" in termini di variabilità, benché meno potente.

Vediamo ora la forza esplosiva.



APE (bocca aperta) genera il picco intermedio in termini assoluti, con la pendenza media più bassa fra le tre. Il CV esplosivo di 23,23 suggerisce maggior dispersione nei tempi di reazione. In questo caso l'assenza di contatto occlusale sembra rallentare l'innesco della contrazione esplosiva.

CLE raggiunge il suo picco massimo più velocemente di APE e COT, dimostrazione di un'eccellente capacità di avvio rapido anche se con carenti valori di forza espressa. Con $CV = 20,83$, offre dati moderatamente coerenti. Nella popolazione femminile la contrazione forzata delle arcate facilita un reclutamento più sincronizzato e veloce delle fibre muscolari.

COT spicca per l'esplosività registrando il picco massimo, anche se non è la variabile che si attiva più velocemente. Il suo CV più basso (18,83) indica estrema consistenza nella velocità di generazione di forza. Il lieve spessore di cotone sembra ottimizzare il feed-forward neuromuscolare, accelerando il picco.

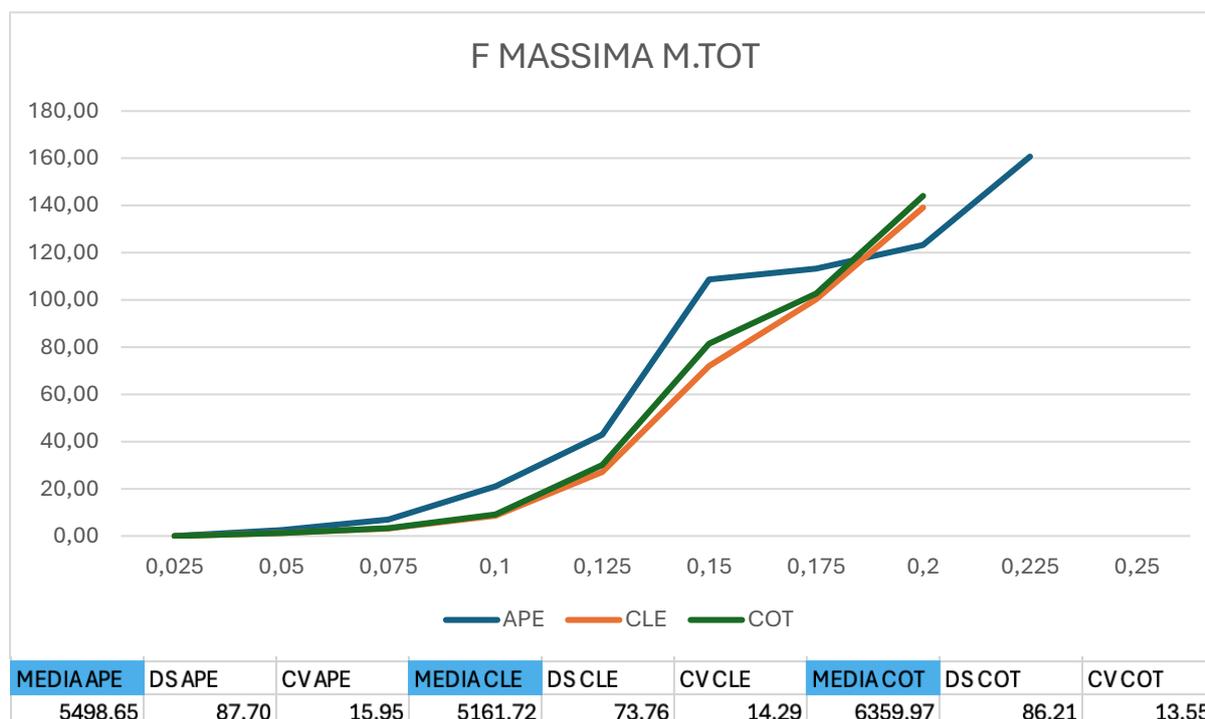
Per quanto riguarda la forza esplosiva quindi COT è la variabile più efficiente per la pendenza di crescita più ripida e la migliore coerenza.

CLE è un buon compromesso rapidità/omogeneità.

APE è la più carente in rapidità di avvio e quindi la variabile meno efficace in termini di esplosività.

POPOLAZIONE MASCHILE

Analizziamo ora come si è comportato il campione maschile studiando le medie delle forze di tutti i soggetti. Iniziamo dalla forza massimale.



Nel campione maschile: è importante considerare la presenza di molti soggetti malocclusi che influenzano il grafico della forza massimale.

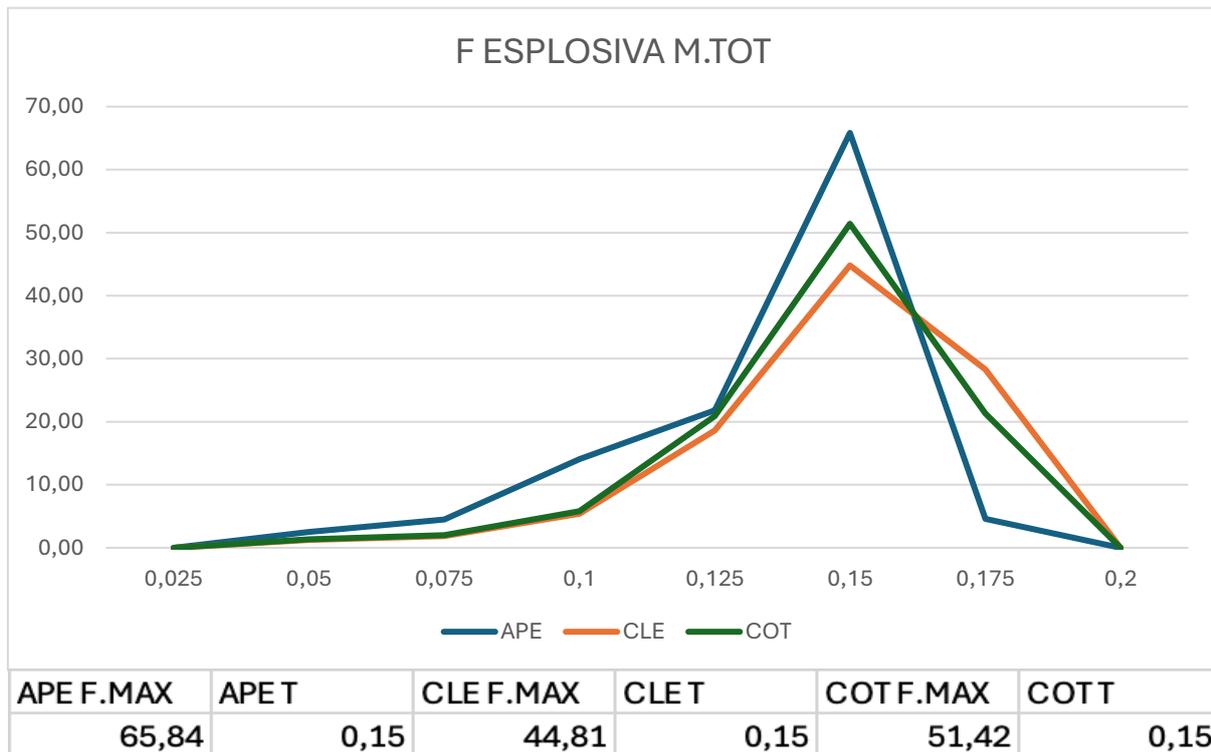
La forza massimale media più alta viene espressa in condizione APE (a dimostrazione della malocclusione). Nonostante il picco più elevato, APE presenta una deviazione standard di 87,70 N e un coefficiente di variazione del 15,95, segno che tra i 10 soggetti esiste una moderata dispersione dei valori.

In CLE il valore medio terminale è di poco il più basso, con DS = 73,76 N e CV = 14,29. Questo indica che, pur erogando una forza leggermente inferiore ad APE e COT, CLE offre una maggiore coerenza di risposta tra i partecipanti. La pendenza della curva di CLE nella fase centrale (125–175 ms.) è sostenuta, segno di buona capacità di accelerazione della contrazione senza picchi eccessivi di variabilità.

COT arriva ad un valore intermedio fra APE e CLE, ma accompagnato da una deviazione standard di 86,21 N e da un CV pari al 13,55. Sebbene la variabilità assoluta sia simile a quella di APE, il CV più basso indica una distribuzione leggermente più uniforme rispetto ad APE. Nel grafico, COT mostra un aumento lineare e stabile fino a 200 ms., per poi salire moderatamente nel finale.

In sintesi la forza massimale più efficiente la troviamo in APE, per il valore terminale più elevato. Il Miglior compromesso potenza/coerenza è CLE. COT è una alternativa stabile.

Vediamo ora la forza esplosiva.



In questo grafico si può ben vedere che le medie delle forze esplosive in tutte e tre le diverse variabili raggiungono la loro massima esplosività attorno agli 0,15s, ma toccando valori massimali di forza diversi.

In APE, la curva evolutiva mostra la pendenza più ripida complessiva. Il suo CV esplosivo tuttavia rispecchia la variabilità massimale (15,95), suggerendo ampie differenze individuali nella velocità di attivazione.

CLE tocca un picco inferiore a COT e APE con un CV esplosivo del 14,29. Questo dato indica che, pur meno rapido, il reclutamento esplosivo sotto condizione di serramento dentale è più uniforme tra i soggetti.

COT raggiunge alla stessa velocità l'apice massimo con un CV di 13,55. La presenza del cotone sembra agevolare un'attivazione esplosiva più controllata e omogenea.

In sintesi, possiamo dire che per la forza esplosiva APE risulta ancora la condizione più favorevole per aver raggiunto la maggiore pendenza, nonostante l'eterogeneità dei dati.

COT risulta il compromesso raggiungendo una ripidità intermedia con la migliore ripetibilità e stabilità.

CLE infine ha una crescita leggermente inferiore a COT e APE con una stabilità intermedia.

CONFRONTO TRA POPOLAZIONE FEMMINILE E POPOLAZIONE MASCHILE

A questo punto della ricerca, dopo aver elaborato separatamente le medie e gli indici di variabilità per i campioni maschili e femminili, iniziamo un'analisi comparativa volta a mettere in luce convergenze e differenze tra i due sessi. Confronteremo le variabili più efficaci e quelle più carenti, come si sono comportate le curve di forza massimale e di forza esplosiva ottenute nelle tre condizioni occlusali (APE, CLE, COT), esaminandone pendenze, picchi terminali e dispersione statistica. L'obiettivo è identificare pattern comuni, che possano suggerire meccanismi di reclutamento universali e al contempo evidenziare eventuali risposte differenziali legate a fattori di genere. Questo confronto consentirà di valutare se e come l'occlusione influenzi in modo simile o distinto la capacità di esprimere potenza e rapidità nei muscoli estensori della gamba dominante degli uomini rispetto alle donne. I risultati integrati guideranno raccomandazioni mirate per protocolli di allenamento specifico differenziati.

Iniziamo con la comparazione della **forza massimale**.

Dall'analisi comparata delle medie di forza massimale emerge innanzitutto una coerenza strutturale tra i due sessi: in entrambe le popolazioni la condizione APE si conferma la più efficiente, grazie al valore terminale più elevato, mentre CLE rappresenta il miglior compromesso fra potenza e consistenza dei dati. Analogamente, COT si qualifica in entrambi i gruppi come l'alternativa più "sicura" in termini di variabilità. CV più basso sia nelle donne (18,8), sia negli uomini (13,6), pur sacrificando parte della massima espressione di forza.

Tuttavia, il grado di dispersione differisce marcatamente: i maschi mostrano un'omogeneità complessivamente superiore (CV medio intorno al 14), mentre le femmine manifestano maggiore variabilità, soprattutto in APE (CV = 23,2). Ciò suggerisce che, sebbene il pattern occlusale influisca similmente su potenza e stabilità nei due sessi, la risposta individuale femminile risulta meno uniforme.

In termini di valori assoluti, le differenze di genere sono ovvie. I maschi raggiungono picchi di forza quasi doppi rispetto alle femmine, ma il profilo relativo di ciascuna variabile occlusale rimane sostanzialmente sovrapponibile in queste popolazioni: APE primeggia, CLE bilancia e COT stabilizza. Questa congruenza indica un meccanismo di reclutamento muscolare sotto modulazione occlusale che conserva la stessa gerarchia di efficienza, indipendentemente dal sesso, pur declinando in valore e coerenza a seconda della massa muscolare e dei fattori ormonali.

Nel loro insieme, i risultati confermano che l'apertura completa delle arcate favorisce la massima resa isometrica, mentre un leggero spessore interposto migliora l'omogeneità del gesto. Il serramento forzato rimane invece una soluzione ibrida, utile quando è necessario un compromesso tra picco di forza e costanza di performance.

Ora che abbiamo chiarito come si sono comportati i soggetti per quanto riguarda la forza massimale, vediamo la comparazione delle analisi della **forza esplosiva**.

Dall'analisi comparata della forza esplosiva emerge innanzitutto un elemento condiviso tra i sessi: la variabile COT, grazie al suo lieve spessore interposto tra le arcate, garantisce nei due campioni un elevato grado di coerenza nei tempi di reazione, riducendo al minimo la dispersione tra i soggetti. Nelle femmine, COT si impone quale condizione più efficiente per la pendenza di crescita più ripida e il coefficiente di variazione più basso (18,8), mentre negli uomini si conferma un ottimo "compromesso", con pendenza intermedia e la migliore ripetibilità (CV = 13,6).

Tuttavia, diverge il ruolo di APE e CLE nei due gruppi. Nel campione femminile, APE è la condizione meno efficace in termini di esplosività, con la pendenza più bassa e più lenta e la maggiore variabilità (CV = 23,2). Viceversa, negli uomini APE pur presentando ampia eterogeneità (CV = 15,9), è la condizione che raggiunge la pendenza massima, risultando la più favorevole per un picco esplosivo fulmineo.

CLE, infine, è in entrambi i sessi la via di mezzo: nelle donne offre un buon bilanciamento tra rapidità di salita e omogeneità (CV = 20,8), mentre nei maschi mantiene una velocità leggermente inferiore a COT e APE ma con stabilità statistica intermedia.

In sintesi, il confronto evidenzia che, benché COT assuma un ruolo primario nella coerenza esplosiva per entrambi i gruppi, APE e CLE alternano la loro efficacia in funzione del genere: maggiore impulso rapido in APE per i maschi, migliore compromissione rapidità-uniformità in CLE per le femmine. Questa divergenza suggerisce possibili adattamenti di protocollo occlusale in ottica gender-specifico.

CONCLUSIONI E VALUTAZIONI CHINESIOLOGICHE

L'obiettivo principale di questa tesi è stato indagare sé e in che modo la variabile occlusale influenzi i valori di forza massimale e forza esplosiva dell'arto dominante. A seguito dell'analisi qualitativa e quantitativa condotta su un campione di 17 soggetti, è possibile rispondere con maggiore precisione a queste domande.

La variabile occlusale influisce sull'espressione della forza?

La risposta è sì. All'interno del campione considerato sono emerse differenze nei dati sufficientemente significative da permettere di affermare che la variazione della condizione occlusale comporta una modifica nei valori di forza espressa.

Come?

I test effettuati forniscono informazioni che possono essere estese, in senso generale, alla funzionalità dell'intero sistema neuromuscolare. Una correlazione tra l'occlusione dentale e l'espressione della forza suggerisce infatti un'interazione funzionale con il sistema stomatognatico.

Possiamo dire che la variabile occlusale influenza la forza espressa da un soggetto dipendentemente dal tipo di occlusione che quel soggetto possiede. Facciamo un esempio.

I soggetti che presentavano una condizione di malocclusione evidente hanno dimostrato dati simili tra loro. La forza assoluta espressa è principalmente dovuta al livello di allenamento del soggetto e dalla massa muscolare che possiede, ma la tendenza osservata nei dati suggerisce un pattern comune nei casi di disfunzione occlusale.

In particolare, si è notato che la condizione CLE (a denti serrati) risente maggiormente della malocclusione, con una significativa riduzione dei valori di forza espressa. Ciò può essere attribuito al funzionamento non ottimale del sistema stomatognatico in presenza di conflitti occlusali.

Quindi, la variabile occlusale non solo influisce sulla forza espressa, ma rappresenta anche un potenziale fattore limitante della performance muscolare. Pertanto, nei soggetti con malocclusione, il primo intervento necessario per migliorare la prestazione neuromuscolare dovrebbe essere l'identificazione e la correzione della disfunzione occlusale.

La visita gnatologica assume in questo contesto un ruolo centrale, in quanto ha lo scopo di individuare e trattare la malocclusione. È dunque evidente come un corretto equilibrio del sistema stomatognatico costituisca un prerequisito fondamentale per garantire il buon funzionamento dell'organismo, non solo sotto il profilo posturale, ma anche in termini di performance muscolare.

Infine, cosa possiamo fare per migliorare la prestazione muscolare?

Abbiamo detto che l'occlusione dentale influenza direttamente l'espressione della forza attraverso collegamenti miofasciali che si estendono lungo tutto il corpo umano. La maggior parte dei muscoli che originano nella testa e nel collo sono direttamente connessi alle catene muscolari posteriori che attraversano tutta la schiena, per poi arrivare al bacino, fino ai piedi. Per migliorare prestazioni muscolari, quindi, è fondamentale anche allenare in maniera specifica le aree del corpo che possono essere influenzate da possibili tensioni o restrizioni dovute all'occlusione o ad altri fattori.

Il sistema miofasciale infatti agisce come un sistema elastico, immagazzinando e rilasciando energia durante i movimenti. In particolare aiuta ad ottimizzare i gesti atletici, come uno sprint o uno squat, riducendo lo sforzo muscolare. Più semplicemente contribuisce a migliorare la performance muscolare.

È ovvio che se vogliamo migliorare velocemente la prestazione muscolare di una fascia specifica, il modo più veloce ed efficace è quello di allenare direttamente quel muscolo, ma non è questo il nostro obiettivo. Il nostro obiettivo è migliorare la performance muscolare generale.

A seguito di questa ricerca, è risultato chiaro quanto sia cruciale includere nei protocolli di allenamento la valutazione dell'influenza della variabile occlusale sul paziente. Questo passaggio si dimostra determinante per individuare il trattamento correttivo più efficace, favorendo al massimo i benefici per il paziente e migliorando l'equilibrio tra il sistema muscolo-scheletrico e l'occlusione dentale. È implicito che tutti gli esercizi che verranno proposti dovranno essere eseguiti in base a valutazioni precedenti relative alle variabili occlusali, in maniera personalizzata per ciascun individuo.

Esercizi per migliorare il sistema miofasciale:

1. Rilascio dei tessuti miofasciali con un foam roller



Può essere utilizzato per rilasciare molte zone del corpo. Il foam roller va posizionato sulla zona che si vuole rilasciare per poi lentamente muovere il corpo avanti e indietro. È importante soffermarsi sui punti che causano più dolore. In questo modo riusciremo a ridurre le tensioni e con il tempo migliorare l'elasticità fasciale. Questi esercizi vanno ripetuti nelle tre condizioni occlusali (APE, CLE e COT) per correggere il sistema miofasciale.

2. Allungamento della catena superficiale frontale



In posizione prona bisogna posizionare le mani all'altezza delle spalle, di fianco al corpo, con il palmo appoggiato sul terreno. Da questa posizione far forza verso l'alto e

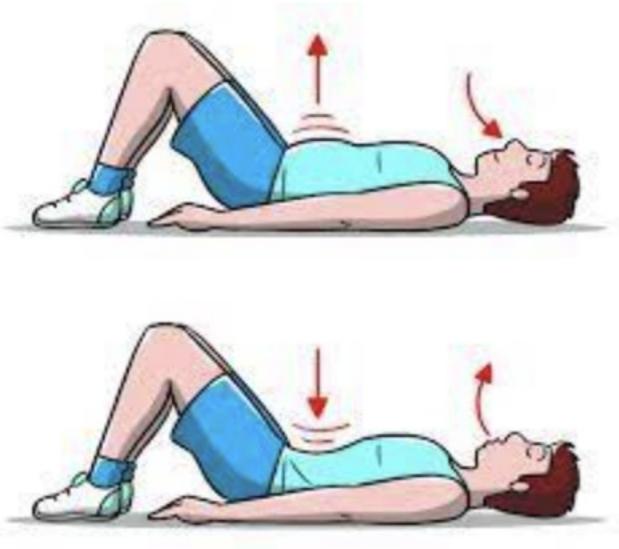
staccare il più possibile la parte anteriore del corpo dal terreno, mantenendo la testa verso l'alto e i gomiti estesi. In questo modo andremo ad allungare un'area fasciale che va dalla zona pubica fino alla colonna cervicale, con l'obiettivo di renderla più elastica. Questi esercizi vanno ripetuti nelle tre condizioni occlusali (APE, CLE e COT) per correggere il sistema miofasciale.

3. Allungamento della catena superficiale posteriore (down dog)



In posizione prona, tenendo i talloni e la pianta del piede ben appoggiate al terreno, bisogna portare le mani davanti alla testa e tenere le braccia ben distese. In questo caso la testa segue la linea della schiena che va mantenuta dritta. Così facendo andremo ad allungare un'area che va dalla fascia plantare fino alla colonna cervicale. L'obiettivo è rendere la zona fasciale più elastica.

4. Respirazione diaframmatica



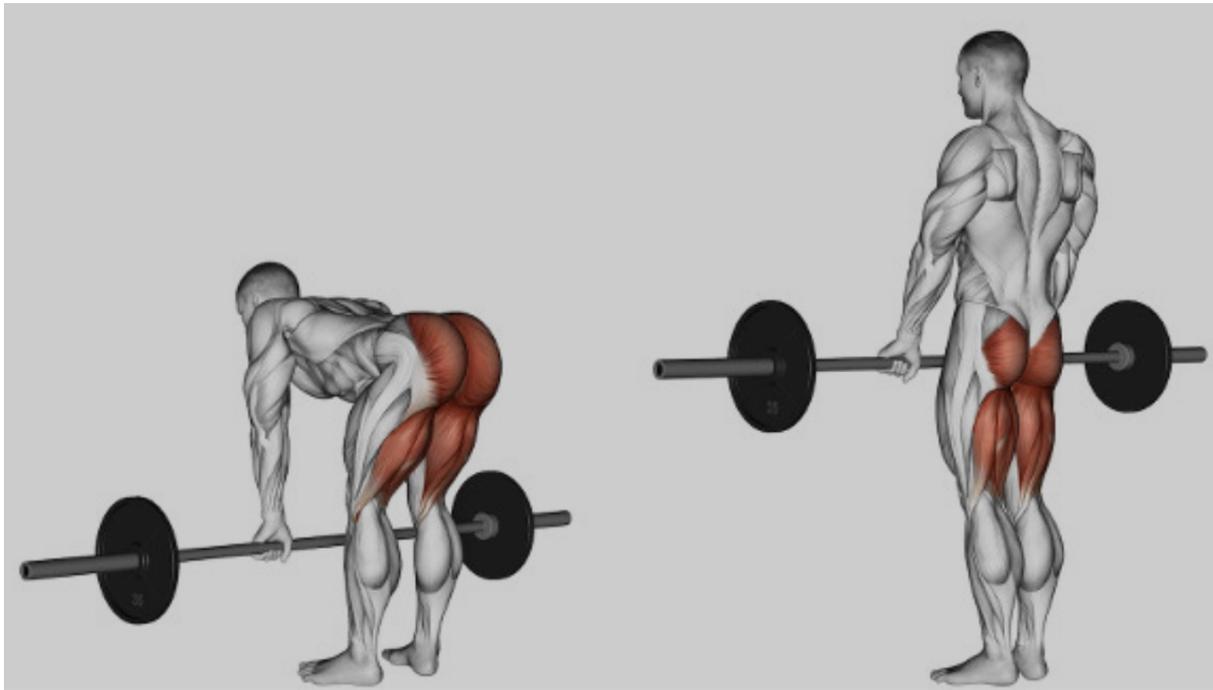
In posizione supina, bisogna piegare le ginocchia a 90 gradi con la pianta del piede appoggiata al terreno, e tenere le braccia stese lungo i fianchi. La respirazione va fatta lentamente, gonfiando l'addome. In questo modo lavoreremo sul diaframma, che ha connessioni fasciali con altre aree del corpo. L'obiettivo è quello di rilassare il diaframma e ridurre tensioni fasciali. Questi esercizi vanno ripetuti nelle tre condizioni occlusali (APE, CLE e COT) per correggere il sistema miofasciale.

5. Rimbalzi controllati (tappeto elastico)



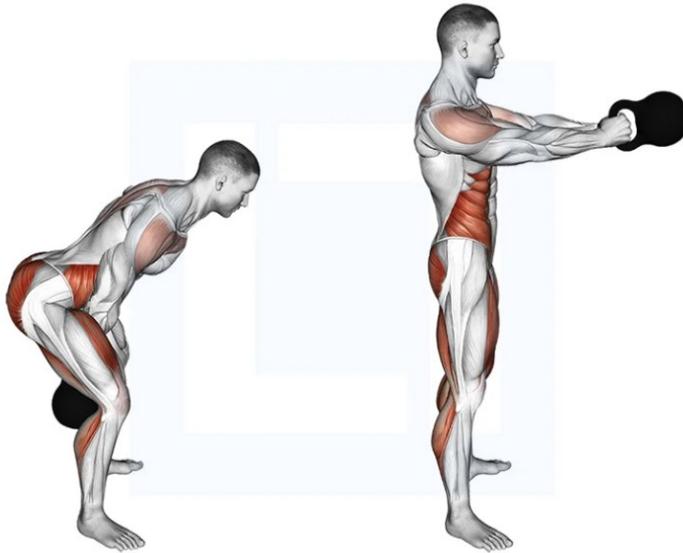
In questo esercizio basterà posizionarsi sul tappeto elastico e saltare lievemente verso l'alto. Così facendo creeremo leggeri rimbalzi che favoriranno il rilascio di energia. Lo scopo è di stimolare le proprietà elastiche della fascia.

6. Deadlift (stacco da terra)



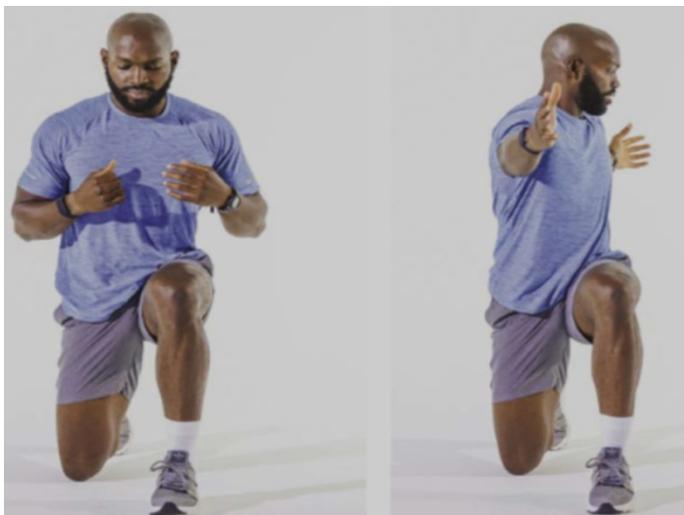
Visto che non ci interessa sovraccaricare muscolarmente il soggetto, basterà un bilanciere vuoto o un bastone di legno. Partendo con il bastone a terra, lo solleveremo mantenendo sempre la schiena dritta e attivando i muscoli posteriori delle gambe, fino a ritrovarci in posizione eretta. Questo esercizio attiva tutta la catena posteriore (dalla fascia plantare all'area cervicale) e coinvolge grandi gruppi muscolari. L'obiettivo è l'attivazione e il rinforzo delle fasce. Questi esercizi vanno ripetuti nelle tre condizioni occlusali (APE, CLE e COT) per correggere il sistema miofasciale.

7. Kettlebell swing



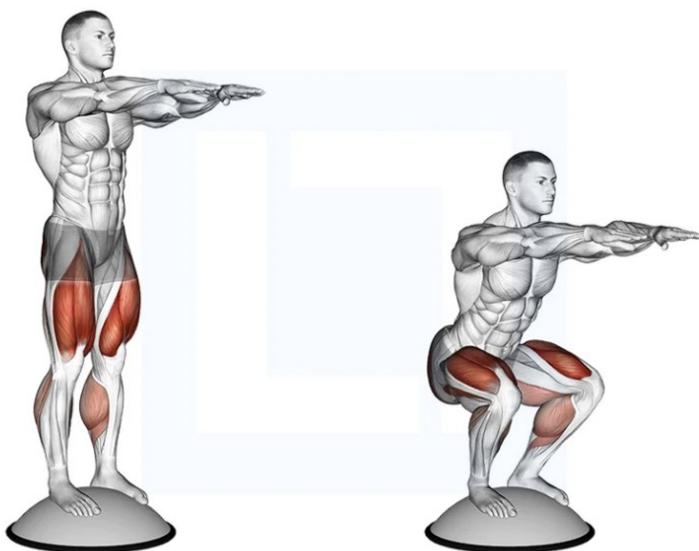
Anche qui non ci interessa il peso dell'attrezzo, non deve essere una esecuzione faticosa per il soggetto. Partiamo dalla posizione eretta, con i piedi leggermente più larghi delle spalle e si afferra l'attrezzo con entrambe le mani. Mantenendo la schiena neutra, si effettua un movimento di hip hinge (flessione dell'anca) portando il bacino indietro. Da qui, si estendono energicamente i fianchi spingendo il kettlebell in avanti fino all'altezza del petto, sfruttando l'esplosività dei glutei e della catena posteriore. Le braccia restano rilassate, agendo solo come guida. Il movimento è continuo, fluido e guidato dall'estensione dell'anca, non dalle braccia. L'obiettivo è quello di migliorare l'elasticità dinamica e la trasmissione della forza. Questi esercizi vanno ripetuti nelle tre condizioni occlusali (APE, CLE e COT) per correggere il sistema miofasciale.

8. Affondo in movimento con rotazione del tronco



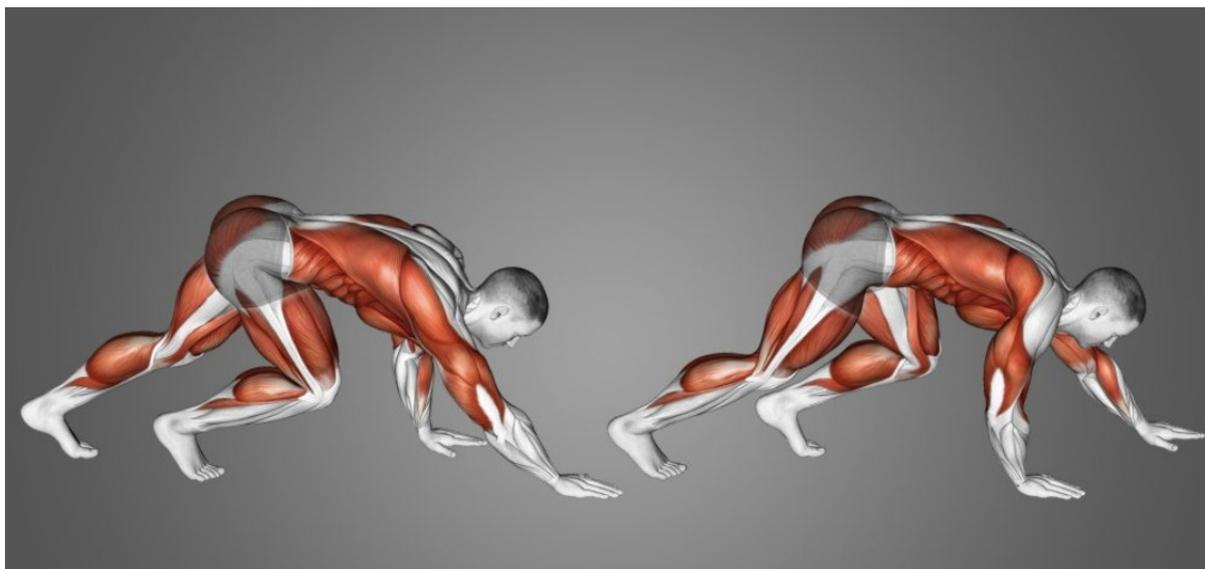
In questo caso possiamo eseguire l'esercizio a corpo libero o con l'utilizzo di un carico leggero (esempio una palla medica), ma non deve essere un peso faticoso per il soggetto. Si parte in posizione eretta, con i piedi alla larghezza delle anche. Si esegue un passo in avanti portando il ginocchio posteriore vicino al suolo, mantenendo il busto eretto. Una volta in affondo, si ruota il tronco verso la gamba anteriore, coinvolgendo il core e le catene fasciali spirali. Si ritorna alla posizione iniziale spingendo con la gamba anteriore e si ripete alternando le gambe. Il movimento deve essere controllato, stabile e fluido. L'obiettivo è quello di coinvolgere diverse catene fasciali, rinforzandole. Questi esercizi vanno ripetuti nelle tre condizioni occlusali (APE, CLE e COT) per correggere il sistema miofasciale.

9. Squat sul Bosu



Lo squat su bosu si esegue posizionando i piedi alla larghezza delle spalle sulla superficie instabile del bosu (con la parte piatta a terra). Inizia in posizione eretta, con il core attivo e lo sguardo in avanti per mantenere l'equilibrio. Le braccia sono stese in avanti, per aiutare a bilanciare centralmente l'equilibrio. Si flettono lentamente le ginocchia, portando il bacino indietro come per sedersi, mantenendo il peso centrato sui piedi. Si scende fino a raggiungere un angolo di circa 90° alle ginocchia, poi si risale in modo controllato. L'instabilità del bosu stimola l'attivazione delle catene miofasciali e il controllo neuromotorio. L'obiettivo è quello di migliorare il controllo neuromuscolare. Questi esercizi vanno ripetuti nelle tre condizioni occlusali (APE, CLE e COT) per correggere il sistema miofasciale.

10. bear crawl (quadrupedia dinamica)



Il bear crawl si esegue partendo dalla posizione quadrupedica, con mani sotto le spalle e ginocchia sotto le anche, sollevate di pochi centimetri da terra. Il core è attivo e la schiena resta parallela al suolo. Si procede in avanti alternando il movimento di mano e gamba opposte (es. mano destra e piede sinistro), mantenendo il busto stabile e il bacino basso. Il movimento deve essere fluido, controllato e silenzioso, evitando oscillazioni laterali. Questo esercizio attiva in modo coordinato le catene miofasciali, migliorando stabilità, forza e controllo motorio. Questi esercizi vanno ripetuti nelle tre condizioni occlusali (APE, CLE e COT) per correggere il sistema miofasciale.

BIBLIOGRAFIA

1. Malpezzi P. (2021) *Parabite Malpezzi*® - I fondamenti della gnatologia e la fisica meccanica – 2021 Edizioni Martina
2. Palamin V. Fogli M., Malpezzi P., L'influenza della variabile occlusale sulla forza e l'equilibrio in atleti di calcio a 5 serie a2. Tesi Magistrale; Corso di laurea magistrale in scienze e tecniche dell'attività motoria preventiva e adattata, Università degli studi di Ferrara; 2019.
3. Bertagnolo V., Dispense lezioni di "Neuroanatomia", facoltà magistrale di Scienze e Tecniche dell'Attività Motoria Preventiva e Adattata, A. S. 2023-2024
4. Appunti del corso "il laureato in scienze motorie nel recupero funzionale" – Facoltà di S.T.A.M.P.A. di Ferrara, M. Fogli
5. Appunti del corso di gnatologia L.Caruso e P.Malpezzi 2025
6. Sarto E., Caruso L., Malpezzi P. "Studio sperimentale sull'impatto occlusale in 26 soggetti: analisi con il coefficiente di variabilità sulla postura corporea statica nei due sessi. Protocolli chinesiolgici personalizzati per correggere le alterazioni rilevate" Tesi Magistrale; Corso di laurea magistrale in scienze e tecniche dell'attività motoria preventiva e adattata, Università degli studi di Ferrara; 2025.

SITOLOGIA

<https://www.treccani.it/vocabolario/forza>

<https://www.scienzemotorie.com/articoli/la-contrazione-muscolare>

<https://www.scienzemotorie.com/articoli/le-tipologie-di-forza#:~:text=Si%20distinguono%20una%20forza%20massima,durante%20un%20processo%20di%20movimento.>

https://www.my-personaltrainer.it/La_forza_muscolare.htm

<https://www.chimica-online.it/biologia/contrazione-muscolare.htm>

<https://www.chimica-online.it/biologia/sarcomero.htm>

<https://www.treccani.it/vocabolario/dinamometro/>

<http://studenti.messedaglia.it/index.php/strumenti/meccanica/dinamometro>

<https://www.strumentazionestorica.unimore.it/dinamometro-di-regnier/>

<https://www.sinergica-soluzioni.it/blog/come-funziona-un-dinamometro-n58>

RINGRAZIAMENTI

Concludere questo percorso di studi rappresenta per me un importante traguardo, che non sarebbe stato possibile senza il supporto e l'aiuto di molte persone a cui desidero rivolgere il mio sincero grazie.

Il primo ed immenso grazie al Professore Malpezzi, mio correlatore, per avermi stimolato e incoraggiato a intraprendere questo lavoro di tesi. Il suo costante supporto, i preziosi consigli e le idee condivise sono stati fondamentali durante tutto il percorso.

Un sentito ringraziamento al Prof. Caruso, mio relatore, che ho conosciuto durante questo ultimo periodo in università e che ha contribuito a suscitare in me interesse per la sua materia. Un grazie anche al Dott. Paolo Fugazzola e a Federico Malpezzi per l'aiuto e la disponibilità dimostrati durante la fase sperimentale del percorso.

Un ringraziamento speciale va ai miei amici per la loro presenza, il sostegno e i momenti condivisi che hanno reso questo percorso più leggero e prezioso. Voi sapete già tutto.

Un grazie speciale a Pasquale. Abbiamo condiviso viaggi, lezioni, studio e tanti momenti che hanno reso tutto più semplice. Sei stato uno stimolo e un punto fermo, non avrei potuto desiderare un compagno di viaggio migliore.

A Camilla, per l'affetto, la pazienza e la forza con cui mi ha sostenuto ogni giorno. Hai saputo starmi accanto, anche quando ero stanco, distratto o stressato. Grazie per esserci sempre stata.

Infine grazie alla mia famiglia per avermi supportato costantemente e per avermi lasciato libero di scegliere la mia strada.