



**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI FERRARA**

***Dipartimento di Scienze Biomediche***

***Chirurgico Specialistiche***

***Corso di Laurea Magistrale in Scienze e Tecniche***

***dell'Attività Motoria Preventiva e Adattata***

**“L’INFLUENZA DELLA VARIABILE OCCLUSALE SULLA FORZA E  
L’EQUILIBRIO IN ATLETI DI CALCIO A 5 SERIE A2”**

Relatore:  
Prof. Marco Fogli

Laureanda:  
Valentina Palamin

Correlatore:  
Dott. Piero Malpezzi

***Anno accademico 2018 - 2019***

## **INDICE**

1. Introduzione	3
2. Anatomia dell'apparato masticatorio	8
3. Occlusione dentale	14
4. Accenni di fisiologia neurologica e miofasciale	17
5. Scopo della tesi, materiali e metodi	68
6. Analisi gnatologica elettromiografica	91
7. Analisi elettromiografica muscolo trapezio e sternocleidomastoideo	98
8. I-Moove®: introduzione al test e statistica	103
9. Confronto tra braccia e appoggio podalico	116
10. Analisi dell'appoggio podalico: introduzione	119
11. Analisi dell'appoggio podalico per dominanza motoria e variabile occlusale	123
12. analisi statistica dei dati relativi alla forza raccolti attraverso il dinamometro	138
13. Muscoli extrarotatori dell'omero – analisi della forza con le tre variabili	139
14. Muscoli intrarotatori dell'omero – analisi della forza con le tre variabili	147
15. Muscoli flessori della gamba – analisi della forza con le tre variabili	156
16. Muscoli estensori della gamba – analisi della forza con le tre variabili	164
17. Valutazione della differenza % tra arto Dx e Sx, relativamente alla variazione di quantità di moto e alla variabile occlusale	172
18. Analisi statistica delle correlazioni Braccio-Gamba	174
19. Considerazioni finali	175

## INTRODUZIONE

L'apparato stomatognatico è un complesso anatomico-funzionale formato da organi e tessuti che svolgono funzioni digestive (salivazione, deglutizione, masticazione), funzioni respiratorie, di relazione (fonazione e mimica facciale) e di stabilizzazione cranio-cervicale. Attraverso queste funzioni, esso è integrato in maniera importante con il sistema tonico-posturale (sistema di controllo dell'equilibrio e della postura integrato con il controllo del tono muscolare). La stabilità posturale, sia in posizione statica che in movimento, che si presenta in continuo adattamento rispetto ai cambiamenti ambientali, è garantita dal sistema tonico posturale.

L'integrazione tra apparato stomatognatico e sistema tonico-posturale risulta essere sia di tipo biomeccanico che di tipo neurologico: la correlazione di tipo biomeccanico è data dalla connessione anatomico-funzionale tra la struttura cranio-mandibolare con quella cervicale attraverso il sistema oclusale e mio-fasciale e la messa in continuità del cingolo scapolare e degli organi interni è garantita per mezzo dell'interposizione dell'osso ioide; la correlazione di tipo neurologico è determinata attraverso le afferenze propriocettive dell'apparato stomatognatico che originano dai fusi neuromuscolari dei muscoli linguali e masticatori, dai propriocettori tendinei, dai meccanocettori articolari e dai pressocettori alveolari e paradontali. Queste afferenze raggiungono i nuclei sensitivi del nervo facciale, del trigemino e dell'ipoglosso che, a loro volta, inviano afferenze al cervelletto e al nucleo vestibolare laterale. Grazie alla convergenza di queste informazioni propriocettive al sistema nervoso centrale, è resa possibile una serie di controlli riflessi sia della postura dell'apparato stomatognatico che, più in generale, di quella di tutto il corpo. Non meno importante è la deglutizione, che sembra essere la fase in cui il rapporto tra occlusione e postura si evidenzia maggiormente, considerato che essa è una funzione ripetuta centinaia di volte al giorno (circa 1500) e durante tale fase stringiamo i denti per un tempo estremamente breve, ma con forza ed intensità di contrazione alta.

L'apparato stomatognatico si trova in un punto cruciale per il passaggio delle informazioni sensitivo-motorie dal centro alla periferia e viceversa, creando una stretta connessione tra tratto cervicale, mandibola e osso ioide, il quale è anatomicamente e funzionalmente strettamente connesso alla lingua. *Di conseguenza, qualsiasi perturbazione (anatomica e/o mio-fasciale) a livello della bocca si ripercuote sia sul tratto cervicale sia sulle articolazioni temporo-mandibolari, andando ad interessare in maniera discendente lungo le mio-fasce le seguenti porzioni corporee, fino ai piedi.*

Una simmetria posturale funzionale prevede una stabilizzazione della testa sulla cervicale grazie

all'azione armonica dei muscoli estensori (spleni, muscolo lungo del capo e del collo, semispinali, muscoli retti e obliqui del capo o suboccipitali, muscoli del dorso) e flessori del tratto cervicale e dell'osso ioide (sterno-cleido-mastoideo, scaleni, muscoli sopra-ioidei e sotto-ioidei). Quindi, a una postura scorretta corrisponderebbe uno scompenso del tono muscolare di base fra i muscoli anteriori e posteriori del collo e a livello macroscopico anche delle rispettive catene muscolari, a cui spesso si aggiunge un'abitudine al serramento mandibolare causata dalla malocclusione.

La nostra asimmetria posturale può quindi derivare, come suggerito dalla **teoria della matrice funzionale di Melvin L. Moss**, dalla interdipendenza tra la struttura anatomica e il sistema neuro-muscolo-fasciale: forma e funzione sono in rapporto tra di loro, ed è ottimizzando la funzione che si riesce a riequilibrare la forma, questo caso l'allineamento posturale ottimale per l'individuo.

Ultimamente si sta prendendo sempre più coscienza dell'influenza che l'apparato stomatognatico ha sulla salute dell'individuo. Vi sono infatti numerosi casi clinici che testimoniano come disturbi dell'apparato stomatognatico comportano problematiche croniche e invalidanti tra i quali: nevralgie, acufeni, vertigini, cervicalgie, cefalee, infortuni muscolari e articolari. Andando ad eliminare i fattori che determinano la malocclusione, come ad esempio i conflitti occlusali, è possibile nella maggior parte dei casi andare a curare queste problematiche.

Anche in ambito sportivo, curare la malocclusione riserva dei vantaggi: un atleta che accusa problematiche croniche e invalidanti quali infortuni muscolari e articolari non è in grado di garantire un'ottimale prestazione atletica e può essere costretto ad assenze forzate dalle competizioni. Ciò risulta ancora più invalidante se si tratta di sport di alto livello e se l'atleta ad esempio è un elemento determinante in una squadra.

Non solo: come specificato prima, alla luce delle più recenti acquisizioni, è accertato che la



malocclusione si ripercuote in senso discendente sull'atteggiamento posturale. Negli atleti con importanti prestazioni la postura richiede un perfetto adattamento all'attività gestuale, dato che una variazione d'equilibrio, anche se di modesta entità, si può tradurre in variazioni dell'intensità della forza e delle capacità di coordinazione incidendo in ultima analisi sulla prestazione sportiva.

Diversi sono i casi clinici riguardanti atleti soggetti per lunghi periodi a infortuni recidivi che, una volta riequilibrata l'occlusione, hanno potuto riprendere allenamenti e gare sportive.

*Un esempio clinico è stato un famoso giocatore di calcio a 5 di 52 anni soggetto ad una persistente fascite plantare. Diagnosticata la malocclusione, è stato fabbricato per l'atleta un Parabite Malpezzi personale, da indossare durante gli allenamenti e le competizioni. Nel giro di pochi mesi la fascite plantare è notevolmente migliorata, fino a quando il calciatore non ha più accusato tale problematica e ha potuto riprendere a seguire allenamenti e a partecipare alle partite.*

Diversi sono gli atleti, soprattutto di alto livello, che si affidano all'utilizzo di dispositivi orali, chiamati bite o apparecchi di svincolo, per correggere la cattiva occlusione dentale, in modo tale che questa non si ripercuota negativamente sulla prestazione sportiva, diminuendo inoltre il rischio di infortuni.

In letteratura, emergono sempre più studi sull'effettiva influenza che la variabile occlusale esercita sulla forza muscolare e sulla postura.

Nel mio precedente lavoro di tesi triennale, lavorai in merito alla correlazione tra forza muscolare e variabili occlusali, su un campione di 17 soggetti, 10 uomini e 7 donne, mediamente allenati e aventi un'età compresa tra i 19 e i 36 anni, con un'età media di 25 anni. Il compito di questo mio precedente lavoro è stato quello di valutare se e quali fossero le conseguenze dell'occlusione relativamente alla forza muscolare, in particolare la forza resistente e la forza esplosiva. Andai quindi ad analizzare sperimentalmente l'influenza indotta dall'occlusione dentale sull'erogazione della forza resistente ed esplosiva, ed in particolare su come la prestazione di queste due tipologie di forza possano variare in relazione del tipo di occlusione in intercuspidação, con cotone tra le arcate dentarie (utilizzato per andare ad annullare o almeno ridurre i conflitti occlusali) e con l'inocclusione (mancanza di contatto dentale).

I soggetti furono sottoposti alla misurazione della forza dei muscoli implicati nell'alzata laterale del braccio (muscoli principali: deltoide, trapezio, elevatore della scapola e romboidei), attraverso una singola ripetizione volontaria massima, per un totale di nove prove: tre con serramento dentale forzato in massima retrusione non forzata mandibolare, tre con l'apertura non forzata delle arcate dentarie, e infine tre con serramento dentale utilizzando due rulli salivari posizionati tra le arcate dentarie, uno a destra e uno a sinistra, tra i molari e i premolari, per equilibrare le arcate dentarie eliminando i possibili conflitti occlusali ed errori posturali della mandibola.

Alla fine dei test e in seguito all'elaborazione statistica dei dati raccolti, si osservò la presenza di un'effettiva differenza di forza tra le variabili occlusali, sia nei maschi che nelle femmine. Tuttavia, quello che notammo fu l'incoerenza dei risultati tra i due campioni, poiché maschi e femmine avevano reagito diversamente per la variabile occlusale con rulli salivari. Gli uomini, infatti, eseguendo le prove di forza in condizione di occlusione con i rulli salivari tra le arcate dentarie avevano reagito esprimendo una maggior forza muscolare rispetto alle altre due variabili (occlusione forzata senza rulli salivari e inocclusione), mentre le donne avevano reagito esprimendo al contrario una minor

forza muscolare. Per spiegare ciò ipotizzammo che, oltre al fatto di aver utilizzato dei campioni poco numerosi, potesse nel campione femminile essere entrato in gioco il fattore della sgradevolezza nel tenere i cottoni in bocca: ciò può aver causato una diminuzione della forza dei muscoli elevatori della mandibola e quindi la diminuzione della forza muscolare.

Successivamente, per indagare in maniera più approfondita sull'argomento, è stato sviluppato un lavoro di tesi magistrale, dal titolo *“la capacità di reclutamento neuromuscolare della forza in extrarotazione dell'arto superiore in funzione della variabile occlusale”*, il cui obiettivo è stato quello di analizzare dal punto di vista qualitativo e quantitativo le variazioni della forza esplosiva in extrarotazione dell'arto superiore in base alla variabile della componente occlusale e di evidenziarne le implicazioni nell'attività motoria.

I test sono stati eseguiti su un campione di 23 volontari (12 maschi e 11 femmine di età media 24,97) che hanno effettuato, in seguito a una valutazione gnatologica, delle prove consistenti in una contrazione isometrica massimale in extrarotazione dei due arti superiori. Ogni soggetto ha eseguito un totale di 18 test, 9 test con l'arto superiore destro e 9 test con il sinistro, nelle tre condizioni occlusali prima citate: 3 prove sono state effettuate in condizione inoclusale, 3 prove con serramento dentale su garze di cotone, e 3 prove con serramento dentale forzato. Contemporaneamente alle prove è stata registrata l'attività dei muscoli masticatori (temporali e masseteri) per mezzo di un elettromiografo ad uso odontoiatrico.

Ciò che è emerso in questa tesi è che la forza esplosiva è influenzata dall'occlusione dentale, che ogni atleta necessita di una visita gnatologica preventiva per l'analisi dell'occlusione dentale contestualmente misurata con esercizi ben studiati al dinamometro in funzione dello sport praticato, e che, come suggerito anche nel mio precedente lavoro di tesi triennale, non basta un generico bite o paradenti per migliorare la prestazione, ma è indispensabile che ogni soggetto abbia un proprio Bite o Parabite Malpezzi personalizzato ed equilibrato occlusalmente, nella ricerca di una migliore performance sportiva o solo per bilanciare la forza tra i due arti.

Lo studioso Thomas Myers individuò una serie di **linee miofasciali**, tra le quali di nostro maggiore interesse è la **Linea Profonda Frontale (LPF)**.

La LPF gioca un ruolo principale nel mantenimento della postura e nella stabilizzazione della testa; quest'ultima rappresenta una **funzione primaria**, poiché eventuali traumi a livello cervicale compromettono la salute e quindi la sopravvivenza dell'individuo.

La stabilità della testa viene minacciata, in primis, dall'accelerazione positiva e in maniera minore, dall'accelerazione negativa alle quali il capo è soggetto.

I muscoli del capo e del collo che contrastano l'accelerazione positiva sono quelli facenti parte dell'**asse miofasciale anteriore**, e in via accessoria gli SCOM (sternocleidomastoidei), i

paravertebrali, il trapezio, ecc.

L'asse miofasciale anteriore, inoltre, comprende i muscoli coinvolti nell'occlusione dentale, e fa parte della LPF.

Alla base della teoria delle catene miofasciali vi è il fatto che la perturbazione di un segmento della catena si ripercuote in maniera discendente e/o ascendente sugli altri segmenti della catena stessa.

Quando siamo in presenza di un alterato rapporto tra la mandibola e il mascellare superiore (malocclusione), questo squilibrio si ripercuote su tutto l'asse miofasciale anteriore, e quindi su tutta la linea profonda frontale.

Secondo Busquet, il corpo obbedisce a tre leggi:

- Equilibrio
- Economia
- Comfort

La disfunzione di un segmento corporeo, che spesso è accompagnata da fenomeni algici, rappresenta in sostanza una perdita di comfort: di conseguenza, il sistema posturale si modifica al fine di sgravare questa sgradevole sensazione algica. La perdita del comfort si traduce di conseguenza in un'alterazione delle catene miofasciali, che determina una perturbazione dell'economia e dell'equilibrio.

Detto questo, anche la malocclusione provoca una ripercussione destabilizzante su queste tre leggi, e indebolisce l'asse anteriore, deputato, come affermato prima, alla funzione primaria di stabilizzazione della testa.

Tutto ciò viene percepito dal SNC che, come reazione compensatoria, genera una diminuzione della forza muscolare e la perturbazione della postura in statica e in dinamica.

## ANATOMIA DELL'APPARATO MASTICATORIO

### **Articolazione temporo-mandibolare:**

La mandibola è un osso impari costituito da due corpi orizzontali (uniti tramite la sinfisi mentoniera) e due rami (o branchie) ascendenti che si uniscono al corpo a livello dell'angolo goniaco della mandibola.

Al termine dei due rami della mandibola sono presenti rispettivamente:

- *Processo coronoideo*: è il processo anteriore, al quale si attacca il tendine del muscolo temporale, elevatore e retrusore della mandibola;
- *Processo condiloideo*: processo posteriore, formato dal collo e dalla testa, la quale fa parte dell'articolazione temporo-mandibolare.

Le articolazioni che consentono i movimenti della mandibola sono dette *temporo-mandibolari* (A.T.M.).

L'articolazione temporo-mandibolare è una **bicondiloartrosi**, per la sua azione detta anche **tetra condiloartrosi** (formata da quattro condili), che si stabilisce tra la fossa mandibolare dell'osso temporale (condilo temporale) e il condilo mandibolare. L'articolazione viene considerata doppia poiché tra il condilo mandibolare e la cavità articolare del temporale si interpone un disco completo (o menisco) che suddivide la cavità articolare del temporale in due settori non comunicanti tra loro: quello temporo-meniscale e quello condilo-meniscale. L'articolazione temporo-mandibolare è quindi costituita da due differenti articolazioni sinoviali, una superiore tra osso temporale e menisco articolare (temporo-meniscale) con funzione traslativa, e l'altra inferiore tra il menisco articolare e il condilo mandibolare, con funzione rotativa.

Differisce dalle altre articolazioni sinoviali in quanto le superfici articolari presenti sull'osso temporale e sulla mandibola sono ricoperte da cartilagine fibrosa (il menisco) molto resistente anziché da cartilagine ialina meno resistente.

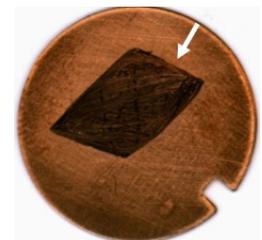
La capsula consente una grande ampiezza di movimento ed è formata da diversi legamenti con funzioni diverse in base allo scorrimento e rotazione del condilo mandibolare. È un'articolazione fortemente instabile e la sua stabilità è mantenuta dalla combinazione della muscolatura d'elevazione della mandibola e dall'occlusione dentale.

I mezzi di unione e di protezione dell'articolazione temporo-mandibolare sono forniti dai legamenti della capsula articolare e da legamenti extra-capsulari che sono:

- **Legamento temporo-mandibolare mediale e laterale:** origina dal tubercolo articolare e dal margine inferiore dell'arco zigomatico; le sue fibre si inseriscono in basso sul collo del condilo mandibolare, esternamente e posteriormente sulla parte superiore del ramo mandibolare. L'orientamento delle fibre collagene è verticale e non adatto a prevenire la retrusione condilare. Ha funzione di contenimento, in quanto previene la separazione del complesso condilo-menisco della fossa glenoidea e limita il movimento condilare in massima apertura, in massima protrusione e in massima laterotrusione.
- **Legamento sfeno-mandibolare:** origina in alto dall'apice del processo stiloideo e raggiunge la faccia mediale del ramo della mandibola; decorre medialmente alla capsula articolare con la quale delimita uno spazio in cui passa l'arteria mascellare interna. Ha la medesima funzione del legamento stilo-mandibolare.
- **Legamento stilo-mandibolare:** origina in alto dall'apice del processo stiloideo e raggiunge in basso il margine posteriore del ramo montante della mandibola. Si rilascia quando la bocca è chiusa e si distende in caso di estrema protrusione in avanti della mandibola.
- **Legamento pterigo-mandibolare:** origina dall'ala esterna del processo pterigoideo e si porta alla faccia interna del processo alveolare della mandibola.

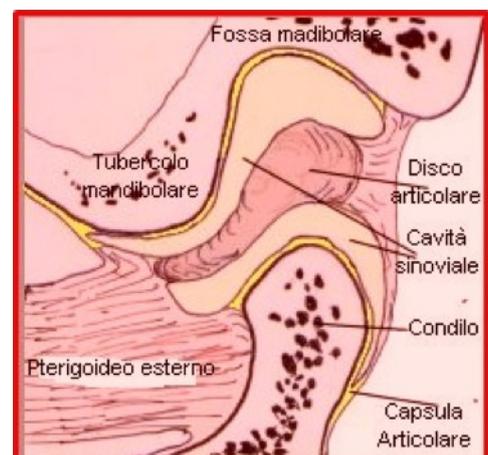
L'ATM svolge 2 tipi di movimenti elementari di rotazione e traslazione, combinati con una roto-traslazione dei condili.

- *Proiezione in avanti e retrazione indietro (protrusione e retrazione):* avvengono sul piano sagittale con scivolamento dell'arcata inferiore sotto quella superiore, che si attua con un movimento di basculamento.



- *Lateralità (latero-trusione Dx e Sx):* i movimenti laterali avvengono sul piano orizzontale e consentono lo spostamento della mandibola verso destra e sinistra. Nei movimenti di lateralità i due condili si comportano in maniera diversa: un condilo ruota attorno all'asse verticale, mentre il controlaterale attua un movimento di traslazione protrusiva descrivendo un piccolo arco di cerchio come registrato nei tracciati di Arco Gotico Endorale (vedi fig. a lato).

All'apertura della bocca il condilo mandibolare, insieme al menisco articolare, si sposta in avanti, mentre la lamina



retrodiscale esercita una trazione del disco all'indietro.

Alla chiusura della bocca, invece, mentre il condilo ritorna nella posizione iniziale, il tono del fascio superiore del muscolo pterigoideo esterno esercita una forza traente anteriore che accompagna il ritorno del menisco nella sede iniziale; quest'ultimo atto è accentuato dall'entrata in attività degli altri muscoli masticatori. L'ATM si caratterizza per essere la sola articolazione a non avere un punto rigido finale di chiusura e per articolarsi bilateralmente con il cranio, quindi l'articolazione di destra e quella di sinistra sono da considerarsi funzionalmente un'articolazione unica.

## **OSSO IOIDE**

L'osso ioide è un osso sesamoide posto inferiormente al cranio e nella parte anteriore del collo, poco al di sotto della mandibola. Esso non è a diretto contatto con le altre ossa dello scheletro, ma è mantenuto in posizione per mezzo dei legamenti stiloidei e dalle mio-fasce. Presenta una forma a ferro di cavallo: il corpo dell'osso ioide serve come base per l'inserzione di numerosi muscoli responsabili dei movimenti della mandibola, della lingua e della laringe. I processi più grandi dell'osso ioide sono le grandi corna, che aiutano a sostenere la laringe e l'inserzione per i muscoli che muovono la lingua. Le piccole corna danno inserzione ai legamenti stiloidei, attraverso i quali l'osso ioide e la laringe sono attaccati al cranio.

L'osso ioide inoltre contribuisce superiormente alla parte pavimentale della cavità orale attraverso i muscoli sovraioidei, mentre inferiormente è connesso alla cartilagine tiroidea, alla cassa toracica e alla scapola.

L'osso ioide rappresenta un punto intermedio strutturale e funzionale dell'unità cranio-mandibolo-toracica partecipando alle attività dell'apparato stomatognatico in quanto:

- È il punto di convergenza di fasci e muscoli del territorio cranio-cervico-facciale;
- Collega la mandibola e la parte posteriore del cranio con lo sterno, la clavicola e la scapola tramite i muscoli sovra- e sotto-ioidei;
- È collegato al processo stiloideo dell'osso temporale tramite il legamento stiloideo ed è anatomicamente e funzionalmente legato alla lingua.

## **MUSCOLI MASTICATORI:**

I muscoli masticatori sono responsabili del movimento della mandibola, tramite l'ATM (articolazione temporo-mandibolare).

I muscoli masticatori possono essere classificati in base ai movimenti che determinano sulla

mandibola; essi quindi possono essere classificati in:

### **Muscoli elevatori:**

- **Massetere superficiale, medio e profondo:** muscolo di forma rettangolare che si fissa in alto all'arcata zigomatica, in basso alla tuberosità masseterina della faccia laterale dell'angolo della mandibola.
- **Temporale:** ampio muscolo a forma di ventaglio che, dalla faccia laterale del cranio si dirige in basso e, passando medialmente all'arcata zigomatica, si inserisce col tendine al processo coronoideo della mandibola. Si distinguono i fasci posteriori, che portano la mandibola indietro aiutando a riportare il condilo nella cavità articolare e genera in fase oclusale un momento antiorario a difesa del carico sull'ATM. Inoltre, troviamo i fasci medi e i fasci anteriori che innalzano la mandibola, sono i veri elevatori della mandibola.
- **Pterigoideo interno:** origina dalla fossa pterigoidea e dalla tuberosità del mascellare e si inserisce sulla tuberosità pterigoidea, vicino alla faccia interna dell'angolo della mandibola.

### **Muscoli abbassatori:**

- **Digastrico:** forma un'arcata che unisce la mandibola al processo mastoideo mediante i ventri uniti da un tendine intermedio che si fissa sull'osso ioide.
- **Miloioideo:** ha origine a livello della linea miloioidea della mandibola e inserzione sul rafe mediano diretto all'osso ioide.
- **Genioioideo:** ha origine sulla superficie mediale della mandibola a livello del mento e inserzione sull'osso ioide.

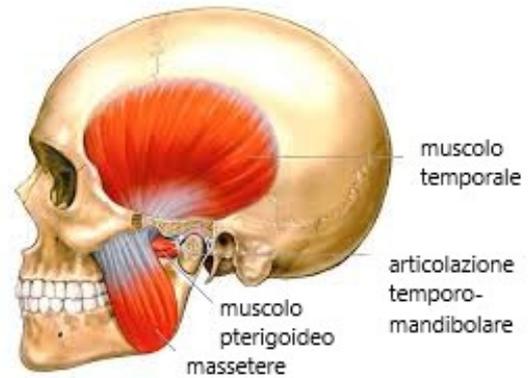
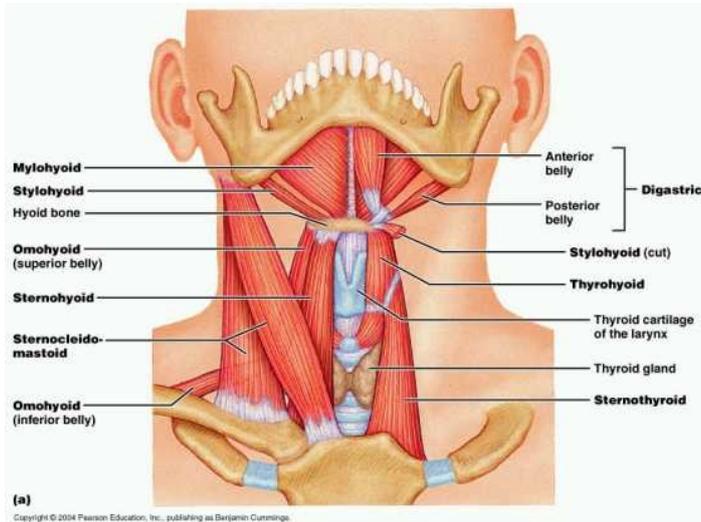
### **Muscoli di protrusione:**

- **Pterigoideo esterno:** è composto da due corpi, uno superiore e uno inferiore. Il fascio superiore origina dal processo pterigoideo dello sfenoide e si inserisce continuandosi nel menisco articolare. La sua funzione è quella di trascinare in avanti il menisco nella fase di protrusione. Il fascio inferiore origina sempre dal processo pterigoideo dello sfenoide e ha inserzione sul collo del processo condilare. L'attivazione di questi due muscoli con azione coordinata fanno traslare in avanti contestualmente la testa condilare della mandibola e il menisco. È il principale protrusore.
- **Temporale:** I fasci posteriori svolgono la funzione di retrusione e di rotazione antioraria con effetto decompressore sull'ATM (azione protettiva da sovraccarico).
- **Digastrico.** Il ventre posteriore ha una azione decompressiva sul baricentro posteriore dell'arcata dentaria, mentre il ventre anteriore ha l'azione analoga decompressiva sul baricentro

anteriore dell'arcata dentaria.

### Muscoli adduttori e abduttori:

I muscoli che determinano l'adduzione e l'abduzione della mandibola sono gli pterigoidei interni ed esterni, in misura minore gli altri elevatori.



### DENTI

I denti sono organi duri e biancastri, e sono inseriti a livello della mandibola e della mascella in cavità dette alveoli tramite una particolare articolazione, la gonfosi, e delle ossa mascellari, così da formare due arcate dentarie. La gonfosi è una varietà di sinartrosi rappresentata da una superficie conica che si impianta in una cavità ossea che ne costituisce come uno stampo.

I denti sono organi destinati principalmente alla prima digestione, cioè alla masticazione, durante alla quale il cibo viene tritato, e alla fonazione.

Nell'uomo si susseguono due generazioni di denti successive: la dentizione decidua e la dentizione definitiva; quest'ultima presenta 8 denti permanenti per ogni emiarcata: 2 incisivi, 1 canino, due premolari, per un totale di 32 denti.

In ogni singolo dente si distinguono tre diverse parti: la radice, il colletto e la corona.

La radice è la parte anatomica non visibile del dente situata all'interno dell'alveolo e legata all'osso tramite il legamento parodontale. La radice è a forma di cono più o meno appiattito nelle facce che guardano verso le altre radici. Nei canini, negli incisivi e nei premolari inferiori e superiori la radice

è unica, con esclusione del primo premolare superiore dove è doppia, mentre nei molari è tripla.

La corona è la zona del dente al di sopra dell'alveolo e della gengiva, ed assume diverse forme a seconda del tipo di dente e della sua funzione. È la parte più grossa del dente, ed è ricoperta dallo smalto, l'elemento più duro del corpo umano, costituito per il 96 ÷ 98 % da materiale inorganico (idrossiapatite), privo di vasi e terminazioni nervose, e che dal punto di vista fisico si comporta come membrana permeabile a sostanze organiche di basso peso molecolare. La lunghezza della radice risulta essere maggiore di quella della corona.

Il colletto, invece, è una zona interposta tra la corona e la radice. A livello del colletto, il tessuto stratificato sulla superficie della corona (smalto) termina secondo una linea curva.

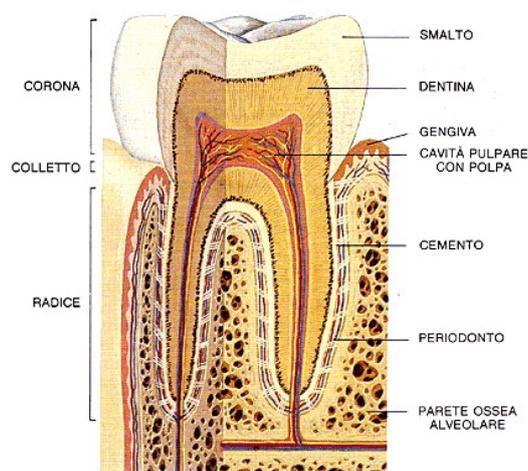
Al di sotto dello smalto (che dà l'aspetto traslucido biancastro) c'è la dentina, sostanza che dà la colorazione giallastra o grigiastra al dente e che è prodotta da un gruppo particolare di cellule di origine ectodermica detti odontoblasti, contenuti nella polpa dentale. La dentina è composta da circa un 70% di materiale inorganico e per il restante 30% da materiale inorganico e acqua. La porzione più interna del dente è detta camera pulpare o canale radicolare, dove all'interno è situata la polpa dentale, parte che assicura la vitalità del dente. La polpa è un tessuto molle che comprende il nervo, i vasi sanguigni e, appunto, gli osteoblasti. Essa si trova quindi all'interno della corona (polpa camerale) per poi proseguire lungo le radici (polpa radicolare).

## LEGAMENTO PERIODONTALE

È la struttura costituita da un insieme di tessuti connettivali che, interponendosi tra la radice del dente e l'osso alveolare, consente il fissaggio del dente all'osso mascellare.

Esso è compreso tra il cemento radicolare e la superficie dell'osso alveolare e si dirama, per tutta la radice, fino alla lamina propria della gengiva.

Esso garantisce contemporaneamente sia la stabilizzazione del dente nell'alveolo, sia un certo grado



di spostamento in risposta a sollecitazioni orizzontali e verticali. Le sollecitazioni orizzontali a direzione distale e mesiale determinano movimenti del dente pressoché nulli se il dente è a contatto con i denti contigui, mentre quelle orizzontali dirette in senso vestibolare o linguale fanno sì che il dente agisca nell'alveolo come una leva, generando zone di pressione e di trazione.

## OCCLUSIONE DENTALE

Per occlusione dentale si intende l'impatto tra l'arcata dentaria inferiore con quella superiore e deve essere funzionalmente compensata.

In generale, l'occlusione rappresenta qualsiasi rapporto tra le arcate dentali nel momento in cui anche solo alcuni tra i rispettivi denti vengono a contatto tra di loro, sia con mandibola ferma che durante i movimenti funzionali delle articolazioni temporo-mandibolari.

Siamo in presenza di un buon funzionamento dell'apparato stomatognatico quando le due arcate dentarie occludono nella posizione più stabile, cioè quella caratterizzata dall'assenza di conflitti occlusali fra elementi antagonisti (in posizione di massima intercuspidação), con una uniforme distribuzione dei carichi masticatori, nel rispetto delle strutture parodontali, muscoli masticatori in tono normale e articolazioni temporo-mandibolari. Questa situazione di equilibrio dipende quindi da diversi fattori strettamente collegati tra loro, ossia la forma delle arcate dentarie, i muscoli masticatori, le articolazioni temporo-mandibolari e il controllo neuromuscolare.

Si parla di occlusione ottimale quando i muscoli masticatori si attivano in maniera armonica e, in condizione di massima intercuspidação, sono rispettati i seguenti parametri:

1. Il contatto tra l'arcata superiore e l'arcata inferiore deve avvenire in una zona precisa tra le cuspidi di stampo (ossia le palatali superiori e le vestibolari inferiori), e non deve essere presente tra le cuspidi di taglio (quelle vestibolari dei denti superiori e linguali nei denti superiori);
2. L'arcata dentale di lavoro deve avere la possibilità di ruotare verso il lato bilanciante e chiudere il ciclo masticatorio con le due arcate in contatto occlusale;
3. Devono essere rispettati i due parametri del carico occlusale, ovvero i baricentri, che sono:
  - Il carico occlusale distribuito equamente tra la parte anteriore e quella posteriore (Attivazione), con uno scarto del  $\pm 10\%$ . Il confine tra la parte anteriore e la parte posteriore dell'arcata dentaria è collocato tra i premolari e i molari;
  - Il carico occlusale che si distribuisce a destra e a sinistra dell'arcata dentaria (Asimmetria), sempre con uno scarto del  $\pm 10\%$ ;
  - La torsione della mandibola in occlusione (Torque): i muscoli elevatori della mandibola sono responsabili della torsione mandibolare, che viene calcolata effettuando una somma tra i valori ottenuti dall'E.M.G.s dei muscoli temporale e massetere controlaterale. La differenza della torsione di sinistra con quella di destra deve essere vicina a  $\pm 5\%$ ; valori superiori a questo range suggeriscono un aumento di stress a livello dell'A.T.M.;
  - La dimensione verticale dei denti, parametro importante che influisce sul corretto accorciamento muscolare dei muscoli elevatori della mandibola: a una bassa dimensione verticale dei denti corrisponde infatti un calo della contrazione dei muscoli elevatori.

## MALOCCLUSIONE:

Quando questi parametri anatomico-funzionali non sono rispettati, siamo in presenza di un contatto scorretto tra l'arcata dentaria superiore e quella inferiore. Questa anomala condizione viene definita genericamente “**malocclusione**”.

La malocclusione è caratterizzata dalla presenza di conflitti occlusali, che sono l'azione muscolare generata dai punti di contatto occlusali quando le due arcate entrano in contatto. Questi conflitti determinano l'aumento della contrazione muscolare dei muscoli elevatori della mandibola, dei muscoli del collo, fino ad arrivare alle gambe, e possono provocare, nel tempo, disfunzioni a livello muscolare dell'articolazione temporo-mandibolare e altre patologie corporee.

### Tipologie di conflitto occlusale:

- **Conflitto mono-dente:** un singolo dente causa più contatti occlusali erronei. È un conflitto autobloccante e a livello del medesimo dente viene percepita una forte tensione e una durezza di contatto.
- **Conflitti di emiarcata:** sono generati da due o più denti presenti nella stessa arcata destra o sinistra, e/o da conflitti nei rapporti tra le due arcate dentali superiore e inferiore.
- **Conflitti inter- e intra-arcata:** possono essere causati da alterazioni di numero e forma dei denti, come le agenesie (assenza congenita di uno o più denti), rotazioni, dislocazioni ed inclusioni degli elementi dentali, e si esplicano con affollamenti e disallineamenti quando al dente manca lo spazio per crescere, e spaziature interdentali quando invece siamo in presenza di eccesso di spazio.

I difetti inter-arcata si manifestano sui tre piani dello spazio: frontale, orizzontale e sagittale.

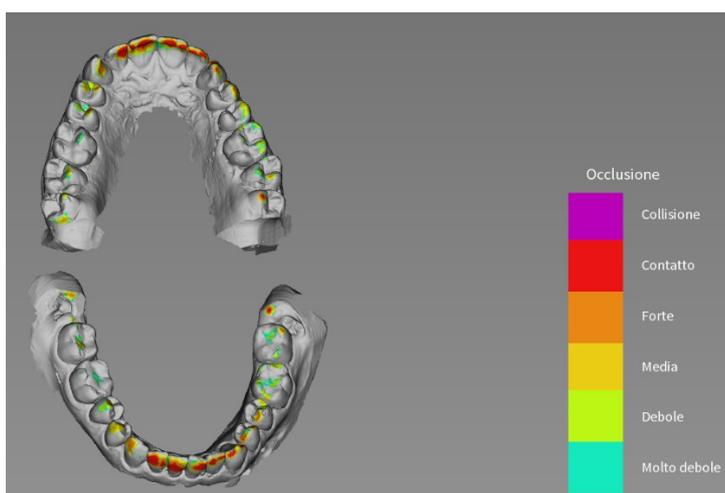


Immagine di occlusione in presenza di conflitti occlusali anteriori e scarsi contatti posteriori. Immagine ottenuta con uno scanner intraorale (Carestream 3600) ed elaborazione dell'immagine dei contatti occlusali mostrati a bocca aperta.

## **Parabite Malpezzi ®**

Il Parabite Malpezzi® è nato a seguito di studi e tecniche terapeutiche rivolte a persone che soffrono di disturbi dell'articolazione temporo mandibolare e posturale. La ricerca e il confronto delle risposte terapeutiche hanno permesso di formulare l'archetipo di questo strumento.

È un dispositivo medico intraorale che distribuisce il carico sui denti secondo una procedura che equilibra la risposta neuro-muscolare, in pratica è un equalizzatore dell'occlusione dentale.

È calcolato su dati gnatologici, antropometrici e neuro-muscolari di ogni singola persona.

Quando viene utilizzato il Parabite Malpezzi®, il cervello riceve dai vari recettori neuro-sensoriali stomatognatici una serie di risposte soddisfacenti per la massima stabilizzazione dell'asse anteriore testa-collo. Questo è il primo obiettivo del cervello, ovvero stabilizzare il capo prima o durante una accelerazione o decelerazione. Con la testa ben stabile il cervello attiva le migliori prestazioni fisiche e sportive proprie della persona, altrimenti le deprime.

In una ricerca eseguita con dieci ciclisti e realizzata nel reparto di biochimica dello sport dell'Università di Ferrara, sono stati rilevati diversi effetti positivi sul fisico degli atleti. (13)

Dai dati registrati emerge il miglioramento della forza esplosiva e massimale. Migliora lo sforzo fisico spostando nel tempo la soglia anaerobica muscolare LT (Lactate Threshold), la soglia RCP (Respiratory Compensation Point) e il Picco di fine test da sforzo aumentando di conseguenza i Watt., la Media del guadagno in Joule (lavoro) è stato + 9,6% (Dev. St. 4,9), tutti gli atleti hanno guadagnato. Intervistando gli atleti riferiscono che sentono migliorare la coordinazione motoria con percezione di maggiore equilibrio nel movimento.

Inoltre, pubalgie, dolori muscolari, strappi ai polpacci, ecc. se causati dalla disfunzione mandibolare, trovano la risoluzione. (14)

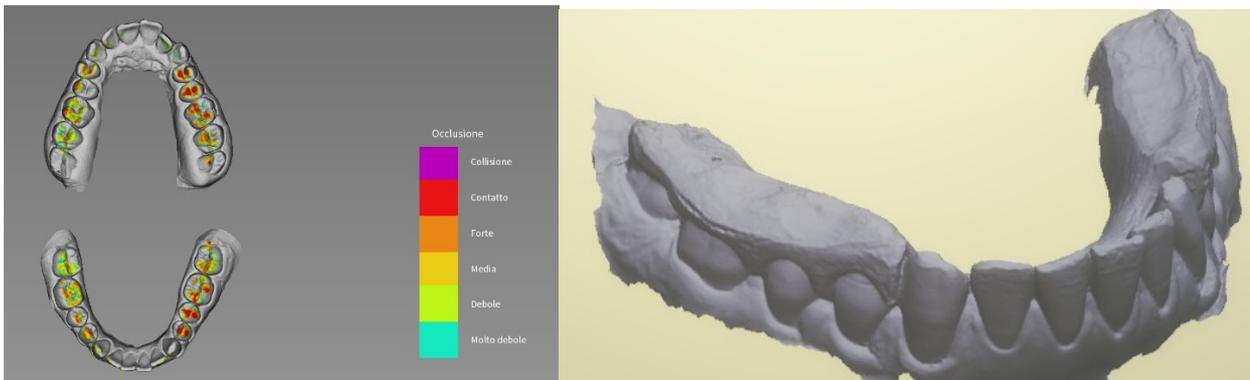
Perché usare il Parabite anziché un Bite commerciale?

I Bite commerciali e spesso anche quelli comunemente realizzati in odontoiatria, sono confezionati empiricamente, sulla base dell'esperienza generica e non su dati gnatologici propri del soggetto che lo indosserà. Qui sta la differenza. Per ottenere i risultati positivi occorre portare alla normalità i parametri gnatologici che sono:

- Antropometrici:
  - Posizione degli elementi dentali sulle arcate
  - Dimensione verticale della mandibola
- Neuromuscolari specifici di ogni persona e consequenziali ai conflitti occlusali, essi sono:
  - Baricentro dell'arcata dentale anteriore vs posteriore,

- Asimmetria tra arcata dentale Dx vs Sx,
- Torsione della mandibola a carico delle A.T.M. Dx vs Sx).

Ogni apparecchio sarà unico e specifico per quella persona. Es.: un ciclista per esprimere al meglio la sua performance sportiva necessita di una bicicletta che sia calibrata sulle sue caratteristiche biometriche. Parafrasando, il Parabite Malpezzi®, a livello intraorale, risponde a questo concetto. Il Parabite non si frattura e non si deforma, è comodo nel portarlo, permette di parlare e di respirare. Nella fase agonistica rimane aderente sulle arcate dentarie e non si distacca.



Esempio clinico di giocatore di calcio con malocclusione per conflitti oclusali particolarmente evidenti sugli elementi dentali 44 e 45 (colorazione rossa); con l'Elettromiografia “pesiamo” il baricentro dell'arcata dentale anteriore (> del 12%) vs il baricentro posteriore. A correzione ottenuta con il Parabite Malpezzi la differenza tra i due baricentri è stata annullata (-0,38%). Inoltre il Parabite Malpezzi bilancia i carichi asimmetrici tra le due arcate Dx e Sx e annulla le torsioni mandibolari dannose per lo stress sulle A.T.M.

## ACCENNI DI FISIOLOGIA NEUROLOGICA E MIOFASZIALE

### NERVO TRIGEMINO

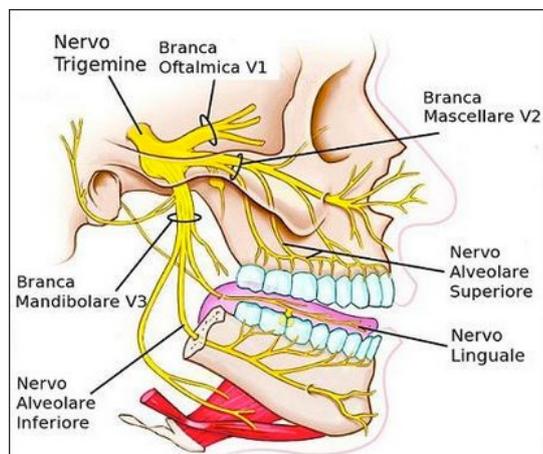
Il nervo trigemino è il quinto paio dei dodici nervi cranici ed è un nervo misto, ossia è in grado di trasportare informazioni in prevalenza sensitive, ma anche motorie e parasimpatiche (7). L'informazione sensitiva proviene dalla testa e dalla faccia, mentre il controllo motorio è relativo ai muscoli masticatori.

Il nervo trigemino è il più voluminoso di tutti i nervi cranici. Le radici sensitive (dorsali), le cui fibre provengono dal ganglio di Gasser, e le radici motorie (ventrali) hanno origine dalla superficie laterale

del ponte, una parte di sistema nervoso centrale situata tra mesencefalo e midollo allungato.

Il ganglio di Gasser ha le stesse funzioni di un ganglio spinale, e da esso dipartono i tre rami (nervi) terminali del trigemino:

- **Nervo oftalmico (superiore):** ramo sensitivo che innerva le strutture contenute nella cavità orbitaria, le cavità nasali e i semi paranasali, la cute della fronte, delle sopracciglia, delle palpebre e del naso; lascia il cranio attraverso la fessura orbitaria superiore, quindi si ramifica nell'orbita.
- **Nervo mascellare (medio):** ramo anch'esso sensitivo che innerva la palpebra inferiore, il labbro superiore, le guance e il naso. Il nervo mascellare è responsabile inoltre dell'innervazione delle strutture sensitive profonde della gengiva superiore e dell'arcata dentale superiore, il palato parte della faringe. Il nervo infraorbitario, uno dei rami principali del mascellare, innerva le parti adiacenti della faccia passando attraverso il foro infraorbitario.
- **Nervo mandibolare (inferiore):** dei tre rami il nervo mandibolare è il più voluminoso; contiene una componente sensitiva e una componente motoria, quest'ultima responsabile dell'innervazione dei muscoli masticatori. La componente sensitiva invece trasporta informazioni propriocettive dai muscoli masticatori appunto, e controllano anche la cute delle tempie, la superficie laterale, le gengive e i denti dell'arcata laterale inferiore, le ghiandole salivari e la porzione laterale della lingua.



## RECETTORI DELL'ARTICOLAZIONE TEMPORO-MANDIBOLARE

In anatomia, i recettori sensoriali sono cellule (o processi cellulari) specializzate che controllano le condizioni presenti all'interno e all'esterno del corpo. Se stimolato, un recettore è in grado di modificare, direttamente o indirettamente, la generazione dei potenziali d'azione di un neurone sensitivo. I recettori sono in grado di captare le diverse forme di energia che colpisce l'organismo (lo stimolo), e trasformarle in segnali che vengono trasmessi al SNC (4, 7, 8).

A livello della capsula e dei legamenti che fanno parte della A.T.M. sono stati identificati

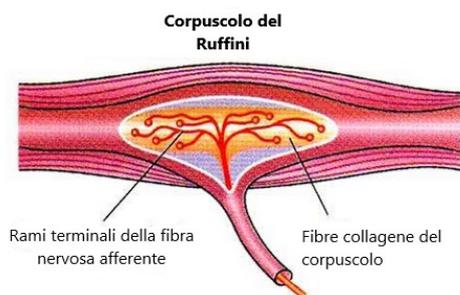
istologicamente quattro tipi di recettori coinvolti in maniera importante nella percezione cosciente del movimento e della posizione della mandibola: recettori di Golgi, di Pacini, di Ruffini e terminazioni libere di fibre mieliniche e amieliniche, molte delle quali di tipo nocicettivo. I recettori dell'ATM sono innervati da fibre che decorrono nel nervo auricolo-temporale, e si concentrano maggiormente nelle regioni laterali e posteriori della capsula articolare.

Funzionalmente, possono essere classificati due tipi di recettori: a **lento adattamento** (recettori tonici) e a **rapido adattamento** (recettori fasici).

- I recettori a **lento adattamento** inducono una scarica di impulsi a frequenza costante per tutta la durata dello stimolo, e quindi, nel caso dell'A.T.M., scaricano potenziali d'azione per tutto il tempo in cui il condilo è ruotato in funzione dell'estensione del movimento articolare.
- I recettori a **rapido adattamento**, invece, generano una scarica di impulsi solamente all'inizio della stimolazione ed eventualmente alla fine della stimolazione, e poi diventano silenti. Quindi, i recettori a rapido adattamento dell'A.T.M. si eccitano solo all'inizio del movimento di abbassamento, ossia all'inizio del movimento di elevazione della mandibola, a causa della rapida deformazione della capsula articolare provocata dalla rotazione del condilo.

Parte dei recettori dell'A.T.M., almeno quelli stimolati dal normale movimento dei condili, determina effetti eccitatori sui muscoli elevatori quando la mandibola viene abbassata; gli effetti centrali determinati dalla stimolazione dei recettori della A.T.M. sono comunque poco noti.

### Recettori (corpuscoli) di Ruffini

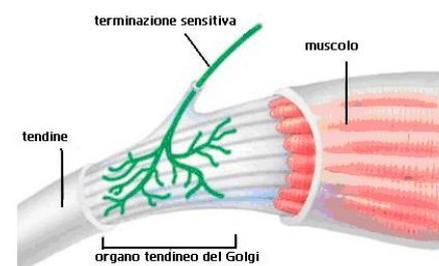


Sono recettori sensoriali a lento adattamento localizzati negli strati più profondi del tessuto sottocutaneo. Essi sono dei meccanocettori, ossia dei recettori sensoriali che si attivano o inibiscono dal contatto o pressione sulla loro membrana cellulare, e sono capsulati.

### Recettori muscolari e tendinei

Appartengono a questa categoria due tipi di recettori:

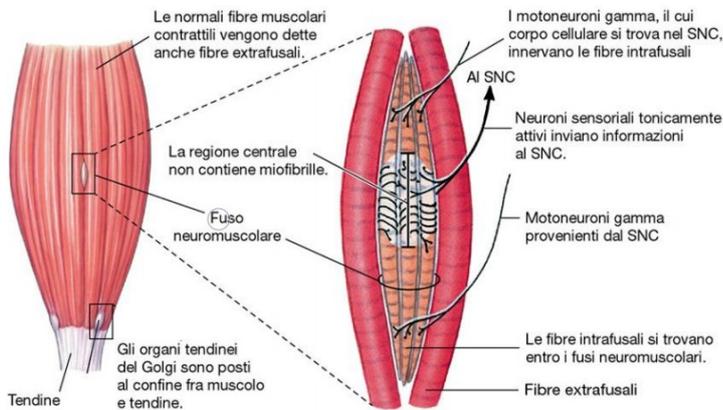
**Organo muscolo-tendineo del Golgi:** è meccanocettore posizionato in serie tra i tendini e le fibre muscolari. Quando il muscolo viene stirato, viene stirato anche l'organo del Golgi, che è formato da un groviglio di fibre collagene,



all'interno del quale sono immerse le fibre sensoriali. Lo stiramento del muscolo provoca una modifica meccanica delle fibre, determinando una modifica della posizione e del diametro delle

stesse, quindi una diminuzione o un aumento della frequenza di scarica.

**Fusi neuromuscolari:** sono recettori da stiramento localizzati all'interno del muscolo e in parallelo



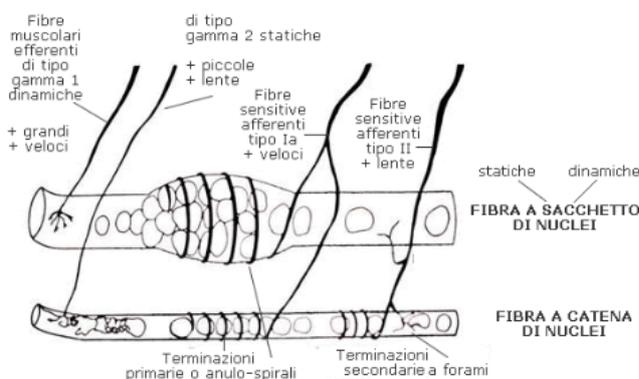
alle fibre, nella stessa direzione dei sarcomeri. Questi propriocettori sono in grado di captare lo stato di allungamento dei muscoli e di inviare le informazioni raccolte al midollo spinale e all'encefalo. L'attività di questo tipo di recettore è molto importante, sia per prevenire gli infortuni legati a un eccessivo

allungamento della fibra muscolare, sia per eseguire movimenti fluidi, armonici e controllati.

Esso è costituito da una capsula di tessuto connettivo che avvolge un ristretto gruppo di fibre muscolari, chiamate fibre "intrafusal", mentre le fibre esterne al fuso vengono chiamate "fibre extrafusal".

Ci sono due tipi di fusi neuromuscolari:

- **A sacco di nuclei:** i nuclei sono contenuti nella zona equatoriale del fuso, mentre nella zona para-equatoriale vi sono i sarcomeri. Presenta un'afferenza di tipo 1A spinale di grande diametro che avvolge la zona equatoriale del fuso. Le afferenze di tipo 1A sono fibre mieliniche somatiche dei fusi a sacco di nuclei codificano *quanto varia* la lunghezza delle fibre muscolari *nel tempo*, quindi il fuso a sacco di nuclei si comporta come un recettore a *rapido adattamento*.
- **A catena di nuclei:** è una cellula fusale più piccola e sottile, dove i nuclei sono disposti in fila nella zona equatoriale, a "collana". L'afferenza che avvolge la zona equatoriale di questo fuso



è un assone più sottile dell'afferenza di tipo 1A, a lenta conduzione, la fibra afferente di tipo 2A. Questo tipo di fibra codifica *quanto* si allunga la fibra muscolare, perciò il fuso a catena di nuclei si comporta come un recettore a *lento adattamento*.

I fusi neuromuscolari sono innervati sia da afferenze che da efferenze: i fusi infatti presentano anche una placca motoria, che però è più piccola rispetto a quella delle altre cellule muscolari. Le efferenze neuronali che le innervano si chiamano **motoneuroni  $\gamma$** . Il motoneurone  $\gamma$  mantiene attivo il fuso anche quando il fuso non è attivo (in contrazione il fuso non scarica).

## CINGOLO SCAPOLARE

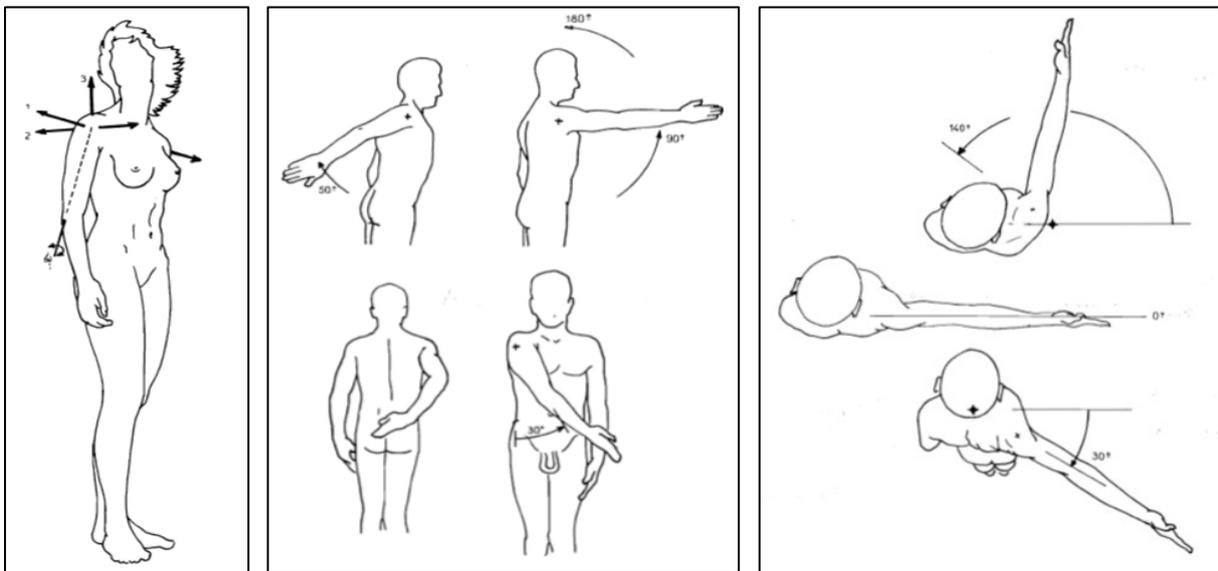
### LA SPALLA

La spalla è l'articolazione del corpo umano più mobile di tutte (3).

Possiede tre gradi di movimento che permettono l'orientamento dell'arto superiore in rapporto ai tre piani dello spazio, grazie ai suoi tre assi principali:

1. **Asse trasversale:** è contenuto sul piano frontale e permette i movimenti di flesso-estensione eseguiti sul piano sagittale;
2. **Asse antero-posteriore:** è contenuto sul piano sagittale e permette i movimenti d'abduzione e adduzione effettuati in un piano frontale;
3. **Asse verticale:** determinato dall'intersezione del piano sagittale con il piano frontale, permette i movimenti di flessione e di estensione eseguiti in un piano orizzontale, tenendo il braccio in abduzione a  $90^\circ$ .

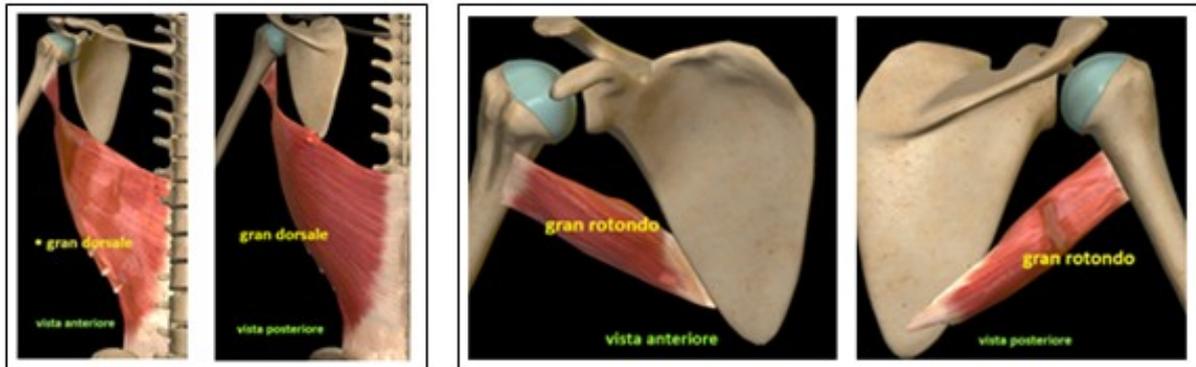
La rotazione esterna-interna del braccio e dell'arto superiore avviene attorno all'asse longitudinale dell'omero, che può coincidere con uno dei tre assi principali di movimento della spalla, o meglio situarsi in una posizione intermedia qualsiasi per autorizzare il movimento di rotazione esterna-interna.



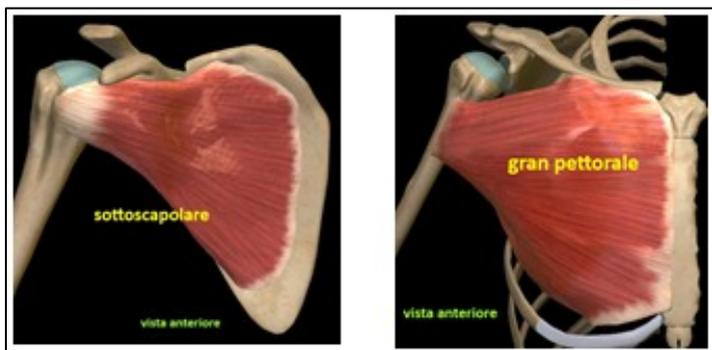
### Rotazione del braccio sul suo asse longitudinale:

I muscoli principalmente coinvolti nella rotazione interna dell'omero attorno al suo asse longitudinale sono:

1. Muscolo **gran dorsale**;
2. Muscolo **gran rotondo**;

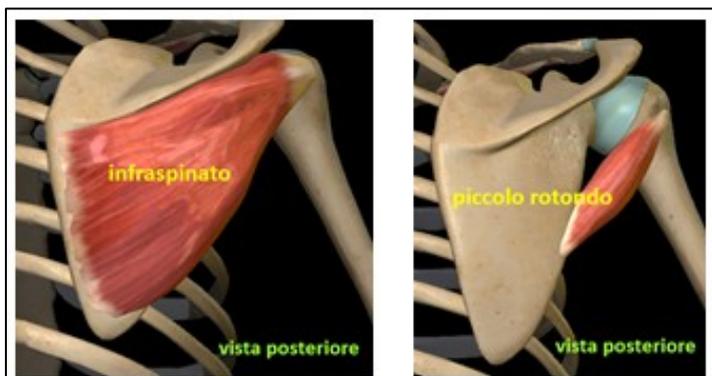


3. Muscolo **sottoscapolare**;
4. Muscolo **gran pettorale**.



I muscoli invece principalmente coinvolti nella rotazione esterna dell'omero attorno al suo asse longitudinale sono:

1. Muscolo **infraspinato**;
2. Muscolo **piccolo rotondo**.

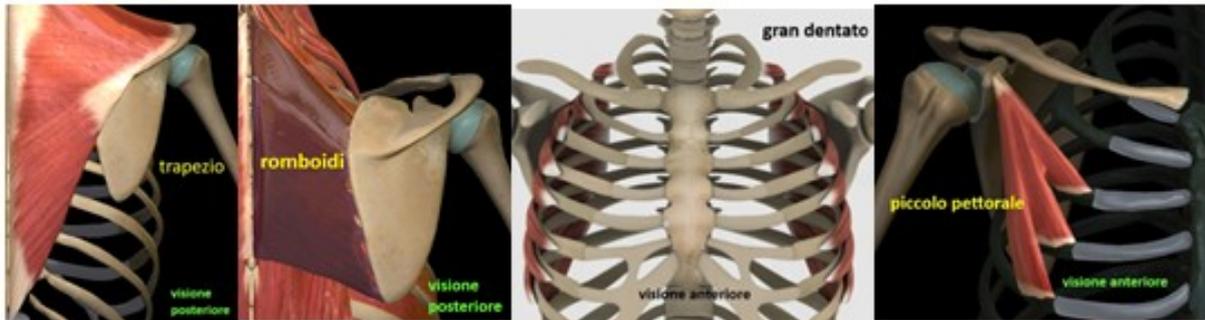


I muscoli rotatori esterni sono inferiori per numero ai muscoli rotatori interni; tuttavia, sono indispensabili per la funzionalità dell'arto superiore, poiché solo essi sono in grado di staccare la mano dalla superficie anteriore del tronco, portandola in avanti e all'esterno; questo movimento in senso laterale, per la mano destra, è indispensabile per la scrittura.

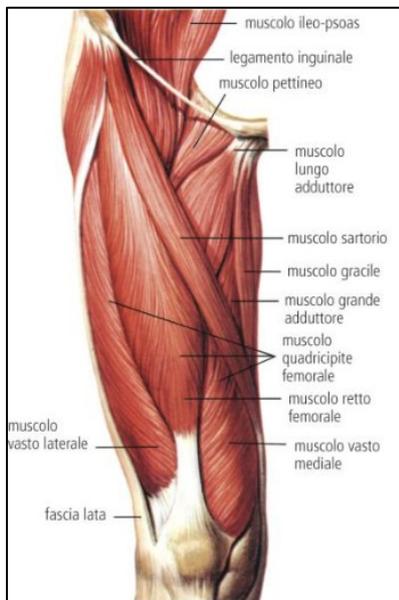
La rotazione dell'articolazione scapolo-omerale, però, da sola non è sufficiente a completare la rotazione dell'arto superiore senza i cambiamenti di orientamento della scapola (e quindi della glenoide) nei movimenti di traslazione laterale della scapola stessa. Questo cambiamento di orientamento di 40°-45° aumenta corrispondentemente l'ampiezza della rotazione.

I muscoli motori sono:

- per la rotazione esterna (adduzione della scapola): **romboide** e **trapezio**;
- per la rotazione interna (abduzione della scapola): **gran dentato** e **piccolo pettorale**.



## GINOCCHIO



La flesso-estensione è il movimento principale del ginocchio;

L'**estensione** si definisce come il movimento che allontana la superficie posteriore della gamba dalla superficie posteriore della coscia. Seppure non esiste in realtà un'estensione assoluta, poiché, nella posizione di riferimento, l'arto inferiore è già in allungamento massimo, è possibile effettuare, soprattutto passivamente, un movimento di estensione da 5° a 10° a partire dalla posizione di riferimento.

L'**estensione attiva** supera raramente e di poco la posizione di riferimento, e questa possibilità dipende dalla posizione dell'anca: l'efficacia del retto anteriore, infatti, come estensore del ginocchio,

è tanto più grande quanto più l'anca è estesa, quindi l'estensione dell'anca facilita l'estensione del ginocchio.

L'**estensione relativa** è il movimento che completa l'estensione del ginocchio a partire da qualsiasi posizione di flessione; è il movimento che si effettua normalmente durante la marcia quando l'arto che oscilla si distende in avanti per prendere contatto con il suolo.

## MUSCOLI ESTENSORI DEL GINOCCHIO:

Il quadricipite femorale è il muscolo estensore del ginocchio. Ha una potenza di lavoro di 42 kgm, tre volte più potente dei muscoli flessori del ginocchio.

Il quadricipite è formato da quattro corpi muscolari che si inseriscono con un apparato estensore comune sulla tuberosità anteriore della tibia. Questi quattro corpi sono:

- **Vasto intermedio, vasto esterno e vasto mediale** (muscoli monoarticolari)
- **Retto femorale** (muscolo biarticolare): rappresenta un quinto della forza totale del quadricipite. Dal momento che decorre al davanti del riflesso di flesso-estensione dell'anca e del ginocchio, il retto anteriore è allo stesso tempo flessore dell'anca ed estensore del ginocchio; ma la sua efficacia, in qualità di estensore del ginocchio, dipende dalla posizione dell'anca e, inversamente, il suo ruolo di flessore dell'anca è subordinato alla posizione del ginocchio. Ciò è dovuto al fatto che la distanza compresa fra la spina iliaca anteriore-superiore ed il bordo superiore della troclea è più corto in flessione che in posizione eretta. Questa differenza di lunghezza porta ad un allungamento relativo del muscolo, quando l'anca è flessa e il ginocchio è flesso per effetto del solo peso della gamba. In queste condizioni, per mantenere l'estensione del ginocchio, gli altri tre capi del quadricipite risultano molto più efficaci del retto femorale.

Se, al contrario, l'anca passa dalla posizione eretta all'estensione, la distanza fra le due estensioni del retto anteriore aumenta di un tratto che tende il retto anteriore ed aumenta pertanto la sua efficacia.

Il grande gluteo è sinergico antagonista del retto femorale, in particolare antagonista sull'anca e sinergico sul ginocchio.

Nel passaggio dalla posizione eretta a quella accosciata, il retto anteriore gioca un ruolo importante, perché è il solo dei quattro capi del quadricipite che non perde la sua efficacia nel corso di questo movimento. Infatti, mentre il ginocchio si estende, anche l'anca, sotto l'azione del grande gluteo, si estende e ciò fa mettere in tensione il retto anteriore al livello della sua inserzione superiore, mantenendo così all'inizio della sua azione una lunghezza costante.

Infine, la flessione del ginocchio sotto l'azione degli ischio-crurali favorisce la flessione dell'anca per mezzo del retto anteriore; i retti anteriori partecipano efficacemente alla flessione dell'anca.

La flessione è il movimento che avvicina la faccia posteriore della gamba alla faccia posteriore della coscia. Esiste un movimento di **flessione assoluta**, a partire dalla posizione di riferimento e un movimento di **flessione relativa**, a partire da tutte le posizioni di flessione.

L'ampiezza di flessione del ginocchio varia in funzione della posizione dell'anca e delle modalità del movimento stesso.

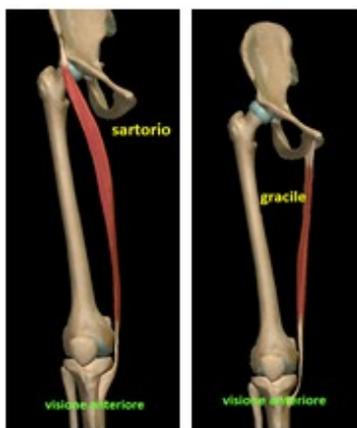
La flessione attiva arriva a 140° se l'anca è stata precedentemente flessa e solo a 120° se l'anca è in estensione. Questa differenza d'ampiezza dipende dalla diminuzione d'efficacia degli ischio-crurali quando l'anca è estesa. È possibile tuttavia superare i 120° di flessione del ginocchio con anca estesa grazie ad una contrazione di slancio: gli ischio-crurali si contraggono bruscamente e potentemente flettono il ginocchio, come in una flessione passiva.

La flessione passiva del ginocchio ha un'ampiezza di 160° e permette al tallone di toccare la natica. In condizioni normali, la flessione viene limitata solamente dal contatto elastico delle masse muscolari del polpaccio e della coscia.

### MUSCOLI FLESSORI DEL GINOCCHIO:

I muscoli flessori del ginocchio sono contenuti nella loggia posteriore della coscia. Di questo gruppo fanno parte: i **muscoli ischio-crurali** (bicipite, semitendinoso, semimembranoso) e i **muscoli della zampa d'oca** (gracile, sartorio e semitendinoso).

Tutti questi muscoli sono biarticolari tranne due: il capo breve del bicipite e il popliteo, che sono



monoarticolari. I flessori biarticolari hanno contemporaneamente un'azione di estensione dell'anca e la loro azione sul ginocchio dipende perciò dalla posizione dell'anca.

- **Sartorio:** è un flessore, abductore e rotatore esterno dell'anca, oltre che flessore e rotatore interno del ginocchio.
- **Gracile:** è soprattutto adduttore ed accessoriamente flessore dell'anca, oltre che flessore del ginocchio, perciò è anche uno dei rotatori interni.
- **Ischio-crurali:** sono ad un tempo estensori dell'anca e flessori

del ginocchio, e la loro azione sul ginocchio è condizionata dalla posizione dell'anca. Più l'anca si flette, più gli ischio-crurali subiscono un accorciamento relativo e più si tendono. Quando l'anca è flessa a 40° l'accorciamento relativo può ancora essere compensato dalla flessione passiva del ginocchio, ma per una flessione di 90°, l'accorciamento relativo è tale che, anche se il ginocchio è flesso ad angolo retto, persiste ancora un accorciamento relativo importante.



Se la flessione dell'anca supera i 90° diventa molto difficile conservare le ginocchia in estensione completa. L'accorciamento relativo è compensato dall'elasticità dei muscoli, che però diminuisce notevolmente con la mancanza di esercizio fisico.

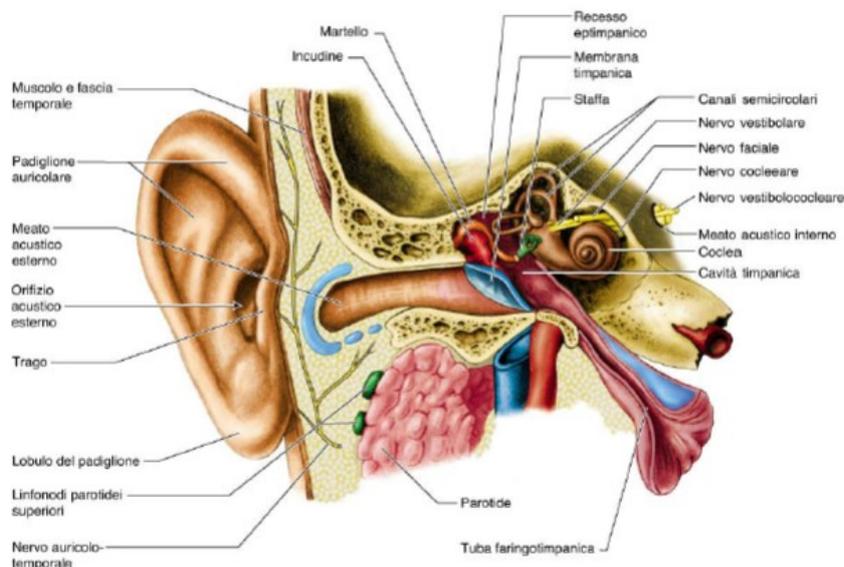
La messa in tensione degli ischio-crurali con la flessione dell'anca accresce la loro efficacia come flessori del ginocchio; inversamente, l'estensione del

ginocchio favorisce l'azione di estensore dell'anca da parte dei muscoli ischio-crurali.

Mantenendo invece l'anca in estensione completa, gli ischio-crurali subiscono un allungamento relativo che spiega come la flessione del ginocchio sia allora meno potente.

## IL SISTEMA VESTIBOLARE:

Il sistema vestibolare ci informa su come è orientata la testa nello spazio e la direzione di moto del



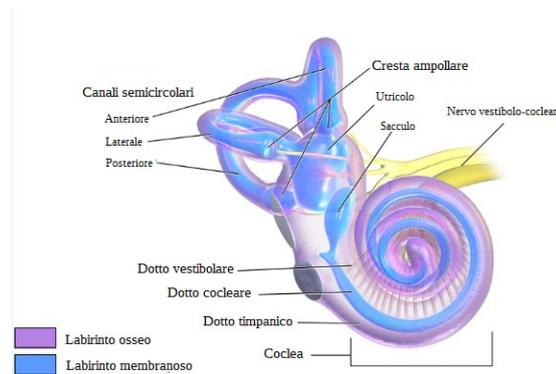
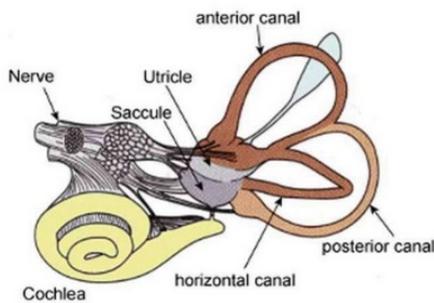
corpo. Questo particolare organo ci dà una misura sulle accelerazioni lineari ed angolari del capo mediante un complesso di organi di senso che si trovano nell'orecchio interno, e agisce in sinergia con il sistema visivo e somato-sensitivo per il mantenimento dell'equilibrio corporeo.

L'apparato vestibolare è la parte più antica dell'orecchio interno, e dalla sua evoluzione deriva la parte acustica dell'orecchio interno. Esso è collocato nell'osso temporale del neurocranio, nella piramide (rocca petrosa) dell'osso temporale.

L'apparato vestibolare presenta una componente ossea, parte del labirinto osseo, e una componente membranosa, parte del labirinto membranoso.

Il labirinto osseo è suddiviso in **vestibolo** e i **canali semicircolari**.

Il labirinto membranoso, invece, presenta, oltre sempre ai **canali semicircolari**, il **sacculo** e l'**utricolo**.



Tra il labirinto membranoso e il labirinto osseo è contenuta la **perilinf**a, mentre all'interno del labirinto membranoso è contenuta l'**endolinf**a.

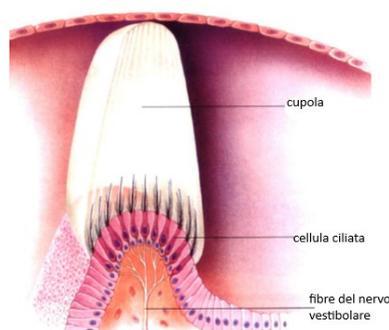
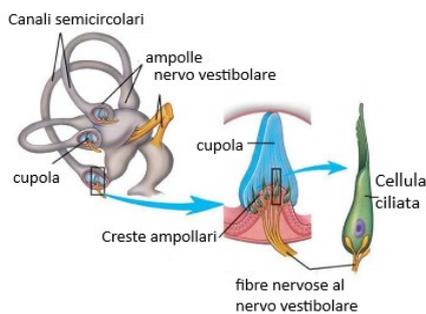
La **perilinf**a è un liquido con una composizione ionica ricca di  $K^+$  e povera di  $Na^+$  e  $Ca^{++}$ ;

L'**endolinf**a invece è ricca di  $Na^+$  e povera di  $K^+$ .

**Canali semicircolari:** I canali semicircolari invece sono sensibili alle accelerazioni angolari prodotte dal movimento del capo e del corpo. Essi sono strutture tridimensionali orientati tra loro ad angolo retto e collocati grosso modo sui tre piani dello spazio.

I recettori dell'apparato vestibolare si trovano nelle **creste ampollari** dei canali semicircolari e nelle **macule** di sacculo e utricolo.

Le **creste ampollari** sono cellule sensoriali dotate di peli acustici (cellule ciliate), i quali sono



raggiunti da terminazioni del nervo vestibolare. I peli acustici di tutte le cellule della cresta ampollare sono contenuti in una cupola gelatinosa, disposta perpendicolarmente

all'asse maggiore dell'ampolla.

All'interno dell'ampolla, lo spostarsi dell'endolinfa a livello di questi canali determina la flessione delle ciglia, e il segnale è diverso (depolarizzazione/iperpolarizzazione) a seconda della direzione del movimento di questa endolinfa.

Il recettore fondamentale dell'orecchio interno è la cellula cigliata: essa è costituita da un corpo cellulare e delle protrusioni (ciglia), le quali, in base alla direzione del loro movimento, determinano la depolarizzazione o l'iperpolarizzazione della cellula.

**Utricolo e sacco:** sono due sacchi ovoidali della dimensione di circa 3mm, con un numero molto elevato di cellule ciliate. A livello di utricolo e sacco sono presenti le **macule**: i peli acustici delle cellule della macula sono invece immersi nella membrana **otolitica**, che contiene cristalli di sali di calcio.

Le cellule sensoriali dell'apparato vestibolare sono costituite da un corpo cellulare e da due tipi di estroflessioni: le stereociglia e il chinociglio, che insieme formano il pelo acustico.

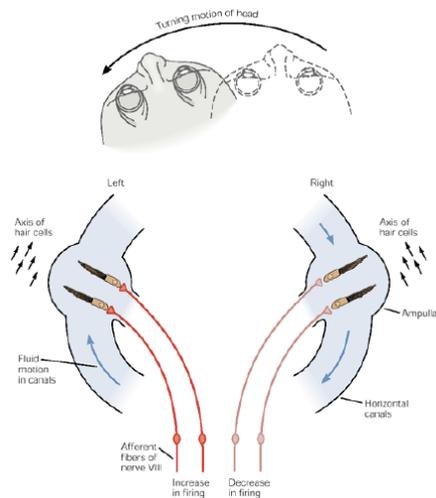
Le cellule cigliate di creste ampollari e macule sono meccanocettori. Le stereociglia sono collegate tra di loro da filamenti citoscheletrici (**tip link**, proteina che collega l'apice di una stereociglia alla precedente).

Le cellule ciliate rispondono al piegamento del loro fascio ciliare; il tip link è collegato ad un canale di trasduzione che si trova all'apice delle stereociglia: questo si comporta come una molla che, quando tesa, apre il canale al quale è collegata.

Il piegamento delle stereociglia determina l'apertura dei canali di trasduzione specifici per il  $K^+$ : l'apertura di questi canali fa entrare il potassio all'interno della cellula per differenza di concentrazione; la cellula quindi si depolarizza provocando l'apertura dei canali per il calcio voltaggio-dipendenti, e l'aumento di concentrazione di calcio determina la fusione delle vescicole di neurotrasmettitore (glutammato) con la membrana basale e il suo rilascio nello spazio sinaptico.

Le cellule ciliate, a seconda dello stimolo meccanico, possono essere eccitate o inibite:

- Le **cellule ciliate** delle creste ampollari rispondono alle accelerazioni angolari della testa: in seguito alla rotazione della testa, l'endolinfa, che a causa della sua inerzia si oppone al moto, esercita una forza contro la cupola, che si sposta, determinando uno spostamento delle ciglia dei recettori disposti in modo allineato: esse si spostano in modo solidale con la cupola e tutte le ciglia si flettono nella stessa direzione. La cupola ha la stessa densità dell'endolinfa e non è modificata da accelerazioni lineari e da movimenti in alto e in basso: l'endolinfa esercita forze uguali ai lati della cupola, per cui le ciglia non subiscono alcun spostamento.



Ciascun canale semicircolare lavora in coppia con il controlaterale, dove le cellule ciliate sono allineate in senso contrario. Ogni rotazione determina un effetto opposto sui due recettori controlaterali.

Le cellule sensoriali delle creste ampollari sono responsabili del mantenimento dell'**equilibrio dinamico** e della **coordinazione del movimento degli occhi con la rotazione della testa.**

- Le cellule ciliate delle **macule** si attivano con le accelerazioni lineari e con la forza di gravità.

Le due macule sono orientate a 90° e ognuna può essere divisa in due aree in cui le cellule cigliate sono allineate in senso contrario, determinando una risposta opposta allo stesso stimolo.

Ogni accelerazione lineare del capo si traduce in un movimento relativo tra la membrana e le ciglia. Le cellule cigliate quindi rispondono a tutti e tre i movimenti lineari del capo (sagittale, trasverso e frontale).

I segnali vestibolari lavorano in coppia: con il movimento della testa in una particolare direzione, in ogni coppia di canali, in uno l'endolinfa si muove in una direzione, nell'altro invece si muove nella direzione opposta, provocando una risposta eccitatoria nel primo e una risposta inibitoria nel secondo. Le informazioni relative alle inclinazioni del capo vengono trasmesse ai nuclei vestibolari del bulbo, e successivamente ai centri superiori. Queste informazioni permettono di mantenere gli occhi fissi quando il capo si muove; i riflessi vestibolo-spinali permettono al sistema scheletro-motorio di compensare i movimenti del capo.

Le informazioni derivanti dalle creste ampollari e dalle macule vengono raccolte dal **nervo vestibolare.**

Il **nervo vestibolare (VIII nervo cranico)** origina dal ganglio di Scarpa, collocato nel meato acustico interno e contenente neuroni bipolari (neuroni che presentano un assone e un solo dendrite). Il nervo vestibolare trasferisce le sue informazioni ai nuclei vestibolari, che sono localizzati nella regione superiore del bulbo e in quella inferiore del ponte, mentre parte delle informazioni vengono inviate direttamente al cervelletto.

I **nuclei vestibolari** sono quattro: superiore, laterale, mediale e inferiore.

Dal nucleo vestibolare laterale origina il **tratto vestibolo-spinale laterale**: questa è la via attraverso la quale vengono eseguiti gli aggiustamenti posturali della muscolatura assiale in rapporto alle sollecitazioni gravitazionali.

Dai nuclei vestibolari mediale e inferiore hanno origine fibre sia ascendenti che discendenti (che si uniscono a formare un fascio chiamato **fascicolo longitudinale mediale**):

Le fibre discendenti dal nucleo vestibolare mediale sono denominate **tratto vestibolo-spinale mediale**: questo sistema è coinvolto negli aggiustamenti posturali in rapporto di cambi di posizione, attraverso un fine controllo della muscolatura assiale. Esse sono inoltre coinvolte nel coordinamento dei muscoli extra-oculari in rapporto ai movimenti del collo.

Le informazioni provenienti dalle fibre ascendenti, invece, vengono utilizzate dal sistema oculomotore per stabilizzare gli occhi e mantenere le immagini visive immobili sulla retina. Tale funzione è svolta anche grazie all'interconnessione di nuclei dei tre nervi cranici che innervano i muscoli extra-oculari: nucleo del nervo oculomotore (mesencefalo superiore), nucleo del nervo trocleare (mesencefalo inferiore), e nucleo del nervo abducente (parte inferiore del ponte) (15).

### **Proiezioni dei nuclei vestibolari:**

- **Ascendente:** è responsabile della consapevolezza del movimento, dell'equilibrio e dell'orientamento.
- **Al cervelletto:** responsabile del controllo della postura, dell'equilibrio, della posizione della testa e dei movimenti oculari.
- **Ai nuclei del tronco encefalico**
- **Discendente:** Postura, equilibrio e posizione del capo

La proiezione centrale delle informazioni raccolte dall'apparato vestibolare è importante per l'orientamento cosciente dello spazio e la regolazione motoria degli arti. Non ha influenza sui movimenti degli occhi.

I nuclei vestibolari che proiettano al cervelletto formano il **tratto vestibolo-cerebellare**;

Dal nucleo vestibolare laterale (nucleo del Deiters), verso cui provengono le fibre provenienti dai canali semicircolari e dall'utricolo, origina la maggior parte del **fascicolo vestibolo-spinale laterale**, che controlla i muscoli antigravitari (**riflesso vestibolo-spinale**);

Dal nucleo mediale e inferiore (canali semicircolari) originano fibre per il **fascio vestibolo-spinale mediale** che controlla i movimenti della testa, e il **fascicolo longitudinale mediale** che proietta al talamo (**vie vestibolari**).

Le vie ascendenti del fascicolo longitudinale mediale derivate dal nucleo superiore, laterale e mediale terminano nei nuclei che controllano i movimenti oculari.

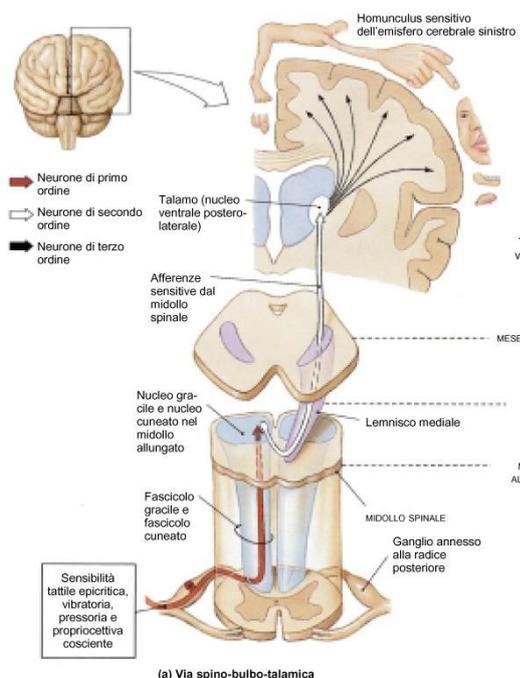
Le aree corticali sono coinvolte nella percezione cosciente della posizione del corpo e della testa nello spazio.

Per equilibrio si può intendere come l'ottimizzazione del rapporto tra soggetto e ambiente circostante, cioè quella condizione in cui il soggetto stesso assume una postura o una serie di posture ideali rispetto alla situazione ambientale, in quel determinato momento e per i programmi motori previsti.

Questa particolare funzione è resa possibile dal SISTEMA TONICO POSTURALE.

## VIE DELLA SENSIBILITA' SOMATO-SENSORIALE

La sensibilità generale è distinta in:



- **protopatica (non discriminativa):** grossolana, rileva stimoli termici, dolorifici, prurito e solletico, mediata da terminazioni libere.

- **Epicritica (discriminativa):** dettagliata, rileva gli aspetti più fini del tatto, mediata da terminazioni capsulate.

**vie della sensibilità generale: via spino-bulbo-talamica:**

via cosciente che trasporta informazioni sulla sensibilità tattile epicritica, pressoria, dilatatoria e propriocettiva cosciente. Una disfunzione di questa via causa atassia sensitiva.

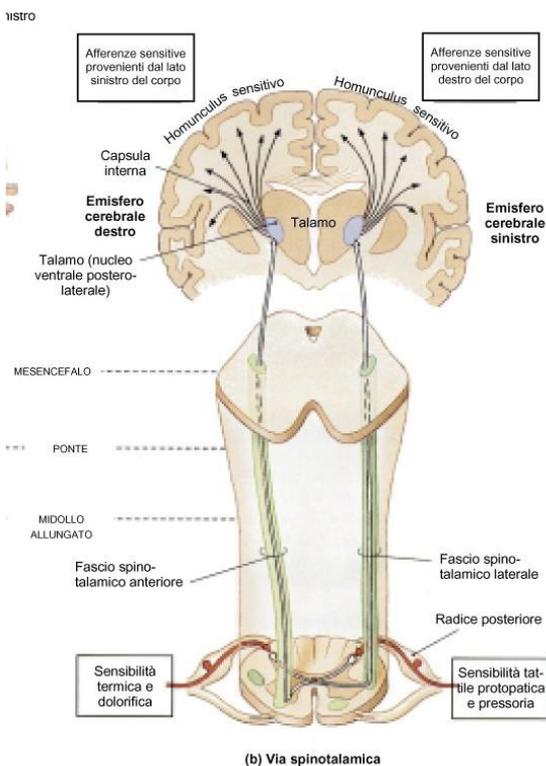
Questa via nervosa è formata da un neurone di primo ordine con pirenoforo situato nel ganglio sensitivo spinale (sul decorso della radice posteriore de nervo spinale), il cui assone entra nel midollo spinale, piega verso l'alto, forma il fascicolo gracile (che raccoglie informazioni prevalentemente dell'arto inferiore) e cuneato (che raccoglie informazioni

da tronco e arti superiori), e contrae sinapsi col neurone di secondo ordine;

Il neurone di secondo ordine con pirenoforo nel bulbo, nei nuclei gracile e cuneato, il cui assone attraversa la linea mediana e piega verso l'alto, assumendo il nome di lemnisco mediale, fino a contrarre sinapsi col neurone di terzo ordine.

Il neurone di terzo ordine, con pirenoforo nel talamo, nel nucleo VPL (ventrale postero laterale), il cui assone raggiunge la corteccia telencefalica.

### Via spino-talamica:



La via spino-talamica è una via cosciente che trasporta informazioni sulla sensibilità tattile protopatica, termica e dolorifica. Questa via è più antica rispetto alla via spino-bulbo-talamica perché trasporta informazioni vitali (termiche e dolorifiche) importanti per la sopravvivenza.

Questa via è costituita da: un neurone di primo ordine con pirenoforo nel ganglio sensitivo spinale (sul decorso della radice posteriore del nervo spinale) il cui assone entra nel midollo spinale nella sostanza grigia e contrae sinapsi con il neurone di secondo ordine.

Il neurone di secondo ordine con pirenoforo nella sostanza grigia del midollo spinale, nel corno posteriore, il cui assone decussa, piega verso l'alto, formando il fascio spinotalamico (esiste un fascio

anteriore che media il tatto ed uno laterale che media la sensibilità dolorifica e termica) fino a contrarre sinapsi col neurone di terzo ordine. Il neurone di terzo ordine ha il pirenoforo nel talamo, più precisamente nel nucleo VPL (ventrale postero laterale), e il suo assone raggiunge la corteccia telencefalica.

**Fasci spino-reticolari:** rappresentano la via somatosensitiva più antica, terminano a tutti i livelli del tronco dell'encefalo e infine raggiungono il talamo.

Questi fasci arrivano alla corteccia per mantenere attenzione o veglia ed informare il sistema limbico sulla natura dello stimolo, evocando una risposta emozionale.

**Fascio spino-tettale:** è parallelo alla via spino-talamica, termina nel condilo superiore e si unisce alle vie uditive e visive coinvolte nel movimento coordinato degli occhi.

**Il fascio spino-olivare** fornisce informazioni tattili al nucleo olivare inferiore ed ha grande importanza dell'apprendimento motorio attraverso la sua azione sulla corteccia cerebellare controlaterale.

Vie della sensibilità speciale: **vie acustiche:**

la componente acustica, oltre all'orecchio interno, è composta da orecchio medio e esterno, i quali concorrono alla funzione del solo apparato acustico.

L'orecchio, dal punto di vista acustico, si comporta come un telecettore deputato a raccogliere, trasmettere, modificare, amplificare e analizzare le onde sonore che lo raggiungono; l'orecchio è sensibile a differenze di intensità (decibel), frequenza (altezza), fase delle onde sonore, è in grado di percepire rapidamente la velocità di variazione di questi parametri e di rilevare distanza e direzione della sorgente sonora; ogni porzione dell'orecchio (esterno, interno, medio) concorre con una specifica funzione.

**Vie vestibolari:** le vie vestibolari coscienti trasportano alla corteccia telencefalica informazioni riguardanti la posizione della testa nello spazio. Le informazioni vengono utilizzate per l'orientamento cosciente nello spazio e la regolazione motoria degli arti.

I nuclei vestibolari sono quattro: superiore, laterale, mediale e inferiore.

- Dal nucleo vestibolare laterale origina il **tratto vestibolo-spinale laterale:** questa è la via attraverso la quale vengono eseguiti gli aggiustamenti posturali della muscolatura assiale in rapporto alle sollecitazioni gravitazionali.

Dai nuclei vestibolari mediale e inferiore hanno origine fibre sia ascendenti che discendenti (che si uniscono a formare un fascio chiamato **fascicolo longitudinale mediale**):

- Le fibre discendenti dal nucleo vestibolare mediale sono denominate **tratto vestibolo-spinale mediale:** questo sistema è coinvolto negli aggiustamenti posturali in rapporto di cambi di posizione, attraverso un fine controllo della muscolatura assiale. Esse sono inoltre coinvolte nel coordinamento dei muscoli extraoculari in rapporto ai movimenti del collo.

- Le informazioni provenienti dalle fibre ascendenti, invece, vengono utilizzate dal sistema oculomotore per stabilizzare gli occhi e mantenere le immagini visive immobili sulla retina. Tale funzione è svolta anche grazie all'interconnessione di nuclei dei tre nervi cranici che innervano i muscoli extraoculari: nucleo del nervo oculomotore (mesencefalo superiore), nucleo del nervo trocleare (mesencefalo inferiore), e nucleo del nervo abducente (parte inferiore del ponte) (15).

**Proiezioni dei nuclei vestibolari:**

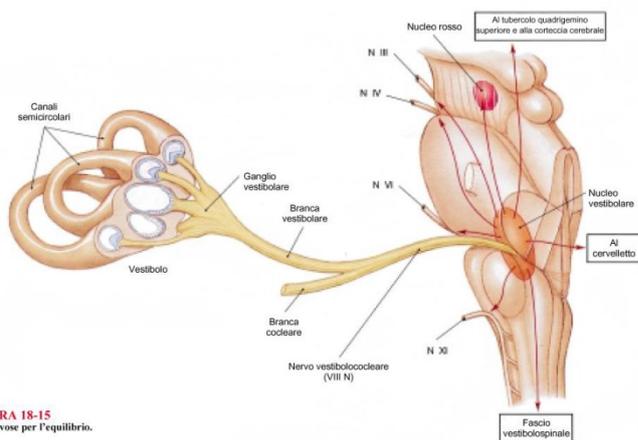


FIGURA 18-15  
Vie nervose per l'equilibrio.

posizione del capo

- La proiezione centrale delle informazioni raccolte dall'apparato vestibolare è importante per l'orientamento cosciente dello spazio e la regolazione motoria degli arti. Non ha influenza sui movimenti degli occhi.

- **Ascendente:** è responsabile della consapevolezza del movimento, dell'equilibrio e dell'orientamento.

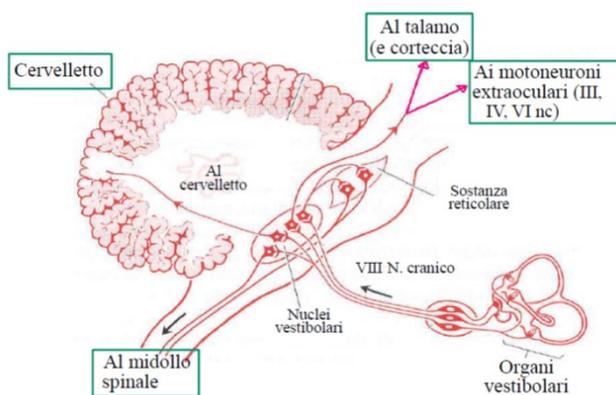
- **Al cervelletto:** responsabile del controllo della postura, dell'equilibrio, della posizione della testa e dei movimenti oculari.

- **Ai nuclei del tronco encefalico;**

- **Discendente:** Postura, equilibrio e

I nuclei vestibolari che proiettano al cervelletto formano il **tratto vestibolo-cerebellare**;

Dal nucleo vestibolare laterale (nucleo del Deiters), verso cui provengono le fibre provenienti dai canali semicircolari e dall'utricolo, origina la maggior parte del **fascicolo vestibolo-spinale laterale**, che controlla i muscoli antigravitari (**riflesso vestibolo-spinale**);



Dal nucleo mediale e inferiore (canali semicircolari) originano fibre per il **fascio vestibolo-spinale mediale** che controlla i movimenti della testa, e il **fascicolo longitudinale mediale** che proietta al talamo (**vie vestibolari**).

Le vie ascendenti del fascicolo longitudinale mediale derivate dal nucleo superiore, laterale e

mediale terminano nei nuclei che controllano i movimenti oculari.

(immagine vie vestibolari ascendenti e discendenti)

Le aree corticali sono coinvolte nella percezione cosciente della posizione del corpo e della testa nello spazio.

## IL CONTROLLO DEL MOVIMENTO VOLONTARIO

Il movimento volontario viene organizzato a livello della corteccia cerebrale. La corteccia motrice primaria provvede all'esecuzione dei movimenti e li adegua alle diverse condizioni ambientali.

**Tratto piramidale:** è un sistema filogeneticamente recente di vie nervose che provvedono al movimento volontario dei muscoli, permettendo lo svolgimento del movimento attraverso un circuito neuronale formato da due neuroni.

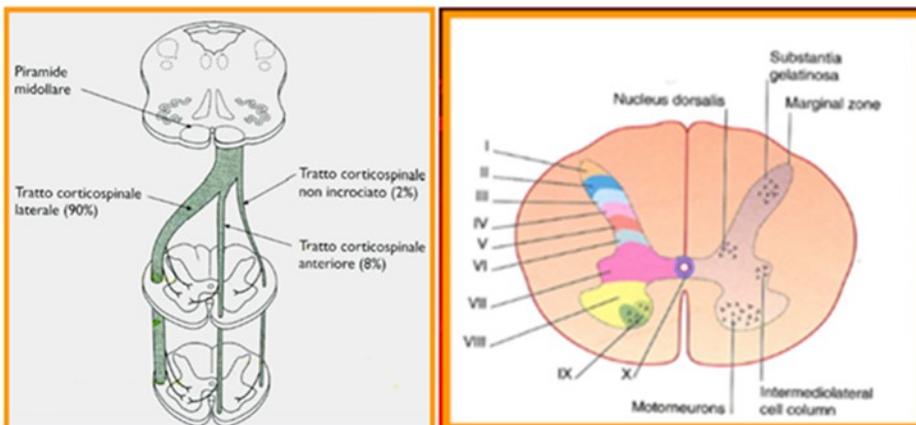
Il sistema piramidale è costituito da fibre che dipartono dalla corteccia telencefalica e raggiungono direttamente i motoneuroni. Esso è un sistema responsabile delle componenti evolute e raffinate dell'attività motoria.

Le cellule facenti parte del sistema piramidale costituiscono circa il 66% dei neuroni della corteccia corticale; sono tutte cellule eccitatorie, utilizzano glutammato e aspartato come neurotrasmettitori.

Circa il 60% dei neuroni del tratto piramidale ha origine nella corteccia motoria primaria (area 4 di Brodmann), fino al 30% dalle aree motorie supplementare e premotoria (aree 8 e 6 di Brodmann), fino al 10% nella corteccia sensitiva somatica (3, 1, 2 di B.) e dalla parte superiore del lobo parietale (a. 5 di B.), mentre circa il 3% delle fibre origina dalle cellule di Betz.

Il tratto piramidale a sua volta si suddivide in due tratti:

- **Tratto cortico-spinale:** ha origine a livello della corteccia cerebrale, e ha come terminazione la sostanza grigia del midollo spinale (IV-IX lamina di Rexed).



Circa l'80% delle fibre si incrocia sulla linea mediana (**tratto corticospinale laterale**), circa l'8% delle fibre decussa a livello del segmento del midollo in cui terminano e forma il

**tratto cortico-spinale anteriore**, e circa il 2% delle fibre discende senza incrociarsi all'interno dei fasci cortico-spinale laterale.

- **Tratto cortico-bulbare:** questa via include le fibre che dalla corteccia cerebrale si portano ai nuclei dei nervi cranici o ad altri nuclei del tronco dell'encefalo.

Le vie motorie volontarie indirette corrispondono a:

- **tratto rubro-spinale;**
- **tratti reticolo-spinali;**

Numerose aree del sistema nervoso centrale sono coinvolte nel controllo motorio: tra queste, vi sono le aree motorie della corteccia cerebrale, i nuclei della base (inclusa la sostanza nera e il nucleo subtalamico), il cervelletto, i nuclei del tronco encefalico, comprese alcune regioni della formazione reticolare, e infine le efferenze motorie dei neuroni dei nuclei dei nervi cranici e dei corni anteriori del midollo spinale.

## **IL CONTROLLO DEL MOVIMENTO INVOLONTARIO**

I movimenti involontari automatici e il tono muscolare sono poi regolati attraverso le **vie extrapiramidali**. Il sistema extrapiramidale è costituito da una serie di fasci discendenti e circuiti riverberanti che influenzano l'attività motoria, controllando il mantenimento dell'equilibrio, della postura eretta, del tono muscolare ecc.

### **Fasci discendenti**

- **Fasci cortico-reticolo-spinali:** originano dalla corteccia cerebrale e raggiungono la formazione reticolare. Da qui le informazioni raggiungono il midollo spinale. Questi fasci controllano la postura e il movimento integrando le informazioni che provengono dalla corteccia con altre afferenze sensoriali.
- **Fasci cortico-rubro-spinali:** nascono dalla corteccia cerebrale e raggiungono prima il nucleo rosso e poi il midollo. Si pensa che controllino il rapporto tra muscoli estensori e flessori.
- **Fasci vestibolo-spinali:** originano dai nuclei vestibolari e giungono al midollo spinale. La loro funzione riguarda il mantenimento dell'equilibrio e della postura eretta.
- **Fasci cortico-tetto-spinali:** nascono dalla corteccia cerebrale e si portano ai nuclei del tetto del mesencefalo. Da qui, alcuni raggiungono il midollo spinale, altri il bulbo. Permettono la corretta coordinazione dei movimenti della testa e degli occhi.

### **Circuiti riverberanti**

Sono costituiti dalle connessioni della corteccia con i nuclei della base e con il cervelletto.

## **POSTURA ED EQUILIBRIO**

La postura è la posizione assunta dalle varie parti del corpo rispetto all'ambiente circostante, rispetto al campo gravitazionale. È l'organizzazione delle varie parti del corpo nello spazio.

L'equilibrio si raggiunge quando il centro di massa (L3) è proiettato sul piano d'appoggio, e la

maggior parte delle forze si scarica sul piano d'appoggio. La postura è mantenuta attraverso una costante rielaborazione dei parametri dell'attività muscolare, indispensabile per mantenere il baricentro all'interno della base d'appoggio.

**Centro di gravità:** è la proiezione sul poligono d'appoggio del centro di massa. Se il centro di gravità esce dal poligono d'appoggio, non è possibile mantenere la posizione eretta.

**Centro di massa:** è il centro degli elementi di massa che compongono il corpo, quindi corrisponde al baricentro (L3).

**Centro di pressione:** centro delle pressioni applicate ad ogni punto della superficie del piede a contatto con la base di appoggio (come le forze si scaricano sul poligono d'appoggio).

Il baricentro è in continuo movimento sia per l'azione delle forze esterne, che per i gli spostamenti del corpo causati dal movimento volontario.

**Gomitolo posturale:** è la rappresentazione della variazione che subisce la posizione al suolo del baricentro del corpo.

Il **sistema tonico posturale** permette al nostro corpo di lottare contro le forze di gravità, opporsi alle forze esterne, situarci nello spazio-tempo che ci circonda e permettere l'equilibrio nel movimento, guidarlo e rinforzarlo (D, 9).

### **Apparato stomatognatico e sistema tonico posturale**

La postura è dipendente da un sistema di regolazione gestito da un insieme di strutture che comprende cervelletto, tronco dell'encefalo, corteccia telencefalica e circuiti collocati a livello dei gangli della base (9). Queste funzioni derivano da informazioni sensitive generali e speciali, a cui si aggiungono informazioni sensoriali provenienti dall'apparato stomatognatico.

L'apparato stomatognatico, con le sue principali funzioni di masticazione, stabilizzazione del capo nelle accelerazioni positive, fonazione e deglutizione, e, in maniera complementare, respirazione, è integrato in maniera importante con il sistema tonico-posturale. È infatti ormai accertato scientificamente che malocclusioni o disfunzioni stomatognatiche sono in grado di creare squilibri posturali più o meno gravi.

L'apparato stomatognatico, al pari del piede, rappresenta un punto di unione tra le catene muscolari anteriori e posteriori all'interno del sistema miofasciale.

Molto importante è la funzione da “ripartitore dell'azione dei muscoli sopra e sottoioidei” che riveste l'osso ioide, osso sesamoide a forma di ferro di cavallo posto nella parte anteriore del collo, quale punto di convergenza di fasci e muscoli del territorio cranio-cervico-facciale.

L'**osso ioide** unisce la mandibola con la parte posteriore del cranio, con lo sterno, con la clavicola e con la scapola tramite i muscoli sovra- e sotto-ioidei, ed è anatomicamente e funzionalmente legato alla lingua tramite strutture fibromuscolari.

Il sistema tonico posturale è guidato da meccanismi sensitivi di vario genere:

- **afferenze propriocettive:** posizionano le differenti parti del corpo in rapporto all'insieme, con una posizione prestabilita;
- **afferenze esteroceettive:** gli esteroceettori sono recettori sensoriali che si posizionano in rapporto all'ambiente (tatto, visione, udito), captando le informazioni che vi provengono.

Sono presenti esteroceettori a livello dell'occhio, dell'orecchio interno (sistema vestibolare) e della superficie cutanea.

Grazie alle informazioni che provengono da questo tipo di recettori, siamo in grado di adattare continuamente la nostra postura in funzione dell'ambiente che ci circonda.

- **Centri superiori:** integrano e rielaborano i dati ricevuti dalle due fonti precedenti.

L'equilibrio posturale è la condizione in cui tutte le forze che agiscono sul corpo sono bilanciate. Si è in grado quindi di rimanere nella posizione che si intende assumere (**equilibrio statico**) e si è in grado di eseguire movimenti che si intende compiere senza perdere l'equilibrio (**equilibrio dinamico**).

Il mantenimento di una posizione a seguito di una perturbazione esterna (come ad esempio il movimento improvviso di una pedana sulla quale ci si trova) è dovuto ad un movimento volontario anticipato da un movimento di contro bilanciamento (**azione anticipatoria**). Se la perturbazione esterna però si ripresenta più di una volta e con le stesse caratteristiche, si assiste a una sorta di apprendimento delle risposte anticipatorie: la contrazione dei muscoli che rispondono al movimento anticipatorio diminuisce con il ripetersi dello stesso tipo di perturbazione.

Il **cervelletto** e i **nuclei (gangli) della base** sono coinvolti nella regolazione dell'attività della corteccia attraverso una serie di percorsi neuronali che trasportano l'informazione che dalla corteccia esce, viene elaborata e poi vi rientra; questi percorsi neuronali vengono chiamati *circuiti rientranti*.

### **Il cervelletto:**

Il cervelletto ha un ruolo importante nella regolazione dell'equilibrio posturale, poiché produce deficit nel graduare in modo appropriato le risposte posturali anticipatorie (8).

Il cervelletto riceve molte informazioni sensitive, che utilizza per il controllo motorio.

In generale, influenza i sistemi motori valutando le disparità fra le intenzioni che le azioni si prefiggono e la loro esecuzione reale, e regolano i centri motori della corteccia e del tronco dell'encefalo durante l'esecuzione dei movimenti.

Alla base della sua funzione ci sono tre aspetti:

- riceve informazioni precise sugli scopi delle azioni e sui comandi motori;

- le afferenze sono dirette alla corteccia motoria, premotoria e tronco dell'encefalo, che controllano gli interneuroni e i neuroni spinali;
- la trasmissione sinaptica dei circuiti elementari può essere modificata in seguito ad apprendimento motorio.

Esso è situato nella fossa cranica superiore, in corrispondenza con l'osso occipitale ed è collegato al tronco encefalico i peduncoli superiore, medio e inferiore, ed è separato da esso dal quarto ventricolo (4,7).

Presenta una struttura a lobi:

- Lobo flocculo-nodulare;
- Verme;
- Zona paravermiana.

Il cervelletto è composto da poche cellule, che sono:

- Cellule del Purkinje: cellula inibitoria il cui assone proietta ai nuclei centrali;
- Cellule dei granuli: è una cellula eccitatoria, la cui disposizione dà origine alle fibre parallele;
- Cellule del Golgi: cellule che fanno feedback sulle cellule dei granuli;
- Cellule dei canestri: fanno feedback sulle cellule del Purkinje.

L'eccitazione delle cellule dei canestri da parte delle fibre parallele determina un effetto inibitorio sulle cellule del Purkinje.

L'unità strutturale biologica della corteccia cerebellare è la **fascetta**, ossia una fascia orizzontale di cellule del Purkinje attivate e circondate da fasci di cellule del Purkinje inattivate.

Le fibre afferenti del cervelletto si suddividono in:

- **Rampicanti:** provenienti dall'oliva inferiore e fanno capo alle cellule del Purkinje;
- **Muscoidi:** provenienti dai nuclei del tronco encefalico, e fanno capo alle cellule dei granuli.

Entrambe queste tipologie di fibre afferenti possiedono collaterali che sono dirette verso i nuclei del cervelletto. I nuclei del cervelletto ricevono quindi input eccitatori da collaterali di fibre Muscoidi e rampicanti, e input inibitori dalle cellule del Purkinje.

Altre informazioni afferenti che si dirigono verso il cervelletto sono:

- **Vestibolari (fasci vestibolo-cerebellari):** (incoscienti) trasportano al cervelletto informazioni relative alla variazione o posizione della testa, relativamente agli archi riflessi spinali.
- **Spinali (fasci spino-cerebellari):** trasportano informazioni propriocettive incoscienti dagli arti, dal tronco e dalla testa; la via spinocerebellare è formata da un neurone di primo ordine con pirenoforo nel ganglio sensitivo spinale (sul decorso posteriore della radice posteriore del

nervo spinale) il cui assone entra nel midollo spinale e contrae sinapsi col neurone di secondo ordine; il neurone di secondo ordine presenta il pirenoforo nella sostanza grigia del midollo spinale, nel corno posteriore, e il suo assone raggiunge il cervelletto omolaterale (l'assone può decussare due volte nel fascio spinocerebellare ventrale oppure raggiungere il cervelletto sullo stesso lato del suo pirenoforo nel fascio spinocerebellare dorsale o cuneocerebellare).

- **Sostanza reticolare:** Porta informazioni sensitive di tipo visivo-uditivo, che proiettano alla zona vermiana e paravermiana;
- **Nuclei del ponte:** proiettano agli emisferi cerebellari.

### Topografia del cervelletto

- **Vestibolo-cerebello:** corrisponde al lobulo flocculo-nodulare: riceve afferenze dai nuclei vestibolari;
- **Cerebro-cerebello:** riceve afferenze dai nuclei pontini, e ha la funzione di condizionare l'attività preparatoria al movimento; verifica se l'attività di corteccia cerebrale è corretta;
- **Spino-cerebello:** sistema a feedback di controllo del movimento; le afferenze arrivano attraverso le vie vestibolo-spinali e i nuclei delle colonne dorsali, e successivamente al nucleo VA (ventrale anteriore) -VL (ventrale laterale) del talamo e della corteccia cerebrale.

Ogni emisfero cerebellare gestisce la muscolatura e i movimenti del proprio lato (al contrario di quanto succede per l'encefalo).

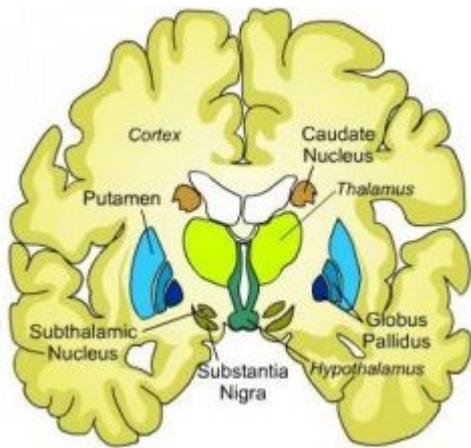
### I NUCLEI DELLA BASE

Anche i nuclei della base sono coinvolti nella regolazione del movimento, in particolare sono tradizionalmente considerati necessari nell'esecuzione del movimento volontario. I nuclei della base contribuiscono ad una varietà di comportamenti scheletro-motori ed oculo-motori, comprese funzioni cognitive ed affettive.

### VIE DIRETTE E VIE INDIRETTE DEI NUCLEI DELLA BASE

I segnali associati con un particolare movimento volontario possono essere inviati attraverso entrambi i percorsi alle stesse popolazioni di neuroni pallidali.

La **via diretta (cortico-strio-pallido-talamo-corticale)** facilita il movimento: la corteccia eccita il nucleo caudato; dal nucleo caudato parte una via inibitoria che si dirige verso il segmento del globus pallidus interno e la pars reticulata della substantia nigra; il globus pallidus, inibito, non può svolgere la sua funzione di inibire il talamo, perciò quest'ultimo, non inibito, svolge bene la sua funzione di eccitare la corteccia.



L'input della **via indiretta (cortico-strio-pallido esterno-talamo corticale)** inibisce il talamo e quindi i movimenti. La corteccia eccita il nucleo striato (caudato e putamen), il quale inibisce il segmento esterno del globus pallidus. Il segmento esterno inibito non può svolgere bene il suo compito e quindi non può inibire il nucleo subtalamico del Lewis. Quest'ultimo, non inibito, svolge il suo compito e quindi eccita il segmento interno del globus pallidus e la pars reticulata della substantia nigra. può assistere nel frenare o a

rendere più scorrevoli i movimenti.

## **CONTROLLO FEEDBACK E FEED FORWARD:**

Le aree motorie gestiscono il movimento attraverso due meccanismi:

### **Controllo a feedback**

Meccanismo per cui un movimento viene generato, pianificato e poi eseguito, e la sensazione che viene prodotta da questo movimento viene confrontata con la sensazione attesa. Il controllo a feedback si basa sulla anticipazione del segnale d'ingresso; il controllo a feedback è un funzionamento reattivo, ossia in base alle informazioni sensoriali in arrivo dall'ambiente esterno durante il movimento, si è in grado di attuare delle correzioni alla fine dello stesso;

### **Controllo a feed forward**

In questo tipo di controllo, le informazioni sensoriali, una volta elaborate, permettono di organizzare un piano di movimento volto a raggiungere un determinato stato. Quindi, sulla base dell'attesa dell'obiettivo che si vuole raggiungere, si genera una programmazione anticipatoria. Il controllo a feed forward è un funzionamento proattivo, ossia sulla base dello stato sensoriale che si vuole raggiungere si è in grado di progettare un programma motorio che è volto a soddisfare quelle condizioni sensoriali.

Il controllo a feedback e feed forward si possono comporre all'interno dello stesso movimento, non sono due modalità completamente distinte tra loro e si integrano in funzione delle condizioni del compito.

## Meccanismi di compenso del movimento

- **feed forward:** meccanismo anticipatorio che previene a una perturbazione. Corregge una postura prima che questa venga modificata.
- **Feedback:** un movimento determina il successivo aggiustamento posturale.

Vi sono tre famiglie di feedback:

- **segmentari o spinali (riflesso a partenza fusale)**
- Le informazioni propriocettive di natura fusale concorrono al mantenimento della postura.
- **vestibolari (informazioni vestibolari)**

Sono le informazioni che provengono dal vestibolo. Sono anch'esse informazioni propriocettive; al presentarsi di uno stimolo si verifica un riflesso bifasico, caratterizzato da una componente precoce di origine vestibolare e una componente tardiva proveniente dalla corteccia. Al ripetersi dello stimolo, la componente tardiva scompare perché vi è un fenomeno di abitudine allo stimolo. Rimane solo la componente precoce, che si verifica entro i primi 100 millisecondi dallo stimolo. Tutte le attività provenienti dalla corteccia che costituiscono la componente tardiva hanno latenza superiore ai 100 millisecondi, quindi ciò che avviene prima dei 100 millisecondi è un **riflesso vestibolare**.

- **visivi (informazioni visive):** l'informazione visiva integra l'attività di mantenimento posturale quando un soggetto fissa un punto di riferimento entro i 4 metri dal soma. Se viene fissato un punto oltre i 4 metri si ha un aumento delle oscillazioni. Quindi, non è la vista u generale a integrare i processi di mantenimento della postura, ma l'azione di fissare un punto di riferimento.
- Sono inoltre fondamentali per il mantenimento posturale le **afferenze propriocettive** provenienti dai muscoli del collo. Vi è un processo di integrazione tra i riflessi vestibolari e i riflessi nucali; qualsiasi danno a livello dei muscoli del collo provoca instabilità, perché vi è un'alterazione dell'informazione propriocettiva afferente proveniente dai muscoli del collo (a causa di un'alterazione dei riflessi propriocettivi nucali).

## IL CORE

Il core è definito come il raccordo finalizzato alla stabilizzazione ma anche come elemento di link, collegamento di forze dalla parte bassa alla parte alta del tronco. Il centro di gravità del corpo (baricentro), ossia l'area dove sono distribuite uniformemente tutte le forze, si trova all'interno del core. Il centro miofasciale e i muscoli che si inseriscono sulla parte lombare della colonna e sulla regione della cintura pelvica, sono considerati le fondamenta del core e insieme sono indicati come il

complesso **coxo-lombo-pelvico (CLP)**.

Nella muscolatura del core ogni muscolo ha il suo compito e lavora in perfetta sinergia con tutti gli altri elementi di questa complessa “unità funzionale”.

Il core non comprende solo la porzione di complesso addominale anteriormente e attorno all'ombelico. A livello muscolare possiamo fare riferimento a muscoli con funzione diversa fra loro e facenti parte di due sistemi:

- **Sistema stabilizzatore (muscolatura locale)**

i muscoli stabilizzatori profondi sono i primi ad essere coinvolti, poiché forniscono una base di sostegno all'esecuzione di schemi motori complessi da parte del complesso distale, o mobilizzatori esterni.

I muscoli stabilizzatori profondi sono:

1. Il **muscolo trasverso dell'addome**

sezione addominale profonda sotto il muscolo obliquo interno;

2. Il muscolo **obliquo interno dell'addome**

tra il trasverso dell'addome e l'obliquo interno;



*Muscolo trasverso dell'addome;*



*Muscolo obliquo interno dell'addome;*

3. Il muscolo **multifido**

comprende una serie di piccoli muscoli che percorrono tutta la colonna vertebrale dall'osso sacro fino all'epistrofeo;

4. Il muscolo **quadrato dei lombi**

muscolo bilaterale che svolge un importante lavoro di stabilizzazione del complesso coxo-lombo-pelvico;

## 5. Il muscolo **diaframma pelvico**

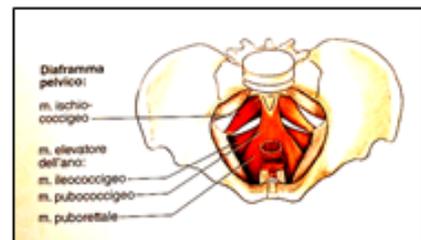
chiamato anche pavimento pelvico, è composto da fibre dei muscoli elevatore dell'ano e ischio-coccigeo e dal tessuto connettivo di sostegno che coprono l'area sottostante la pelvi;



*Muscolo multifido;*



*Muscolo quadrato dei lombi;*



*Muscolo diaframma pelvico;*

## 6. Il muscolo **diaframma**



*Muscolo diaframma;*

massa muscolo-tendinea a forma di paracadute che separa la cavità toracica da quella addominale;

- **Sistema di movimento**

i muscoli mobilizzatori esterni si caratterizzano per creare movimento e dovrebbero attivarsi dopo gli stabilizzatori profondi.

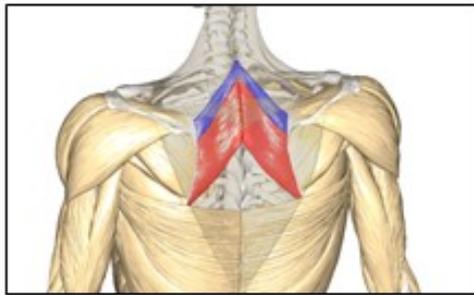
I muscoli mobilizzatori esterni sono:

1. Muscoli **romboidi**

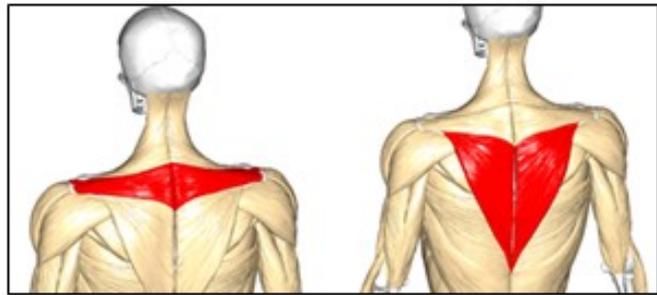
collegano la scapola alla colonna e si trovano sotto al trapezio;

## 2. Muscolo **trapezio (medio e inferiore)**

il medio ha il compito di retrarre la scapola e stabilizzarla, mentre l'inferiore trazona in basso



*Muscoli romboidi;*



*muscolo trapezio (medio e inferiore);*

la scapola e permette l'abduzione della stessa quando c'è la sua elevazione;

## 3. **Dentato anteriore**

Principalmente responsabile della protrazione della scapola, che muove in avanti e intorno alla gabbia toracica. Agisce in sinergia con il trapezio per fornire stabilità scapolare durante l'elevazione della spalla;

## 4. Muscolo **gran dorsale**

muscolo molto grande con funzione principale di adduzione, estensione e rotazione interna del braccio. Insieme con la fascia Toraco-Lombare stabilizza il CLP;



*Muscolo dentato anteriore;*



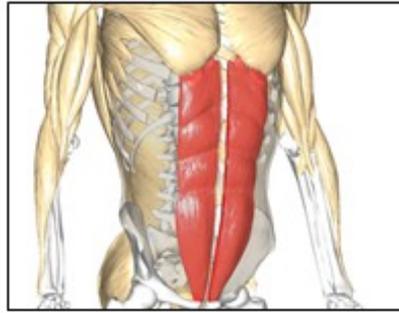
*Muscolo gran dorsale;*

## 5. Muscolo **retto dell'addome**

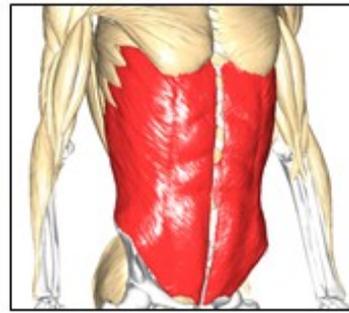
funzionalmente il suo ruolo isolato è quello di portare le anche verso la gabbia toracica tramite la flessione della colonna;

## 6. Muscolo **obliquo esterno dell'addome**

la sua funzione principale è quella di aumentare la pressione intraddominale portando il torace verso il basso. La sua contrazione isolata può produrre un'inclinazione laterale della colonna;



*Muscolo retto dell'addome;*



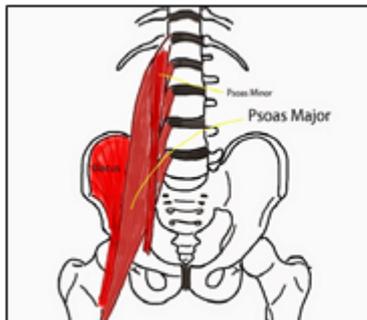
*Muscolo obliquo esterno dell'addome;*

## 7. Muscolo ileo psoas

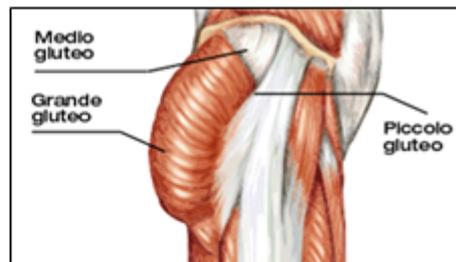
muscolo formato dal Grande Psoas e dal muscolo Iliaco, è coinvolto principalmente dalla flessione dell'anca. Agisce secondariamente anche nel controllo della rotazione esterna e nella stabilizzazione del CLP;

## 8. grande gluteo

Fortemente coinvolto nell'estensione e nella rotazione esterna dell'anca. Attraverso i suoi numerosi punti inserzionali, lavora in sinergia con molti altri muscoli per stabilizzare il CLP;



*Muscolo ileo psoas;*



*Muscolo grande gluteo;*

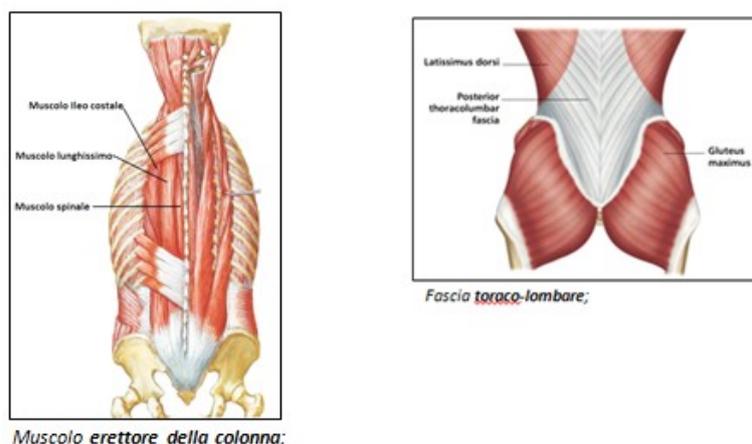
## 9. Erettore della colonna

le sue funzioni sono molteplici a causa della vasta serie di punti inserzionali. Le funzioni principali riguardano l'estensione, la rotazione e l'inclinazione laterale nella colonna;

## 10. Fascia toraco-lombare

consiste in una sottile membrana che ricopre i muscoli profondi della parte inferiore del dorso. Si estende dalla parte posteriore della pelvi alla gabbia toracica fungendo da ponte tra le parti superiore ed inferiore del tronco.

Grazie alla fascia toraco-lombare, quando i muscoli stabilizzatori profondi e i mobilizzatori esterni si contraggono insieme ci troviamo in una situazione di grande stabilità e forza.



Un maggior controllo della postura è garantito dal mantenimento di un'adeguata stabilità funzionale ed un efficiente controllo neuromuscolare dei muscoli del core. Mantenere in allenamento questi muscoli risulta essere fondamentale per la prevenzione/recupero di patologie muscolo-scheletriche ed evita la possibilità di incorrere in atteggiamenti viziati che potrebbero portare ad altri problemi o al ripresentarsi dello stesso.

L'allenamento del core deve contenere una combinazione di forza, flessibilità e controllo. L'allenamento deve essere funzionale e strutturato per obiettivi, coinvolgendo tutti i muscoli nelle diverse azioni e non limitandosi ad un rafforzamento segmentario e locale.

Dismorfismi e paramorfismi dettati da posture scorrette determinano a livello muscolare dei rapporti alterati di tensione/lunghezza. Successivamente, si potrà sviluppare a livello dei muscoli l'incapacità di produrre una forza adeguata creando disequilibri che possono portare a livelli di attivazione muscolare non sincronizzati ed inefficienti (anello debole della catena muscolare).

Ignorando tutto ciò si darà origine a microtraumi continui dei tessuti molli instaurando così un circuito patologico definito “**cumulative injury circle**”.

Avere un core stability allenato permette anche di:

- migliorare la **capacità di forza e resistenza alla forza**;
- migliorare le **capacità coordinative**: equilibrio e reazione agli stimoli esterni
- **prevenzione ai dolori di origine vertebrale**, In quanto la sua funzione di corsetto muscolare alleggerisce il carico pressorio a livello dei dischi vertebrali, aumentandone quindi la loro protezione durante l'esecuzione dei vari movimenti;
- contribuisce al **miglioramento della prestazione agonistico-sportiva**, in quanto, prevenendo determinati infortuni muscolo-articolari e riducendo dolori al rachide, consente all'atleta di allenarsi

in maniera continuativa e sempre al 100%. Inoltre, aumentando la stabilità e l'equilibrio, permette di sfruttare e di rendere più funzionali e precisi i movimenti e le azioni dei muscoli che eseguono il gesto sportivo di un determinato sport.

## **CATENE MUSCOLARI**

La connessione tra gli elementi di una catena muscolare è sia di tipo topografico che funzionale, quindi un'alterazione a carico di una singola componente della catena può causare compensazioni da parte di altri elementi che la costituiscono.

I muscoli dell'apparato stomatognatico fungono da crocevia funzionale tra le catene muscolari anteriori e posteriori.

Quando l'azione combinata di sovraioidei, sottoioidei e muscoli che agiscono sul rachide cervicale risulta in equilibrio, il capo è stabilizzato garantendo il corretto funzionamento di tutto il sistema cranio-cervico-iodo-mandibolare.

Tuttavia, quindi, anche che un malfunzionamento a carico delle catene muscolari inferiori dovute, ad esempio, ad alterazioni delle curve fisiologiche del rachide può compromettere il funzionamento del sistema.

L'equilibrio della mandibola risulta dipendente dalla postura e, in particolare, è fortemente condizionato anteriormente dalla postura linguale e posteriormente dalla postura cervicale.

Mandibola, tratto cervicale e lingua formano in realtà un'unità funzionale inscindibile, e un qualunque intervento riguardante la bocca non si limita in tale locazione ma influenza la zona cervicale e quindi l'intera postura. Tutto ciò che avviene nella bocca si ripercuote, attraverso le articolazioni, temporo-mandibolari sul tratto cervicale interessando così il cingolo scapolare, la colonna vertebrale fino ai piedi e viceversa.

I muscoli si presentano strutturati in lunghe catene muscolari (o miofasciali) tramite **la fascia connettivale** (2).

Il tessuto connettivo, definito anche fascia connettivale, è un sistema costituito da cellule connettivali che formano una rete ubiquitaria, a struttura di tensegrità, che avvolge, sostiene e collega tutte le unità funzionali del corpo.

Il tessuto connettivo risulta essere un sistema di estrema importanza: esso prende parte alla regolazione dell'equilibrio acido-base, del metabolismo idrosalino, dell'equilibrio elettrico e osmotico, della circolazione sanguigna e della conduzione nervosa (poiché riveste e forma la struttura portante dei nervi). Di ulteriore importanza è il fatto che il tessuto connettivo è sede di numerosissimi

recettori sensoriali, inclusi gli esteroceettori e i propriocettori nervosi, e struttura i muscoli, anatomicamente e funzionalmente, in catene miofasciali, assumendo pertanto un ruolo fondamentale all'interno del sistema dell'equilibrio e della postura. È nella rete connettivale che si registrano postura e pattern di movimento tramite la **comunicazione meccanica connettivale**, la quale incide in ciò più dei meccanismi riflessi dei **fusi neuromuscolari** e degli **organi tendinei del Golgi**.

Il sistema connettivale svolge anche da barriera all'invasione di batteri e particelle inerti, presenta cellule del sistema immunitario (leucociti, mastociti, macrofagi, plasmacellule) ed è frequentemente il luogo di svolgimento dei processi infiammatori. Esso inoltre possiede grandi capacità riparative delle zone danneggiate da infiammazioni e/o traumi riempiendone, se necessario, gli spazi.

Il sistema connettivo consente la comunicazione tra una fibra e l'altra attraverso un sistema meccanico di trazione e spinta, tramite la trama fibrosa: nella struttura di tensegrità le parti in compressione (le ossa) spingono in fuori contro le parti in trazione (miofascia) che spingono verso l'interno. Questo tipo di strutture presentano una stabilità più elastica rispetto a quelle a compressione continua e diventano tanto più stabili quanto più vengono caricate. Tutti gli elementi connessi di una struttura a tensegrità si ridispongono in risposta ad una tensione locale. Blocchi locali come le aderenze fasciali possono derivare da sforzi eccessivi o mancanza di esercizio, traumi ecc. L'eliminazione di tali impedimenti, quindi il ripristino del corretto flusso consente alle cellule interessate di passare da un metabolismo di sopravvivenza a quello fisiologico specifico.

Nel sistema miofasciale, ciascun muscolo è tenuto insieme tramite **lamine connettivali** (aponeurosi o aponevrosi) ed è racchiuso nelle fasce” come la polpa di un'arancia lo è nelle pareti cellulari che la suddividono (perimisio ed endomisio)”. Tramite la fascia connettivale i muscoli si strutturano e funzionano come catene miofasciali che si connettono e interscambiano in tutto il corpo. Thomas Myers, nel suo libro “meridiani miofasciali”, le definisce “anatomy trains”.

In un corpo sano, le fasce profonde consentono alle strutture adiacenti di scivolare l'una sull'altra. Tuttavia, in seguito a malattie infiammatorie, come ad esempio nel caso di contratture muscolari croniche, o lesioni traumatiche, si ha la formazione di cicatrici aderenziali nei diversi strati, che aumentano l'attrito interno durante la contrazione muscolare e contrastano i movimenti e la contrazione del muscolo. Se non si interviene in merito alla formazione delle retrazioni cicatriziali (tramite stretching, mobilizzazioni articolari, massaggi ecc.), esse si trasformano in fibrosità capaci di rendere difficilmente reversibili posture anomale e movimenti limitati. Le retrazioni connettivali inoltre riducono anche la circolazione del sangue e dei liquidi interstiziali e la conduzione nervosa, interessando quindi anche il tono muscolare e la salute globale dell'individuo, concorrendo così all'affaticamento e alle tensioni generali.

La lunghezza e l'elasticità di qualsiasi muscolo è strettamente legata a quella di tutti i muscoli appartenenti alla stessa catena. Sebbene il sistema muscolare sia organizzato in catene muscolari, è bene tener presente che il sistema miofasciale è strettamente integrato con l'intero organismo: un gruppo di muscoli in tensione esercita un'influenza sugli altri muscoli vicini, sia per un fattore fisico-fasciale che nervoso (i neuroni eccitati eccitano quelli vicini).

Esiste un tipo di classificazione delle catene muscolari in base alla loro relazione con la **cinematica**:



### **Catena cinetica aperta**

sistema cinetico in cui l'estremità distale è libera, priva di alcun vincolo. Siamo in condizioni di catena cinetica aperta quando l'arto inferiore, durante la deambulazione è in fase oscillante, oppure l'estensione della gamba in posizione seduta, muovere il braccio nel gesticolare o nel lanciare un oggetto e così via.

*A sinistra: Il calciatore dell'imolese calcio a 5 Adriano Foglia mentre effettua un tiro in porta;*

### **Catena cinetica chiusa**

L'estremità distale della catena motoria non è libera di muoversi durante l'esecuzione del gesto. Ad esempio, l'arto inferiore nella deambulazione nella fase di appoggio del piede, gli arti superiori che spingono contro una parete o gli arti inferiori in un individuo che solleva un peso da terra.

*Nell'immagine: Dana Glowacka, detentrica del nuovo record femminile mondiale di plank (4h e 20min)*



### **Definizione di catene muscolari**

Già nel 1875 l'ingegnere meccanico tedesco Franz Reuleaux, in merito all'apparato muscolo-scheletrico e alle relative connessioni funzionali tra le fasce muscolari, valutando i rapporti tra un segmento muscolare e l'altro e tenendo in considerazione le relative funzioni, ipotizzò che una lesione a danno di una componente muscolare andasse ad influenzare negativamente l'intera catena.

*Successivamente, Baeyer nel 1924 definì per primo il "sistema articolare cinematico", riferendosi al fatto che l'uomo non si relaziona con l'ambiente esterno tramite il movimento di arti indipendenti tra loro, bensì grazie a un rapporto a catena tra gli stessi.*

Leopold Bousquet invece definisce le catene muscolari come un insieme di muscoli intimamente collegati tra di loro da una specifica finalità funzionale.

Francoise Mezieres definì le catene muscolari come “un insieme di muscoli poliarticolari e con la stessa direzione, che si succedono scavalcandosi, e ciò senza soluzione di continuità, come le tegole di un tetto”.

Perché stiamo parlando di catene muscolari? Come può nello specifico l’occlusione influire in senso discendente sulle restanti porzioni corporee? Perché l’equilibrio e la salute di questo sistema sono così importanti?

Il collo è un segmento muscolare dotato di grande mobilità; tuttavia, questa caratteristica di per sé può risultare a livello funzionale un vantaggio, ma d’altro canto anche uno svantaggio se tale segmento corporeo non è opportunamente protetto da una struttura muscolare che permette di garantire la sua stabilità.

Bisogna comunque tener presente che a livello del tronco encefalico sono presenti i centri respiratori, responsabili del controllo e del mantenimento del meccanismo della respirazione. Basti pensare che una lesione vertebrale tra C1 e C3 può comportare una compromissione della funzionalità diaframmatica con delle serie ripercussioni sulla dinamica ventilatoria, una lesione tra C4 e C8 può determinare la paralisi della muscolatura accessoria della respirazione (in particolare gli intercostali e gli addominali) e rende poco efficace il meccanismo della espirazione forzata, della tosse, ecc., Non di minor importanza, una lesione a carico cervicale può causare la tetraplegia, ossia alla paralisi permanente di dorso e di tutti e quattro gli arti, causata dalle interruzioni tra i contatti nervosi delle vie afferenti ed efferenti.

Di quali forze esterne stiamo parlando? Oltre alle contusioni dirette, il capo è soggetto ad azioni pressorie, trazioni, ma soprattutto accelerazioni negative e positive. Consideriamo soprattutto che il distretto cervicale della colonna vertebrale deve sorreggere un peso non indifferente (il peso della testa di un soggetto adulto oscilla tra i 4 e i 6 kg). Quindi, riflettiamo su quanto sia importante avere un sistema muscolare che consenta la stabilità del tratto cervicale garantendone la protezione, sia nella vita quotidiana che soprattutto in ambito sportivo.

Le accelerazioni positive, più pericolose per l’incolumità della cervicale rispetto a quelle negative, sono contrastate dall’**asse miofasciale anteriore**.

Noi riteniamo che tale catena muscolare si trova su tre piani differenti, tutti e tre aventi origine a partire dal manubrio dello sterno e dalla clavicola.

I tre piani sono:

## PIANO SUPERFICIALE

È formato dalla catena muscolare costituita dai seguenti muscoli:

### 1. Muscolo sternioioideo

il muscolo sternotiroideo è un muscolo pari che origina dalla faccia interna del manubrio dello sterno, dalla capsula dell'articolazione sterno-clavicolare e dall'estremità mediale della clavicola, mentre si inserisce sul margine inferiore dell'osso ioide.

È un abbassatore dell'osso ioide.

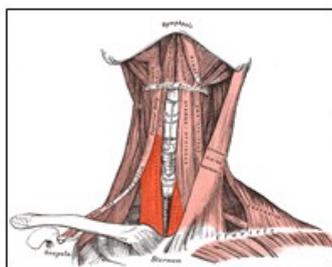
### 2. Muscolo genioioideo

Il muscolo genioioideo è un muscolo pari, facente parte del gruppo dei muscoli sopraioidei, che origina dalla parte inferiore della spina mentale e si inserisce alla faccia anteriore dell'osso ioide. Ha la funzione di spostare in alto l'osso ioide e di alzare la mandibola. È

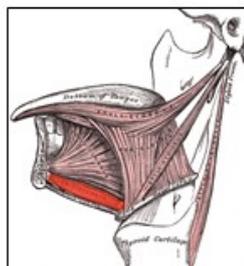
innervato dal nervo ioglosso.

### 3. Muscolo miloioideo

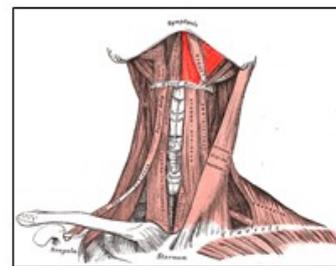
Il muscolo miloioideo Ha origine dalla superficie interna della mandibola, tra le spine mentali e la linea miloioidea. I suoi fasci più laterali raggiungono direttamente il corpo dell'osso ioide, gli altri fasci muscolari vanno ad inserirsi sul rafe. La sua azione consiste nello spostare in alto e in avanti l'osso ioide e nel sollevare la lingua, cooperando nella deglutizione. Esso è innervato dal nervo mandibolare del nervo trigemino.



*Muscolo sternioioideo;*



*Muscolo genioioideo;*



*Muscolo miloioideo;*

### 4. Muscolo digastrico (ventre anteriore e posteriore)

Il muscolo digastrico è un muscolo del collo facente parte del gruppo di muscoli sopraioidei; è formato da due ventri: uno anteriore e uno latero-posteriore, uniti da un tendine intermedio. Il ventre anteriore origina dalla fossetta digastrica della mandibola e si porta all'estremità laterale del corpo dello ioide, dove il tendine intermedio è unito al corpo osseo da un anello fibroso. La contrazione del ventre anteriore provoca l'abbassamento della mandibola e la conseguente apertura della bocca.

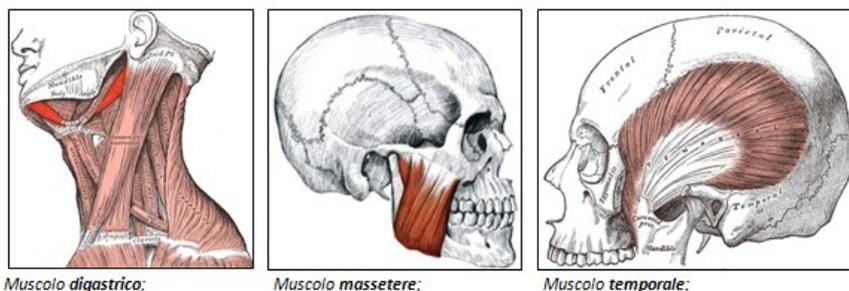
## 5. Muscolo massetere

Il massetere è uno dei quattro muscoli masticatori, insieme al pterigoideo interno, pterigoideo esterno e al temporale, situato sulla faccia esterna della branca della mandibola. È costituito da un capo profondo che va dall'arcata zigomatica alla branca montante della mascella, e da uno superficiale, esteso dal margine inferiore dell'arcata zigomatica all'angolo della mascella. consente l'elevazione della mandibola insieme al muscolo pterigoideo interno ed è il muscolo determinante per la forza occlusale massima. È anche responsabile della forza di triturazione, coinvolto nella digrignazione dei denti sia nella forma statica (digrignamento) che in quella dinamica (bruxismo).

Il capo superficiale si attiva anche in fase di protrusione, quello profondo nella retrusione.

## 6. Muscolo temporale

Il muscolo temporale è un muscolo masticatore e ha la funzione di elevare la mandibola; Origina dalla fossa temporale del cranio e dalla faccia mediale del processo zigomatico, mentre si inserisce al processo coronoideo mandibolare per mezzo di un robusto tendine. È innervato dal nervo trigemino.



Muscolo digastrico;

Muscolo massetere;

Muscolo temporale;

## 7. Muscolo platisma

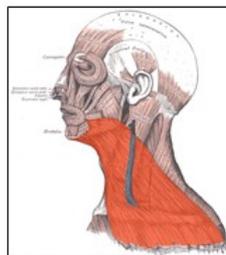
Il platisma è un ampio muscolo laminare, pari e simmetrico, situato nella regione laterale del collo. Deriva dalla fascia soprastante le parti superiori dei muscoli pettorale maggiore e deltoide e si estende verso l'alto alla faccia inferiore. Le fibre più anteriori si intrecciano con quelle del lato opposto sopra il mento, mentre le fibre adiacenti si inseriscono nel margine inferiore della mandibola. Le fibre più posteriori passano in avanti sopra la parte inferiore del massetere per inserirsi nel tessuto cutaneo e sottocutaneo della parte inferiore della faccia e dell'angolo della bocca, dove si fondono con altri muscoli. Il platisma è innervato dal ramo cervicale del nervo facciale. Agendo da solo o insieme al lato opposto, abbassa l'angolo della bocca e il labbro inferiore e alza e tira la pelle sopra il collo e il petto. Può anche abbassare la mandibola.

## 8. Muscolo omoioideo

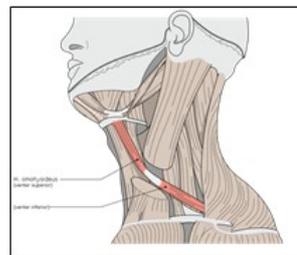
il muscolo omoioideo è un muscolo pari e asimmetrico appartenente al gruppo dei muscoli sottoioidei; è un muscolo digastrico, ossia formato da due ventri uniti tra di loro attraverso un tendine. Il ventre inferiore origina medialmente all'incisura del margine superiore della scapola, si dirige in alto e medialmente si inserisce nel tendine intermedio. Il ventre superiore si inserisce sul margine inferiore dell'osso ioide, lateralmente rispetto al sternioioideo.

Il m. omoioideo tende la lamina pretracheale della fascia cervicale e partecipa all'abbassamento dell'osso ioide.

Come appena specificato, il muscolo omoioideo ha origine dalla scapola: essendo che questo muscolo è ricco di sensori propriocettivi presenti nei tendini e nel corpo muscolare, come riportato dall'autore del libro in via di pubblicazione *la fisica meccanica e i fondamenti della gnatologia* di Piero Malpezzi, è possibile che porti informazioni propriocettive al SNC sulla posizione della scapola, osso avente una notevole mobilità, poiché caratterizzata da un'escursione di 13 cm sul piano orizzontale e verticale, e una torsione clavicale di circa 30° che si ripercuote sull'articolazione acromion-clavicale. L'ipotesi, quindi, è che il muscolo omoioideo, mantenendosi in tensione, possa inviare informazioni al SNC relativamente alla posizione della scapola dalla quale peraltro trae origine.



Muscolo platisma;



Muscolo omoioideo;

La catena muscolare dell'asse anteriore superficiale deve sottostare ad un'interruzione a livello della mandibola: ciò vuol dire che la sua continuità viene meno nel momento in cui la bocca è aperta e siamo quindi in condizioni d'inocclusione; al contrario, se l'occlusione è presente, e quindi la mandibola è a diretto contatto con il mascellare superiore, la continuità della catena è preservata e continua fino all'area del temporale (m. temporale) e dell'arco zigomatico (m. massetere) stabilizzando il capo.

In presenza di malocclusione, la forza di elevazione della mandibola diminuisce, perché il SNC percepisce lo stato incompleto di questa catena (catena aperta) e traduce il tutto deprimendo la performance muscolare corporea, mentre al tempo stesso attiva un circuito secondario rappresentato dal piano muscolare intermedio e profondo.

In condizioni di buona occlusione, durante il serramento dentale vengono reclutati tutti e tre i piani del fascio anteriore; mentre, in condizioni d'inocclusione o stati patologici dell'ATM, sono reclutati comunque tutti e tre i piani, ma il piano superficiale in maniera molto minore, per i motivi precedentemente spiegati relativi all'interruzione del rapporto di contatto tra mandibola e mascellare.



*Mauro Castagna, pivot dell'Imolese e della nazionale italiana di Calcio a 5;*



*Ivan Zaytsev, opposto del Modena Volley e schiacciatore della nazionale italiana;*

Le foto sopra riportate mostrano come ci siano dei comportamenti inconsci di compensazione a livello occlusale volti a simulare il più possibile una buona occlusione nel momento in cui si ricerca il massimo equilibrio ed esplosività muscolare, necessari nel gesto tecnico.

A queste compensazioni corrispondono solitamente l'interposizione tra i denti della lingua (come si vede nelle due figure superiori), oppure le labbra, la parte interna delle guance ecc, e in alcuni casi questa abitudine lascia segni visibili all'interno della bocca. Nelle immagini sottostanti, nel nostro campione abbiamo trovato alcuni esempi: nel primo si tratta di un'ipercheratosi della guancia a livello della rima occlusale, e nel secondo, l'impressione delle arcate dentali sulla parte laterale della lingua.



Le foto sopra riportate invece mostrano due atleti professionisti compiere un gesto atletico contraddistinto dalla necessità di erogare un'elevata forza esplosiva (nei 100 metri di velocità nel primo, e alla fine di uno strappo nel secondo); per garantire una massima erogazione di forza muscolare è necessario stabilizzare la testa: ecco che gli atleti occludono forzatamente la bocca, ma stavolta pare che siamo in assenza di meccanismi compensatori, come quelli precedentemente accennati.

Nel caso in cui una persona sia malocclusa o edentula, chi stabilizza il capo dalle accelerazioni positive? In questi casi, l'inefficacia della catena superficiale viene compensata da un meccanismo secondario per mezzo della lingua in condizione d'inocclusione: la lingua si eleva e preme sul palato, il muscolo stiloglosso si contrae insieme al muscolo stiloioideo e allo stilofaringeo formando un asse muscolare che stabilizza la lingua, l'osso ioideo e la faringe. Si contraggono anche i mm. massetere e temporale in modalità lieve perché al posto dell'occlusione troviamo la lingua contro il palato o contro l'arcata dentale superiore. Pertanto non è soddisfatta pienamente la catena chiusa e possiamo coniare il termine di catena "semi-chiusa" (è presente ma non pienamente efficiente).

## **PIANO INTERMEDIO**

I muscoli della catena intermedia dell'asse anteriore sono:

### **1. muscolo ioglosso**

Il muscolo ioglosso fa parte dei muscoli estrinseci della lingua. Di forma quadrilatera, prende origine dal margine superiore del corpo dell'osso ioide, in vicinanza del grande corno e da quest'ultimo processo osseo. I fasci muscolari, divisi in due gruppi, si portano in alto e in avanti; raggiunto il margine laterale della lingua decorrono orizzontalmente irradiandosi nella compagine dell'organo. I fasci posteriori vanno trasversalmente fino al setto linguale; i fasci medi decorrono obliquamente in avanti terminando anch'essi al setto, i fasci anteriori sono diretti in avanti e raggiungono l'apice linguale.

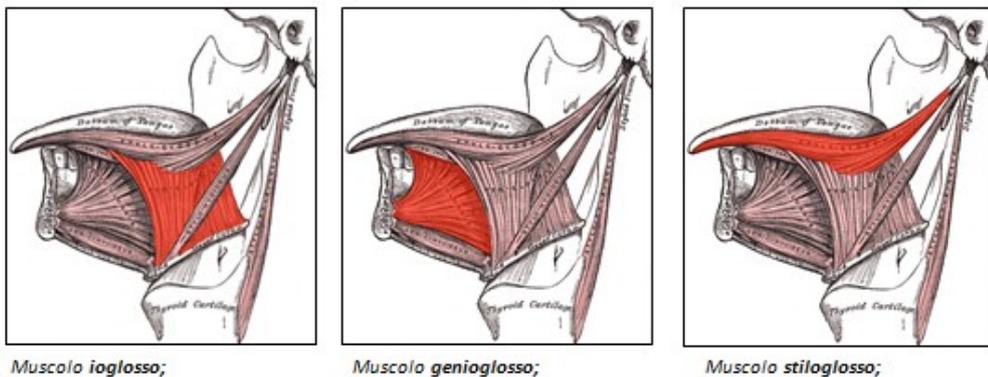
### **2. muscolo genioglosso**

il muscolo genioglosso fa anch'esso parte dei muscoli estrinseci della lingua. Origina con un piccolo tendine a livello dell'apofisi geni superiore, situata poco al di sopra dell'origine del muscolo genioioideo. Questa inserzione impedisce il ribaltamento interno della lingua

con conseguente ostruzione delle vie aeree. Il muscolo genioglosso proietta la lingua in avanti con protrusione dell'apice fuori dalla bocca. Le due parti che formano il muscolo contraendosi contemporaneamente deprimono la parte centrale della lingua, rendendola concava. L'azione singola invece fa spostare la lingua sul lato opposto.

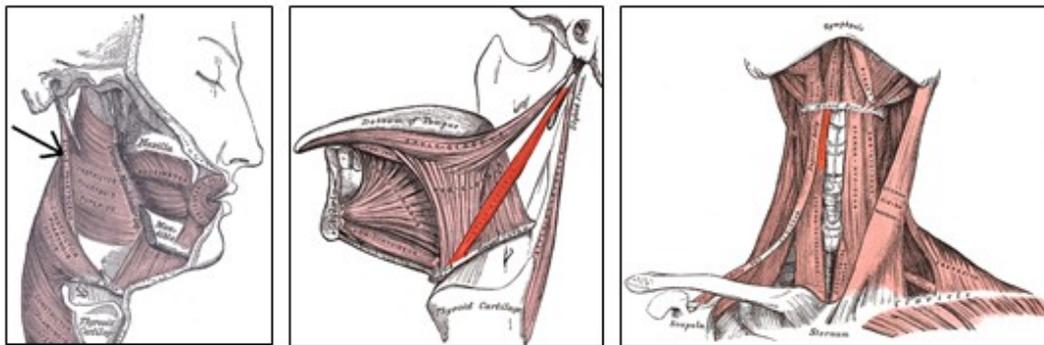
### 3. **Muscolo stiloglosso**

Il muscolo stiloglosso, muscolo facente parte dei muscoli estrinseci della lingua, origina dalla superficie antero-laterale del processo stiloideo e dal legamento stilomandibolare. Decorre verso il basso e in prossimità del margine laterale della lingua si divide in una porzione longitudinale (che penetra nella lingua e si unisce al muscolo longitudinale inferiore) e in una parte obliqua (che penetra nella lingua e si unisce al muscolo longitudinale inferiore).



4. **Muscolo stilofaringeo:** Il muscolo stilofaringeo come i precedenti è un muscolo del palato molle e della faringe; ha una forma lunga e sottile, cilindrico nella parte superiore e appiattito in quella inferiore. Dalla superficie mediale della base del processo stiloideo (dove origina) si dirige in basso lungo la parete laterale della faringe e passa tra i muscoli costrittori per espandersi sotto la mucosa. Alcune fibre si uniscono con i costrittori e si inseriscono sulla cartilagine tiroidea. La sua azione eleva faringe e laringe.
5. **Muscolo stiloioideo:** Il muscolo stiloioideo fa parte della categoria dei muscoli sopraioidei; origina dalla superficie postero-laterale del processo stiloideo dell'osso ioide e si porta in basso e in avanti, anteriormente al ventre posteriore del muscolo digastrico. Dopo essersi diviso in due capi, si inserisce sull'estremità laterale del corpo dell'osso ioide, sopra al muscolo omoioideo, avvolgendo il tendine intermedio del muscolo digastrico.

6. Il **muscolo tiroideo** origina dalla linea obliqua della faccia laterale della cartilagine tiroidea, e si inserisce sul margine inferiore dell'osso ioide. È innervato dall'ipoglosso, pertanto è implicato nella deglutizione. Infatti, la sua contrazione comporta l'abbassamento dell'osso ioide durante la deglutizione. Fa parte sia del piano intermedio che profondo dell'asse anteriore.



*Muscolo stilo-faringeo;*

*Muscolo stilo-ioideo;*

*Muscolo tiroideo;*

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

## PIANO PROFONDO

Questa catena interessa i muscoli della lingua; il piano profondo è costituito dai muscoli del faringe circolari (costrittori) e longitudinali:

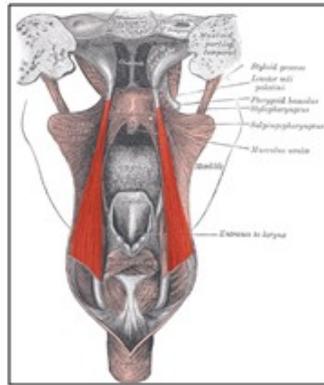
### 1. **Muscolo salpingofaringeo**

Il muscolo salpingofaringeo è un muscolo del palato molle e della faringe; origina dalla porzione inferiore della cartilagine della tuba uditiva a capo dell'orifizio faringeo e si dirige verso il basso per poi unirsi al muscolo palatofaringeo. Il muscolo salpingofaringeo innalza la faringe e coadiuva il muscolo tensore del velo palatino nell'apertura della tuba uditiva durante il processo di deglutizione, tirando l'estremità cartilaginea.

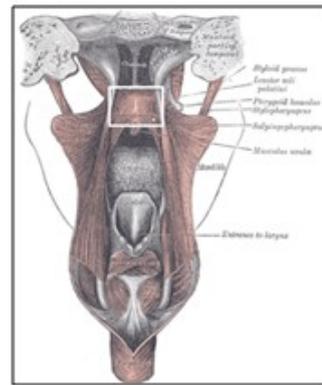
### 2. **Muscolo palatofaringeo**

Il muscolo palatofaringeo è anch'esso un muscolo del palato molle e della faringe; è costituito da due fascetti che si inseriscono sulla superficie superiore dell'aponeurosi palatina, separati tra loro dall'inserzione del muscolo elevatore del velo palatino. L'azione combinata del muscolo palatofaringeo con il muscolo elevatore del velo palatino consente, durante la deglutizione, di sollevare e portare avanti la faringe, riducendone la lunghezza; inoltre, avvicinano e portano avanti anche gli archi palatofaringei.

### 3. Muscolo stilofaringeo



*Muscolo salpingofaringeo;*



*Muscolo palatofaringeo;*

Tuttavia, la spinta che la lingua genera verso l'alto, pur simulando l'occlusione, da sola non contrasta l'accelerazione positiva perché spinge in alto il palato e la testa, esattamente come fa l'accelerazione positiva. Intervengono quindi, in opposizione a questa accelerazione, i muscoli massetere e temporale (muscoli facenti parte della catena superficiale), e con l'attivazione della catena muscolare profonda.

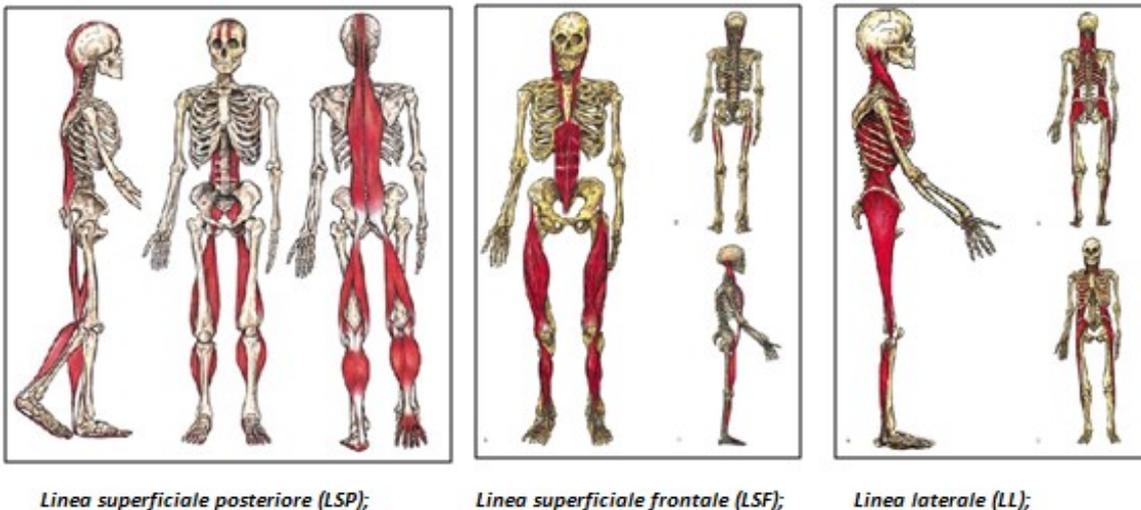
La presenza di queste catene permette al SNC di percepire la posizione del capo e delle spalle e quindi rispondere prontamente ad eventuali instabilità riequilibrando il sistema posturale per mezzo dell'attivazione di determinati muscoli. Ma riequilibrare il sistema tonico-posturale non significa solamente riacquisire stabilità, ma anche, grazie a quest'ultimo elemento, significa essere in grado di esprimere maggior forza muscolare in caso di necessità.

## LA LINEA PROFONDA FRONTALE (LPF) (2)

A questo punto, ci colleghiamo a ciò che abbiamo ribadito all'inizio: abbiamo affermato che la malocclusione va a causare un indebolimento dell'asse miofasciale anteriore, e ancor prima abbiamo asserito che la malocclusione si ripercuote in senso discendente verso altri settori corporei. Che collegamento c'è tra l'asse miofasciale anteriore e il resto del corpo?

L'influenza dell'asse miofasciale anteriore verso il basso è dovuto alla connessione meccanico-funzionale che questo asse presenta con la **linea profonda frontale (LPF)**, poiché gli elementi analizzati finora (mandibola, osso ioide, muscolatura ioidea), insieme al diaframma fanno parte anche di questa catena.

La **linea profonda frontale** è una linea miofasciale individuata per prima dallo studioso Thomas Myers, che oltre a questa ne individuò altre:



- **Linea superficiale posteriore (LSP)**

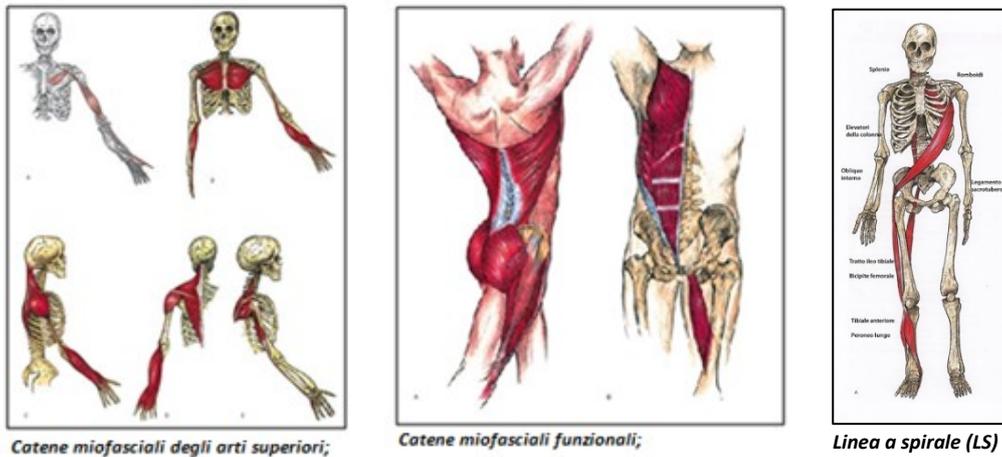
Influisce su postura e movimento sul piano sagittale. Connette l'intera superficie posteriore del corpo dal fondo del piede fino alla cima della testa in due parti: piede-ginocchia, ginocchia-fronte. La LSP connette, stabilizza e muove la parte posteriore del corpo, dalle dita dei piedi fino all'incavo del ginocchio e dal ginocchio fino alle sopracciglia;

- **Linea superficiale frontale (LSF)**

Bilancia la catena superficiale posteriore riguardo postura e movimento sul piano sagittale e protegge gli organi addominale. Connette l'intera superficie anteriore del corpo dalla punta dei piedi ai lati del cranio in due parti: dalle dita dei piedi alla pelvi e dalla pelvi alla testa; Queste parti, quando le due anche sono estese come nella posizione eretta, funzionano come una linea continua di mio-fascia integrata.

- **Linea laterale (LL)**

Influenza postura e movimento sul piano frontale; attraversa ciascun lato del corpo, partendo dal punto mediale e laterale della metà del piede, passando intorno e all'esterno della caviglia, salendo per il tratto laterale della gamba e della coscia, intrecciandosi lungo il tronco, fino ad arrivare al cranio, nella regione dell'orecchio.



- **Catene miofasciali degli arti superiori**

Dato il loro peso (sono appesi al cingolo scapolo-omerale) e le loro molteplici attività influenzano postura e movimento.

- **Le catene miofasciali funzionali**

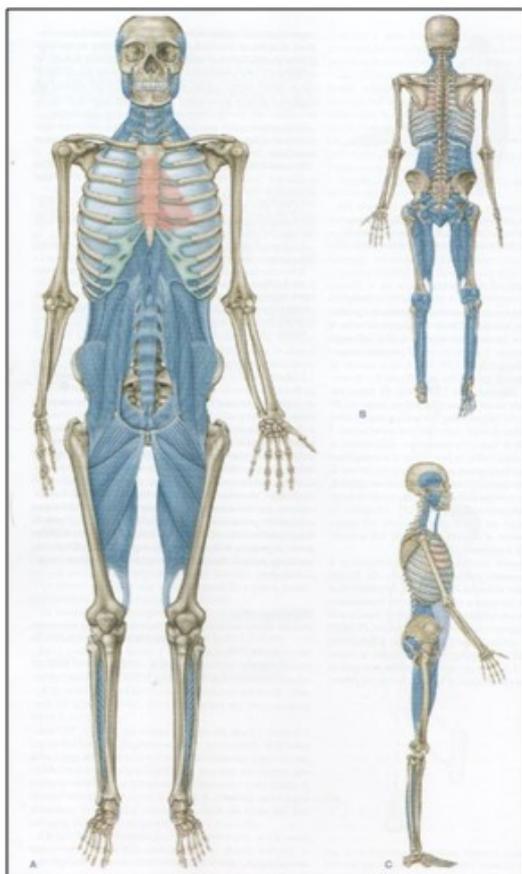
Sono per lo più superficiali e stabilizzano posture non di riposo e movimenti complessi (come ad esempio gesti sportivi).

- **Linea a spirale (LS)**

Questo meridiano miofasciale, a spirale, parte dalla zona occipitale e coinvolge le vertebre cervicali e le toraciche alte, quindi comprende il muscolo splenio del capo e il suo proseguimento sul romboide e sul dentato anteriore ed in tal modo investe il bordo della scapola. Dal dentato continua sui muscoli obliqui che si uniscono all'aponeurosi addominale superficiale che porta sopra la linea alba quindi raggiunge la cresta iliaca ed il tensore della fascia lata e poi il meridiano va giù al condilo laterale della tibia e direttamente sul muscolo tibiale anteriore, questo scende dall'esterno del ginocchio verso la parte interna della caviglia. Durante tale percorso vi è una connessione col peroneo lungo che insieme formano una staffa innescandosi entrambi tra il 1° metatarso ed il 1° cuneiforme. Dal peroneo lungo la fascia risale lungo il bicipite femorale e si porta sulla tuberosità ischiatica, si inserisce nel legamento sacrotuberoso, nella fascia del sacro e su sull'elevatore della colonna. Quindi il percorso

riprende lo splenio del capo per innescarsi di nuovo all'occipite.

La catena che comunque ci è di più interesse è la **Linea Profonda Frontale (LPF)**.



*Linea Profonda Frontale (LPF);*

Il nostro interesse per questa catena è dato dal fatto che i muscoli appartenenti all'asse miofasciale anteriore fanno parte di questa linea miofasciale.

La LPF è una catena avente prevalentemente un ruolo di stabilizzazione posturale, e non ha ruolo principale nel movimento, tranne per quanto riguarda l'adduzione dell'anca.

La LPF ha inizio in profondità nella pianta del piede per poi dirigersi verso l'alto appena dietro le ossa della parte inferiore della gamba e dietro al ginocchio fino all'interno della coscia. Da qui la catena si divide su due binari: il binario principale passa di fronte all'articolazione dell'anca, alla pelvi e alla colonna lombare, mentre un binario alternativo continua verso l'alto sul retro della coscia fino al pavimento pelvico e si ricongiunge con il primo binario sulla colonna lombare. Dall'interfaccia

psaos-diaframma, la LPF continua in su

La linea profonda frontale gioca un ruolo prioritario nei seguenti punti:

- Sollevando l'arco mediale del piede;
- Stabilizzando ciascun segmento delle gambe;
- Supportando la colonna lombare anteriormente;
- Stabilizzando il petto e permettendo l'espansione e il rilassamento durante la respirazione;
- **Bilanciando la fragilità del collo e il peso della testa che lo sovrasta.**

In mancanza di supporto, bilanciamento o di tono appropriato, la LPF produrrà un accorciamento generale del corpo, incoraggiando il collasso del nucleo pelvico e spinale, e ponendo le basi per aggiustamenti compensatori negativi in tutte le altre linee.

La LPF inoltre coniuga respirazione, alimentazione e controllo posturale; la perdita dell'equilibrio degli elementi che la compongono porta a compensi adattivi potenzialmente patologici.

La LPF è suddivisa in due binari: il **binario superiore** e il **binario inferiore**.

Il binario superiore è a sua volta suddiviso in tre binari:

- **Binario supero-posteriore**

Passa dietro ai visceri, davanti ai corpi vertebrali, prendendo contatto con il **legamento longitudinale anteriore** e includendo i muscoli **Lungo del collo, lungo della testa e retto anteriore della testa**; fanno inoltre parte di questa linea miofasciale anche i muscoli **scaleni**. Questa linea termina a livello dell'occipite, anteriormente all'atlante.

- **Binario supero-centrale**

Origina dal **centro frenico** del diaframma; si unisce al **legamento longitudinale anteriore**, fuoriesce a livello dello **stretto toracico** e prosegue con le **linee profonde del braccio**. La porzione più cefalica si interfaccia con il **faringe** e i suoi **muscoli costrittori**: la **fascia faringea-buccale-viscerale** si congiunge all'**occipite** e al **temporale**, mediante i muscoli **stiloidei**, inserendosi nel **tubercolo faringeo**. Questi muscoli sono elementi di connessione di tipo meccanico-funzionale l'asse anteriore (ioide e muscolatura ioidea) all'asse posteriore (occipite e muscolatura anti-gravitaria).

Una disfunzione del **sistema testa-collo-faringe-diaframma** può causare delle ripercussioni sul cingolo scapolare e sull'arto superiore, e viceversa: questo perché alla base dell'occipite si inserisce il m. **occipitale retto laterale** della testa (connesso al m. **elevatore della spalla**), il quale è collegato al muscolo **sovraspinato** (facente parte della cuffia dei rotatori).

- **Binario antero-superiore laringo-ioideo**

Parte dal diaframma fino al processo xifoideo e al manubrio dello sterno; a seguire, la linea passa per i m. sopra-ioidei, m. stiloidei e gastrici, m. miloioideo e genioioideo (costituenti il pavimento buccale), per poi comprendere i muscoli massetere, pterigoideo mediale e temporale.

I tre binari superiori della LPF sono interconnessi dal **sistema sospensorio del diaframma**.

Il sistema sospensorio corrisponde a un complesso fibroso che connette il diaframma agli organi ad esso adiacenti, garantisce l'ancoraggio del pericardio alle strutture ossee e contrasta la forza di gravità che pesa sulla gabbia toracica e sui visceri addominali insieme all'azione antigravitaria della catena posteriore.

Il sistema di sospensione è formato da:

- Legamenti sterno-pericardici superiore, inferiore e anteriore;
- Legamenti sterno-vertebrali;

- Centro frenico;
- Legamenti freno-viscerali.

Al sistema di sospensione, al quale è collegato il diaframma, sono fascialmente connessi i muscoli sottoioidei.

## IL DIAFRAMMA

Il diaframma è una formazione muscolo-tendinea che separa la cavità toracica dalla cavità addominale.

Esso ha una struttura “a cupola” e laminare costituita dal **centro frenico**, una porzione centrale tendinea fibrosa posta nel punto di massima convessità della cupola diaframmatica e dal quale dipartono i fasci muscolari.

Come precedentemente affermato, il diaframma è un muscolo respiratorio; la sua contrazione, che ha l'effetto di abbassare la cupola diaframmatica, determina, insieme all'elevazione del torace operata dai muscoli inspiratori, l'espansione della cavità toracica e dei polmoni necessaria al richiamo d'aria nelle vie aeree durante l'inspirazione. La sua contrazione determina inoltre, insieme ai muscoli addominali e al diaframma pelvico, un aumento di tensione della cavità addominale necessaria alla minzione, alla defecazione e al vomito. Questa funzione è inoltre indispensabile alla gestante al momento del parto.

Oltre ad essere il muscolo respiratorio per eccellenza, facilita l'influenza della circolazione dei fluidi corporei (sangue e linfa), è responsabile del controllo posturale e dei cambi di posizione, svolge un ruolo fondamentale negli stati emotivi e nella percezione del dolore.

È possibile distinguere tre inserzioni:

- Sternale: nasce dalla faccia posteriore del processo xifoideo;
- Costale: prende origine dal margine superiore delle ultime sei coste, con digitazioni che entrano in contatto con il trasverso e l'addome;
- Lombare: i pilastri del diaframma hanno inserzioni sui corpi vertebrali da D11 a L3.

Il diaframma presenta inoltre tre forami:

- Forame della vena cava;
- Forame dell'esofago;
- Forame aortico, che è attraversato dall'aorta e dal dotto toracico, canale fondamentale per la circolazione della linfa.

Esso è innervato dal **nervo vago** e dal **nervo frenico**.

La malocclusione può causare disfunzioni al diaframma:

- Il **nervo vago** è in contatto con il nucleo trigeminale spinale, perciò una disfunzione diaframmatica comporterà una sintomatologia a livello della base del rachide cervicale, del pavimento buccale, della dura madre e dell'occhio;  
Lo stesso nervo si interfaccia con il n. ipoglosso e con c1-c2: le radici che dipartono a questo livello innervano i muscoli suboccipitali, che sono strettamente connessi con la dura madre e con i legamenti nucale e vertebro-nucale.  
Il nervo vago inoltre entra in contatto con il nervo cranico accessorio del vago, che innerva il muscolo sterno-cleido-mastoideo e il trapezio superiore.  
Il trapezio, inoltre, origina dal nervo nucale, in contatto con la dura madre e dal terzo medio della clavicola.  
Risulta comprensibile quindi perché problematiche al rachide cervicale possono influenzare il diaframma e viceversa.
- Il **nervo frenico** si anastomizza con i nervi **sovra clavicolare** e **sterno-ioideo**: una possibile disfunzione ulteriore dello stretto toracico e dei sottoioidei (disturbi al rachide cervicale, alla deglutizione, all'ATM) potrebbe dipendere da una disfunzione del diaframma.

Se a livello dell'ATM si sviluppa un processo infiammatorio, questa complicazione si ripercuote inevitabilmente sul V nervo cranico (trigeminale), che innerva, tramite le branche oftalmica, mascellare e mandibolare, tutta la faccia, sia a livello sensitivo che motorio; La trasmissione nocicettiva si può trasmettere anche all'orbita oculare, all'osso frontale, al zigomatico e al temporale.

Quindi, alla luce di ciò che è stato affermato, l'apparato stomatognatico risulta essere direttamente collegato al rachide cervicale, al diaframma e al suo sistema sospensorio, e al cingolo scapolare.

Un disturbo a carico dell'ATM può andare ad inficiare la mobilità fisiologica del diaframma, che può essere compromessa, oltre che da squilibri posturali, anche da disturbi psico-emozionali e viscerali.

Quando viene compromessa la mobilità fisiologica del diaframma, sono maggiormente attivati i muscoli secondari accessori:

- **Inspiratori accessori spinali** (lungo del dorso e ileo-costale);
- **Inspiratori accessori nucleari** (scaleni e SCOM);

- **Inspiratori accessori scapolari** (piccolo pettorale, grande pettorale e dentato).

L'attivazione di questi muscoli determina il coinvolgimento dei muscoli sinergici appartenenti al cingolo scapolare, ossia:

- trapezio superiore;
- il succlavio;
- l'elevatore della scapola.

Questa attivazione si ripercuote a livello del distretto testa-collo-spalla causando reciproci effetti di alterazioni posturali e retrazioni muscolari, in particolare degli SCOM, scaleni e piccolo pettorale.

### **Ripercussioni a livello cervicale: anteposizione del capo**

A livello cervicale, i muscoli posteriori profondi occipitali esercitano una tensione muscolare maggiore rispetto agli antagonisti anteriori: per compensare l'azione di questi muscoli cervicali, che porterebbero all'estensione della testa ed all'elevazione dello sguardo, intervengono i muscoli SCOM e scaleni, che ripristinano l'orizzontalità dello sguardo ma causano una **postura anteposta del capo**. A questo punto, la tensione eccessiva generata dagli SCOM e scaleni è tale da innalzare il manubrio dello sterno, insieme alla prima e alla seconda costa.

Questo atteggiamento posturale è comune nei soggetti aventi la Sindrome Disfunzionale dell'ATM, in particolare quando risulta predominante il baricentro anteriore del piano oclusale mediante esame elettromiografico.

### **Ripercussioni a livello scapolo-omerale: "arrotolamento", anteposizione e basculamento esterno della scapola**

A livello di scapola e omero, i muscoli trapezio e gran dentato, che oltre ad essere muscoli stabilizzatori della scapola sono reclutati nel pattern inspiratorio accessorio scapolare, lavorano in maniera tale da favorire un atteggiamento posturale in cui l'omero si presenta in flessione, adduzione e intrarotazione, grazie all'azione mantenuta dal gran pettorale.

Questo atteggiamento posturale con tendenza all'ipercifosi dorsale è visibile nelle sindromi disfunzionali dell'ATM. I muscoli fissati in accorciamento e in allungamento seguono un andamento crociato. (upper crossed syndrome).

Le ripercussioni che la malocclusione causa sul cingolo scapolare tramite l'influenza sul diaframma a livello posturale e funzionale vanno ad alterare la mobilità del complesso della spalla, andando a minacciare la stabilità e quindi l'integrità delle strutture legamentose e capsulari. Andandosi a stabilizzare atteggiamenti posturali scorretti quali ad esempio:

- Limitazione del movimento di anteposizione del braccio;

- Atteggiamento intrarotatorio della spalla, con conseguente retrazione del piccolo pettorale e del sottoscapolare;
- Elevazione della spalla, a causa dell'avvicinamento delle due porzioni del trapezio superiore e conseguente sovraccarico del rachide cervicale;
- Retrazione della capsula posteriore;
- Progressivo indebolimento dei muscoli stabilizzatori della scapola (romboidei, trapezio medio e gran dentato), in costretti a lavorare in costante allungamento;
- Sindrome del conflitto sub-acromiale del tendine del muscolo sovraspinato per riduzione dello spazio subacromiale.

Inoltre, il diaframma è connesso ai muscoli della fascia profonda bucco-laringo-faringea: se il diaframma è ipomobile, questa tensione si ripercuote in senso cefalico sino al sistema laringe-faringeo, quindi i muscoli costrittori faringei subiscono indirettamente uno stiramento, che allenta la tensione che si riflette anche sull'orecchio interno. A livello della tuba di Eustachio e del tensore del timpano si può generare un aumento di tono dei muscoli Salpingofaringeo e Tensore del velo palatino: ciò si manifesta in una sensazione di orecchio chiuso ed ipersensibilità ai suoni forti e rumorosi.

Non a caso, in ambito riabilitativo-terapico, sono frequenti i casi clinici in cui i pazienti che manifestano sintomatologie dolorose disfunzionali al rachide cervicale avvertono anche sensazioni sgradevoli di orecchio chiuso, acufene, mal di testa e difficoltà nella deglutizione.

La fibrosi consiste in una cicatrizzazione patologica della fibra muscolare (non consentirà lo svilupparsi delle nuove miofibrille ed il muscolo rimarrà meno elastico e con alto rischio di andare incontro ad altre lesioni).

## **SCOPO DELLA TESI**

L'obiettivo di questa tesi è stato quello di:

- Valutare se e come la variabile occlusale influenza la forza muscolare;
- Valutare se e come la variabile occlusale influenza la postura dinamica, tramite l'utilizzo del macchinario I-Moove®;

## MATERIALI E METODI

### Criteri di inclusione

- Atleti facenti parte della prima squadra della società Imolese calcio a 5 1919;
- Soggetti maggiorenni di età compresa tra i 19 e i 38 anni;
- Soggetti di sesso maschile;
- 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 e/o altre patologie metaboliche;
- Portatori di apparecchi ortodontici in uso, Bite;
- Soggetti con patologie acute di ogni tipo, come ad esempio ascessi e dolori acuti di natura muscolare e non muscolare;
- Soggetti in terapia o trattamenti odontoiatrici in corso;

### Materiale utilizzato

I test di forza su intra- ed extra-rotazione dell'omero, e su 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:

*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 campionamento* 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 grafico 61 x 34 mm / orientamento automatico del display / retroilluminazione

<i>Menù</i>	multilingue: inglese / tedesco / spagnolo
<i>Memoria</i>	memoria interna e memory card mini-SD. (la memoria interna è limitata per 6.400 misure archiviate)
<i>Archiviazione</i>	manuale - premendo un pulsante automatica - 0,025 s - 99,9 s (regolabile) RS-232 a 9-poli e USB
<i>Interfaccia</i>	Opzionale: uscita contatto MIN / MAX / OK (vedere sotto) + 1 ingresso
<i>Software</i>	software per valutazione e controllo incluso
<i>Condizioni ambientali</i>	- 10 °C. 40 °C 4x batterie Ni-MH 2700 mAh AA (sostituibili) o con alimentatore
<i>Alimentazione</i>	~230 V/12 V; 1,2 A incluso. funzione di auto spegnimento regolabile
<i>Durata batterie</i>	ca. 20 ore (senza retroilluminazione ca. 45 ore)
<i>Dimensioni strumento</i>	210 x 110 x 40 mm
<i>Dimensioni cella di carico interna</i>	11 mm lunghezza, M6 x 9 mm
<i>Lunghezza cavo della cella di carico esterna</i>	ca. 3 m
<i>Peso senza cella di carico</i>	ca. 400 g (senza batterie)

Identificazione Attraverso numero di serie Normative Certificato DIN EN ISO

I test di forza su estensione della gamba in leg extension sono stati invece effettuati tramite l'utilizzo di un dinamometro serie PCE-FB 1K con cella di carico esterna con possibilità di registrare valori fino a 1000 N.

La diversità tra i due è nella scala di registrazione, nel primo è 0,1 N nel secondo è 1 N.

Ciascun soggetto è stato inoltre sottoposto a una visita gnatologica.

Per l'elaborazione dei dati utilizzati due programmi di elaborazione statistica: Excel 2010, Excel 2013, e Past 3.2.

## **IL CAMPIONE**

I test sono stati effettuati su un campione di 12 soggetti di sesso maschile, di età media di 26,5 ±5,6, selezionati secondo i criteri di inclusione e di esclusione.

Attraverso una scheda anagrafica abbiamo poi rilevato nome, cognome, età, altezza, peso del soggetto ed eventuali note; inoltre, è stato rilevato il numero di ore di attività settimanali di allenamento attraverso un questionario comprendente sia domande relative all'ambito gnatologico, che sportivo. Gli atleti, sotto nostra richiesta, hanno inoltre segnato gli eventuali traumi subiti ed eventuali recidive.

## PROTOCOLLO DEL TEST

Gli atleti hanno effettuato due tipologie di test:

1. Test della forza muscolare su:
  - Muscoli intrarotatori dell'omero a gomito addotto e flesso;
  - Muscoli extrarotatori dell'omero a gomito addotto e flesso;
  - Muscoli flessori della gamba a coscia estesa e ginocchio addotto;
  - Muscoli estensori della gamba a coscia flessa e ginocchio addotto.

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, per tipologia di esercizio, per entrambi i lati ( $3 \times 3 \times 4 \times 2 = 72$  prove per soggetto =  $72 \times 12 = 864$  prove totali!)

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.

Tra una prova e l'altra, relativamente allo stesso arto, abbiamo osservato un tempo di attesa di circa 1 minuto, in modo tale da accertare un sufficiente recupero muscolare.

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

2. Test sulla postura e sull'equilibrio dinamico tramite il macchinario I-Moove®;

Le prove effettuate dai soggetti avevano la durata di 1 minuto, nel quale gli atleti avevano il compito di restare in equilibrio sulla piattaforma e nel frattempo garantire una tensione equivalente su entrambe le fasce elastiche. Ciascun soggetto ha realizzato un totale di 9 prove (3 per variabile occlusale) in successione stocastica. Totale del campione  $9 \times 12 = 108$

## VARIABILI OCCLUSALI

I test sono stati eseguiti, in successione stocastica, con le seguenti tre variabili occlusali:

- CLE: occlusione dentale forzata;
- APE: condizione inocclusale (senza variabile occlusale);
- PARA: occlusione dentale forzata con Parabite Malpezzi®.

Oltre all'elettromiografia di superficie, per la realizzazione del Parabite Malpezzi® è stata misurata la dimensione verticale dei denti di ciascun soggetto.

La dimensione verticale è la distanza tra le cuspidi di stampo dei denti superiori e le cuspidi di stampo dei denti inferiori, con la mandibola in posizione di riposo, meno lo spazio libero che deve essere tra le due arcate dentali, il “free way space”, indicato in letteratura come  $1.5 \div 2\text{mm}$ .

Il **sistema I-MOOVE®** è costituito da una piattaforma di bilanciamento con movimento ellisso-sferico, di velocità e inclinazione regolabili, nato dalle riflessioni del kinesioterapeuta Alain Bardon e dell'ingegnere Gianfranco Tudico, sulla complessità dei movimenti umani e in particolare sull'arte di educare il corpo e farlo rispondere.



Il movimento elisso-sferico della pedana ha la funzione di stimolare il movimento naturale delle vertebre, poiché è in grado di riprodurre lo stesso movimento compiuto da una vertebra sul disco intervertebrale e sul nucleo.

Il **sistema I-MOOVE®** richiede quindi un continuo riallineamento dei piani e sottoinsiemi spaziali corporei al fine di mantenere una postura ottimale a catena cinetica aperta (gli arti si muovono e il busto resta in un punto fisso) o per esercitare una forza in trazione su degli elastici frontali. Inoltre, il sistema prevede anche di attivare o spegnere un feedback visivo in tempo reale che consente di monitorare le correzioni effettuate.



In sintesi, al feedback si associa l'instabilità dovuta ai movimenti del piano mobile su cui il soggetto esegue il compito motorio.

L'ausilio della pedana I-MOOVE® quindi, in base anche a recenti studi quale quello proposto da Huè volto a indurre dei miglioramenti sia a livello vestibolare, sia a livello basale motorio. (16)

Il programma proposto dalla pedana I-MOOVE® propone anche un allenamento propriocettivo multimodale che unisce all'instabilità della superficie di appoggio un compito correlato a un feedback visivo; il vantaggio di assegnare questo tipo di programma di allenamento sull'equilibrio posturale nell'atleta e nel soggetto sedentario anziano è rappresentato nei primi dalla prevenzione agli infortuni e nei secondi di prevenire il rischio di caduta con un conseguente aumento della qualità della vita.

## **ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE odontoiatrica**

Per la realizzazione e l'ottimizzazione dei Parabite Malpezzi® i soggetti sono stati sottoposti all'elettromiografia di superficie (E.M.G.s.) Easymyo (TFR Technology).

L'elettromiografia di superficie odontoiatrica ha il fine di "pesare" i contatti occlusali permettendo di verificare l'influenza del contatto dentale sull'attivazione dei muscoli masticatori.

Sulla superficie della pelle, a livello dei muscoli masticatori temporali, masseteri, sternocleidomastoidei e trapezio, gli elettrodi bipolari, tra il ventre di muscoli e i rispettivi legamenti. Tramite elettromiografia vengono valutati i seguenti parametri:

- P.O.C.: è il coefficiente di sovrapposizione, in percentuale, del potenziale destro e sinistro dei muscoli temporali e masseteri. Se è inferiore all'80%, funzionalmente un muscolo domina sull'altro e genera un'asimmetria funzionale.
- Coefficiente di asimmetria del carico occlusale sull'arcata destra o sinistra. È l'indicatore del baricentro del carico occlusale laterale destro-sinistro. Nel caso in cui il carico sia maggiore a destra, il coefficiente sarà positivo, viceversa sarà negativo. Il range fisiologico varia tra 0 e  $\pm 10\%$ . Per valori  $> 10\%$  si possono riscontrare tensioni cervicali, alla cuffia dei rotatori, al trapezio. Per valori  $> 20\%$  è possibile riscontrare anche casi di vertigine oggettiva.
- Coefficiente di attivazione del carico occlusale prevalentemente nel settore anteriore o posteriore dell'arcata. È indicatore del baricentro del carico occlusale antero-posteriore. La zona anteriore della bocca è rappresentata dai denti premolari, canini ed incisivi. Nel caso in cui venga caricata eccessivamente la zona anteriore, i muscoli temporali, difensori dell'A.T.M., risulteranno molto attivi. I molari costituiscono invece la zona posteriore, la quale viene controllata dai muscoli masseteri.

Il range fisiologico rientra tra 0 e 10%. Se la macchina rileva un valore negativo e  $> 10\%$  si riscontrano tensioni ai cervicali, al trapezio e talvolta anche alla cuffia dei rotatori. Con valori  $> 20\%$  possono comparire sintomi di vertigine soggettiva;

- Torque: tensione alla quale viene sottoposta la mandibola in corso di serramento (valutata tra temporale e massetere controlaterale). È un coefficiente di torsione del carico occlusale verso l'A.T.M. destra o verso sinistra. Il segno positivo indica un carico prevalente verso l'A.T.M. destra, il segno negativo indica una prevalenza del carico verso l'A.T.M. sinistra. Per valori  $> 10\%$  possiamo riscontrare una patologia disfunzionale dell'A.T.M.
- Forza massima di serramento: La forza massima di serramento viene calcolata in percentuale confrontando il massimo serramento dentale con due rulli salivari inseriti tra le arcate dentarie (senza malocclusione) e il massimo serramento stringendo le due arcate dentarie (eventuale malocclusione). La malocclusione generalmente diminuisce la forza di elevazione della mandibola. In altre particolari condizioni di malocclusione aumenta la forza di elevazione.

## PROTOCOLLO DEI TEST DI FORZA

Tutti i test di forza sono stati eseguiti in specifiche condizioni, per evitare che i test fossero inficiati da fattori disturbanti quali compensi posturali scorretti o fattori esterni esclusi dal protocollo.

I test in **intra-rotazione** dell'omero sono stati eseguiti con soggetto supino, a ginocchia flesse e in linea con le spalle, con pianta dei piedi a terra. Per quanto concerne l'arto superiore preso in esame, il gomito è appoggiato al pavimento, adeso al fianco e mantiene per tutti i 5 secondi della prova una flessione di 90°, con avambraccio perpendicolare al pavimento. La parte distale dell'avambraccio è collegata al dinamometro tramite una cinghia per caviglia domyos (che noi abbiamo utilizzato come polsiera) e a sua volta una catena di metallo collega la stessa al dinamometro.



L'arto superiore escluso dal test è posizionato con il palmo della mano appoggiato al petto e il gomito sospeso dal pavimento.

Abbiamo deciso di utilizzare una catena di metallo anziché una semplice corda in iuta o nylon per far sì che il coefficiente di elasticità della stessa, superiore a quello di una catena di metallo, andasse ad inficiare il meno possibile sull'errore sistemico dei dati.

Il soggetto inoltre esegue la prova mantenendo tronco, arti inferiori e testa in linea tra di loro; la nuca è inoltre appoggiata al suolo e la testa non è né in flessione né in estensione.

Abbiamo utilizzato una catena di metallo anche per collegare il dinamometro alla parete, sempre per il motivo precedentemente esplicito.

I test in **extra-rotazione** sono stati eseguiti adottando gli stessi accorgimenti posturali rispetto alla precedente tipologia di test. L'unica differenza è legata al movimento in esame, il soggetto compie con l'avambraccio una contrazione muscolare isometrica che coinvolge i muscoli extrarotatori dell'omero e che va ad agire in compressione sul dinamometro, quindi l'avambraccio è appoggiato allo strumento senza l'utilizzo di una polsiera.

Per garantire la stabilità del dinamometro durante le prove, lo strumento era appoggiato alla parete tramite un treppiede e sopraelevato dal pavimento con delle scatole di cartone, di altezza regolata in parallelo a quella relativa al fulcro della leva.



I test di forza relativi ai muscoli deputati alla **flessione della gamba** sulla coscia sono stati effettuati in posizione prona, con arto superiore in esame avente ginocchio flesso a 90° e piede “a martello”.

Gli arti superiori sono protesi in avanti rispetto al corpo e afferrano una superficie rigida, nel nostro caso la base di un palo da pole dance, per garantire la stabilità del corpo e limitare i compensi posturali durante le prove.

Per registrare la forza dei flessori abbiamo collegato il dinamometro alla caviglia dell'atleta attraverso la cavigliera e la catena in metallo precedentemente citata per i test sull'intra-rotazione dell'omero. L'arto inferiore esente dal test si presenta disteso sul pavimento in condizioni di riposo. Le due ginocchia sono vicine tra di loro e il dinamometro deve essere posizionato in linea con l'arto superiore in esame, il tronco e la testa dell'atleta.

I muscoli **estensori** della gamba sono stati valutati sulla macchina 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 sia di 90°.

Il dinamometro ha rilevato la forza espressa dei muscoli della coscia attraverso una catena di metallo legata all'anima di metallo dell'imbottitura.

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 preso in esame, mentre l'altro arto stazionava in condizioni di riposo. Sempre durante le prove, le braccia erano incrociate al petto e abbiamo raccomandato agli atleti di non sollevare il bacino e di mantenere il tronco dritto e appoggiato allo schienale, con testa dritta e non inclinata lateralmente.

## ACCENNI DI STATISTICA

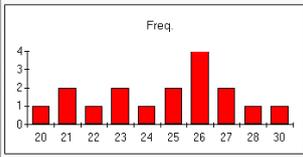
**Popolazione:** tutti gli elementi (individui, elementi, oggetti, ...) le cui caratteristiche sono oggetto di studio. La popolazione in analisi è anche detta *Popolazione Target*.

**Campione:** porzione della popolazione selezionata per lo studio.

**Variabile:** La variabile è il parametro che stiamo analizzando e che può assumere valori diversi.

**Frequenza:** Numero di volte che si verifica un evento a prescindere dal numero totale delle prove.

*Esempio:*

voti	Freq. Ass.	Freq.Rel.	Istogramma
20	1	0,059	
21	2	0,118	
22	2	0,118	
23	1	0,059	
24	1	0,059	
25	2	0,118	
26	4	0,235	
27	2	0,118	
28	1	0,059	
30	1	0,059	
<b>Totale</b>	<b>17</b>	<b>1,000</b>	

**Media:** Valore che si ottiene addizionando tra loro un insieme di dati numerici dividendo la somma ottenuta per il numero di dati raccolti.

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} = \frac{5 + 7 + 4 + 6 + 5}{5} = \frac{27}{5} = 5,4 \quad \text{Esempio:}$$

**Mediana:** valore che occupa la posizione centrale in una serie di dati numerici disposti in ordine crescente.

*Esempio:*

giocatore 1	1,98 m	giocatore 4	1,96 m
giocatore 2	2,01 m	giocatore 3	1,97 m
giocatore 3	1,97 m	giocatore 1	1,98 m
giocatore 4	1,96 m	giocatore 2	2,01 m
giocatore 5	2,06 m	giocatore 5	2,06 m

**Moda:** è quel valore che si presenta con maggior frequenza.

Compagni	Colore maglietta
Compagno 1	blu
Compagno 2	nero
Compagno 3	rosso
Compagno 4	blu
Compagno 5	giallo
Compagno 6	blu
Compagno 7	blu
Compagno 8	nero
Compagno 9	blu
Compagno 10	verde

*Esempio: il blu è il colore che si presenta con maggior frequenza, e sarà quindi la moda dell'indagine statistica svolta.*

## Varianza

La varianza è uguale al quadrato della deviazione standard; è uno dei principali indici di variabilità di una distribuzione statistica. La varianza è anche conosciuta come deviazione standard quadratica ed è indicata con la lettera greca sigma al quadrato  $\sigma^2$ .

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}$$

Formula del calcolo della Varianza

### Deviazione Standard

Indicatore di dispersione di una distribuzione di valori attorno al valore medio. È anche detto radice quadrata della varianza, scarto quadratico medio o scostamento quadratico medio, e può essere indicato con la lettera greca  $\sigma$  o con semplicemente da sigla *ds*.

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2}{N}}$$

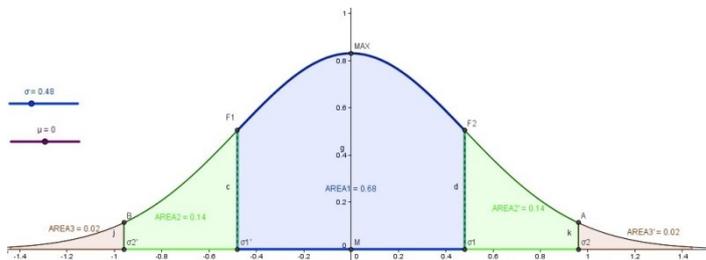
Formula di calcolo della Deviazione Standard

**Distribuzione normale (o Gaussiana):** curva dalla forma a campana che ha il massimo intorno alla media dei valori misurati e può essere più o meno stretta a seconda della dispersione dei valori intorno alla media. La dispersione si misura con la deviazione standard (*ds*).

1ds è pari a circa il 68% dell'area sottostante la curva;

2ds sono pari a circa il 95% dell'area sottostante la curva;

3ds sono pari a circa il 99,7% dell'area sottostante la curva.



è la più importante e più largamente utilizzata distribuzione di probabilità di una variabile casuale continua. La **distribuzione di probabilità normale** è una curva simmetrica il cui valore medio è indicato con  $\mu$  e la sua varianza con  $\sigma$ . Una variabile casuale continua *x distribuita normalmente* è detta *normale*. La curva è detta anche simmetrica, perché si può dividere in due parti specularmente uguali, tracciando una linea verticale in corrispondenza con il valore medio.

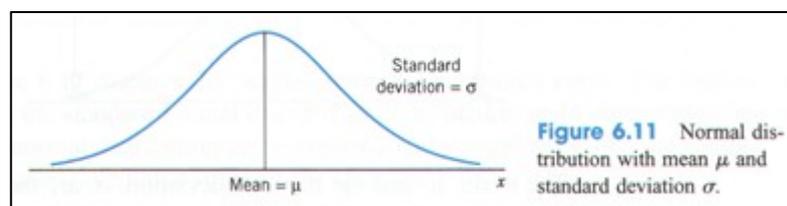
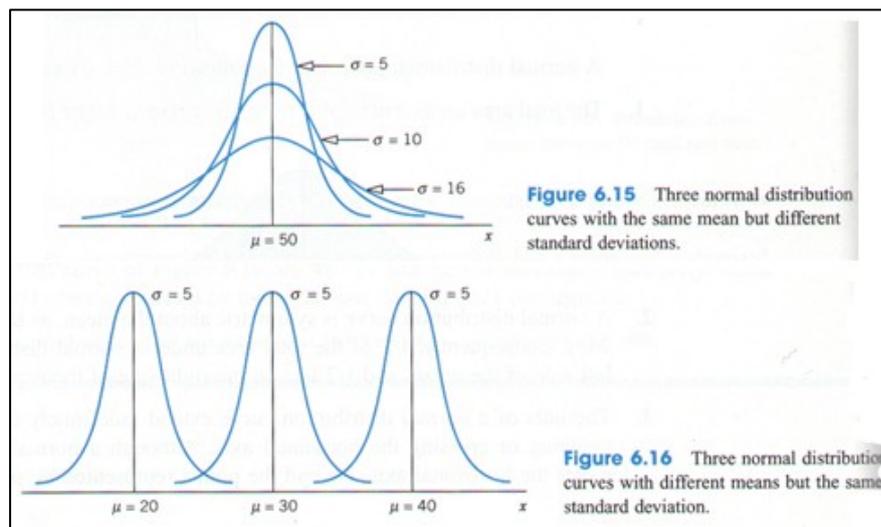


Figure 6.11 Normal distribution with mean  $\mu$  and standard deviation  $\sigma$ .

Una distribuzione normale soddisfa le seguenti proprietà.

1. L'area totale al di sotto della curva normale è uguale a 1 (100% di probabilità)
2. La distribuzione normale è simmetrica attorno al valore medio  $\mu$ , di conseguenza metà dell'area totale è a sinistra della media e l'altra metà a destra della media. Il valore medio divide l'area in due metà entrambe pari a 0.5.
3. Le code (tails) della normale proseguono indefinitamente in entrambe le direzioni senza mai intersecare l'asse  $x$ , in termini matematici le code della normale tendono asintoticamente a  $x=0$  per  $x \rightarrow \pm\infty$ . Causa il comportamento asintotico l'area al disotto della curva per  $x < \mu - 3\sigma$  e  $x > \mu + 3\sigma$  è molto piccola.
4. La media  $\mu$  e la deviazione standard  $\sigma$  sono i parametri della distribuzione normale e *la descrivono completamente*. Questo significa che noti  $\mu$  e  $\sigma$  è possibile calcolare l'area al di sotto della curva normale per qualsiasi intervallo di  $x$ .
5. Esiste una famiglia di distribuzioni normali che si differenziano al variare dei parametri  $\mu$  e  $\sigma$ . Il valore di  $\mu$  determina la posizione del centro della distribuzione normale, il



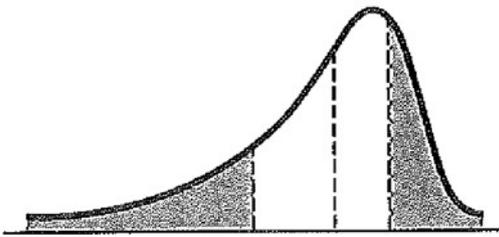
valore di  $\sigma$  indica la dispersione di  $x$  attorno al valore medio.

Non sempre i dati sperimentali danno origine a curve simmetriche; talvolta possono essere generate curve più o meno asimmetriche.

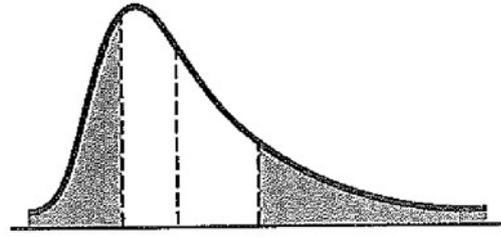
**Distribuzione asimmetrica:** se l'asimmetria riguarda la parte destra della distribuzione si parla di deformazione positiva; se l'asimmetria riguarda la parte sinistra della distribuzione, viceversa si parla di deformazione negativa.

- Asimmetria negativa: la coda è a sinistra e  $media < mediana < moda$ ;
- Asimmetria positiva: la coda è a destra e  $media > mediana > moda$ .

*Asimmetria negativa*



*Asimmetria positiva*



## CORRELAZIONE

Indica la tendenza che hanno due variabili (X e Y) a variare insieme, ovvero a covariare. Non implica rapporti causa-effetto, ma si ha una descrizione quantitativa dell'associazione tra le due variabili

Il coefficiente di correlazione r di Pearson è determinato da:

$$r = \frac{cov_{xy}}{\sqrt{varianza_x \times varianza_y}} \longrightarrow r = \frac{cov_{xy}}{ds_x \times ds_y}$$

Dove al numeratore troviamo la covarianza delle due variabili e al denominatore il prodotto tra le deviazioni standard delle due variabili.

È un indice sempre compreso tra -1 e 1:

- Se risulta >0 le due variabili si dicono **direttamente correlate** (quanto più il valore si avvicina a 1 tanto più forte è la correlazione positiva);
- Se il valore dell'indice risulta uguale a 0 le due variabili **non sono collegate**;
- Se l'indice risulta <0 le due variabili si dicono **inversamente correlate** (quanto più il valore si avvicina a -1, tanto più forte è la correlazione negativa);

A seconda del valore del coefficiente angolare  $\rho$ , possiamo indicarne l'intensità della correlazione:

$\rho$	Forza della correlazione
$0 \leq \rho \leq 0.2$	Bassa
$0.2 < \rho \leq 0.4$	Moderata
$0.4 < \rho \leq 0.65$	Alta
$0.65 < \rho \leq 1$	Altissima

## REGRESSIONE

Misura il rapporto di dipendenza tra due o più variabili; esprime un rapporto di causa-effetto, una relazione quantitativa e funzionale tra una variabile dipendente (effetto) Y e una variabile

indipendente (causa) X. Le variazioni della variabile Y sono considerate la risposta alle variazioni della variabile indipendente X. È una misura quantitativa della relazione funzionale esistente tra due o più variabili; misura la variabilità della Y non associata alla variazione della X, e una previsione del valore di Y avendo noto il valore di X.

A seconda del numero di variabili indipendenti si distingue tra:

- Regressione semplice;
- Regressione multipla.

E a seconda dell'andamento assunto dalla variabile indipendente in relazione ai valori assunti dalla variabile indipendente si distingue:

- Regressione lineare;
- Regressione non lineare.

Di nostro maggior interesse è la **regressione lineare semplice**:

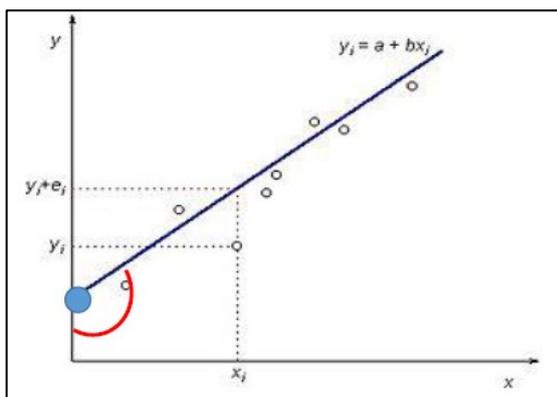
L'equazione che rappresenta la retta del modello di regressione lineare semplice è:

$$Y = a + bX$$

Dove **a** è l'intercetta della retta sull'asse delle Y, cioè il valore che Y assume quando X è uguale a 0 (posizione della retta)

mentre

**b** è il coefficiente di regressione che misura la variazione di Y quando X cambia di una sola unità (grado di inclinazione e verso della retta);



• = coefficiente di regressione

• = intercetta, posizione della retta

$$b_{y,x} = \frac{\text{covarianza}(x,y)}{\text{varianza}(x)}$$

$$a = \bar{y} - b\bar{x}$$

Dove  $\bar{y}$  = media dei valori y e  $\bar{x}$  = media dei valori x

Una volta calcolati l'intercetta e il coefficiente di regressione otteniamo l'equazione rappresentativa della retta, con cui possiamo prevedere il valore di Y (o una sua popolazione di valori) conoscendo solo il valore di X (indipendente).

La retta di regressione esprime una **tendenza**, alla quale viene associata una misura di variabilità (errore standard della regressione); questo vuol dire che, mediamente, al variare della X la Y assumerà certi valori, non un valore preciso.

Esempio:

Data una popolazione di individui si vuole stimare la relazione tra pressione arteriosa ed età e stimare i coefficienti della retta:

$$Y = a + bX$$

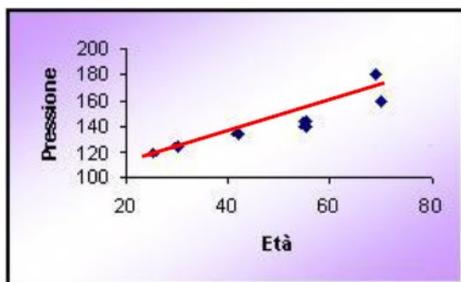
$$a = \bar{y} - b\bar{x}$$

$$b_{y,x} = \frac{\text{covarianza}(x,y)}{\text{varianza}(x)}$$

ETA' (x)	PRESSIONE (Y)
25	120
30	125
42	135
55	140
55	145
69	180
70	160



	Età	Pressione
media	49,43	143,57
varianza	271,10	369,39
covarianza	297,01	



$$Y = 89,42 + 1,096(X)$$

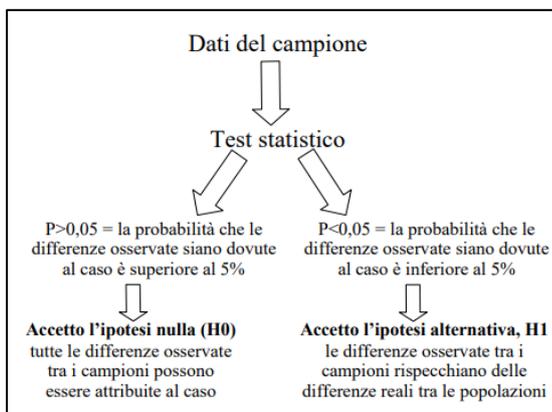
$$b = \frac{279,01}{271,10} = 1,096$$

$$a = 143,57 - 1,096(49,43) = 89,42$$

**Il valore p (indice di significatività)**

Il valore di  $p$ , che sta per valore di probabilità, è una misura statistica tra 0 e 1. Viene utilizzato per il test di ipotesi. Negli studi clinici, è utilizzato per fornire un'indicazione sull'eventualità che un risultato osservato in uno studio clinico sia dovuto al caso o meno. Un risultato è quindi chiamato statisticamente significativo (e consente di rifiutare l'ipotesi nulla) se ha un valore  $p$  uguale o inferiore al livello di significatività. Solitamente, tale risultato viene descritto nella forma  $p \leq 0,05$ .

Il calcolo del valore di  $p$  prevede di supporre che non vi sia alcuna reale differenza tra i due trattamenti in esame. Viene quindi calcolata la probabilità che la differenza osservata sia solo prodotta dal caso se la nostra supposizione è vera (vale a dire, se non vi è effettivamente alcuna differenza). Questo è il valore  $p$ .



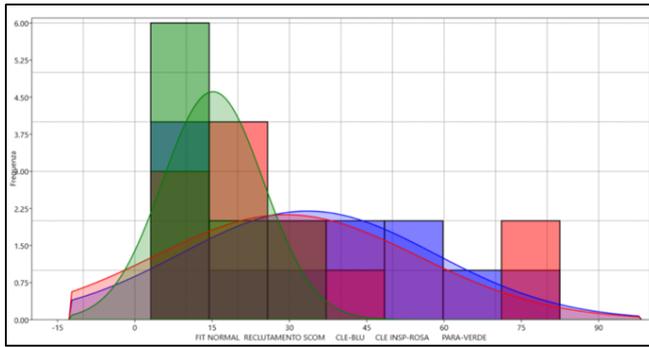
Se il  $p$  è piccolo, è improbabile che i risultati siano scaturiti dal caso e viene rifiutata l'idea che non vi sia differenza tra i due trattamenti (rifiuto dell'ipotesi nulla). Se il  $p$  è grande, la differenza osservata è probabilmente un'osservazione dovuta al caso e non viene rifiutata l'idea che non vi sia differenza tra i due trattamenti.

## STRUMENTI STATISTICI UTILIZZATI

Per l'elaborazione statistica dei dati abbiamo utilizzato *Past*, un software di statistiche paleontologiche per l'analisi dei dati. Il PAST (dall'inglese PAleontological STatistics) unisce la possibilità di inserire dati come in un qualsiasi foglio di calcolo con statistiche univariate e multivariate, curve fitting, analisi di serie temporali, disegno di dati e semplice analisi filogenica.

### Grafico Fit Normal

Un primo approccio esplorativo con i dati può essere quello grafico. L'uso dello strumento grafico, infatti, può aiutare notevolmente nel prosieguo della rappresentazione analitica. Attraverso un istogramma, ad esempio, si può avere una prima idea del tipo di funzione (o di modello) da scegliere. Prendiamo il grafico Fit Normal che "normalizza" le curve di distribuzione messe a confronto per rendere il fenomeno più facilmente rappresentabile; sulle ordinate troviamo i valori del campione, mentre sulle ascisse la frequenza dei valori e possiamo stimare la funzione di densità della frequenza dei dati del campione.



Nel grafico laterale tre campioni sono messi a confronto, la curva verde rappresenta un campione di valori più prossima allo zero delle altre due curve. Ciò indica che nel campione verde è presente la quantità maggiore di valori prossimi allo zero. Da questa estimazione possiamo successivamente dare un significato

clinico.

## One-Way ANOVA

L'analisi della varianza (ANOVA, dall'inglese Analysis Of Variance) è una tecnica statistica che consente di studiare due o più gruppi di dati confrontandone sia le variabilità interne sia quelle tra i gruppi stessi. Ha finalità simili al test t: confrontare campioni. Al contrario del test t, però, è in grado di confrontare più di due campioni alla volta. Utilizziamo questo strumento statistico per valutare se i tre gruppi di valori fanno parte dello stesso campione.

## Test di Kruskal-Wallis

È il corrispondente non parametrico dell'analisi di varianza e **permette di verificare l'uguaglianza delle mediane di diversi gruppi, ossia di verificare se i gruppi provengano o meno dalla stessa popolazione (o da popolazioni con uguale mediana)**. Questo metodo è il corrispondente non parametrico dell'analisi di varianza in cui i dati vengono sostituiti dal loro rango, e viene solitamente usato quando non può essere assunta una distribuzione normale della popolazione.

L'ipotesi nulla ( $H_0$ ) è che i 3 o più campioni estratti da una singola popolazione abbiano la stessa *tendenza centrale*, di conseguenza è richiesto che i tre set di misure siano indipendenti e che le scale siano almeno ordinali.

## Test di Mann-Whitney

Permette di verificare se diversi campioni appartengono alla stessa popolazione ed in aggiunta permette di identificare se tra i campioni ci sono differenze significative.

## Test di Shapiro-Wilk

È uno dei test più potenti per la verifica della normalità, soprattutto per piccoli campioni. Si tratta di un test per la verifica di ipotesi statistiche. La verifica della normalità avviene confrontando due

stimatori alternativi della varianza  $s^2$ : uno stimatore non parametrico basato sulla combinazione lineare ottimale della statistica d'ordine di una variabile aleatoria normale al numeratore, e il consueto stimatore parametrico, ossia la varianza campionaria, al denominatore. I pesi per la combinazione lineare sono disponibili su apposite tavole. La statistica  $W$  può essere interpretata come il quadrato del coefficiente di correlazione in un diagramma quantile-quantile. Il comando per effettuare il test di normalità in questione in ambiente R è `shapiro.test()` presente nel package `stats`. Esso restituisce come risultato il valore della statistica  $W$  e il relativo p-value; se il p-value è decisamente elevato rispetto ai livelli di significatività a cui di solito si fa riferimento, ciò fa propendere per l'ipotesi nulla ovvero la normalità della distribuzione degli errori.

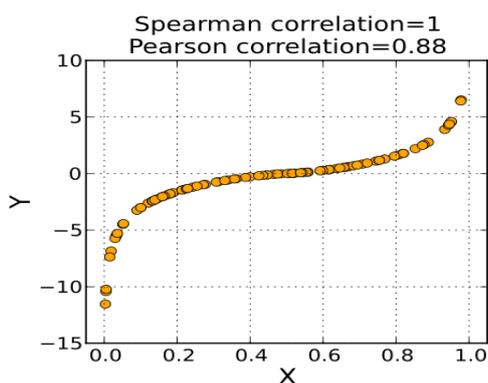
### Test di Siegel-Tukey

È un test non-parametrico che si applica su dati misurati almeno su una scala ordinale e viene detto anche **test per le differenze di scala** tra due gruppi. Viene utilizzato quando si vuole verificare se uno dei due gruppi di dati tende ad avere valori più disgregati rispetto agli altri. In altre parole, il test determina se uno dei gruppi tende a spostarsi, ora a destra, ora a sinistra, ma lontano dal centro (della scala ordinale). Utilizzeremo il test di Tukey nel caso in cui dovessimo valutare la presenza o meno di differenze significative tra distribuzioni normali.

### Indice di correlazione di Pearson

L'indice di correlazione di Pearson (detto anche coefficiente di correlazione lineare o coefficiente di correlazione di Pearson) tra due variabili statistiche è un indice che esprime un'eventuale relazione di linearità tra esse. L'indice ha un valore compreso tra +1 e -1, dove +1 corrisponde a una perfetta correlazione lineare positiva, 0 corrisponde a un'assenza di correlazione lineare e -1 corrisponde alla perfetta correlazione lineare negativa.

### Coefficiente di correlazione per ranghi di Spearman

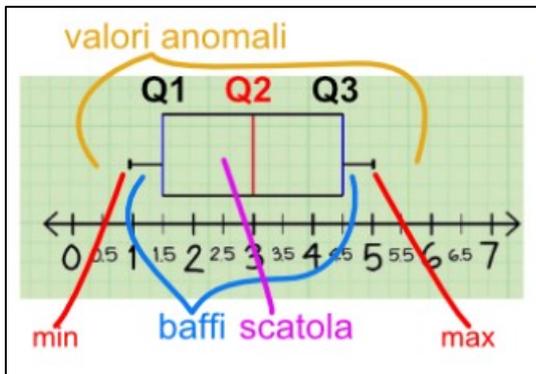


L'indice di correlazione  $R$  per ranghi di Spearman è una misura statistica non parametrica di correlazione. Essa misura il grado di relazione tra due variabili per le quali non si fa altra ipotesi della misura ordinale, ma possibilmente continua. Diversamente dal coefficiente di correlazione lineare di Pearson, il coefficiente di Spearman non misura

una relazione lineare anche qualora vengano usate misure intervallari.

Pertanto usiamo coefficiente di correlazione per ranghi di Spearman quando la curva gaussiana è asimmetrica, viceversa usiamo il Pearson.

### Analisi dei grafici a scatola con baffi:



Il diagramma a scatola e baffi (box plot) è una visualizzazione usata in statistica per rappresentare la distribuzione di una serie di eventi relativi ad un campione esaminato (6).

Il diagramma rappresenta cinque numeri di sintesi:

- Il valore minimo (min);
- Il primo quartile (Q1);
- La mediana (o secondo quartile, Q2);
- Il terzo quartile (Q3);
- Il valore massimo (Q4).

La scatola rappresenta i quartili divisi in due parti dalla mediana. I baffi rappresentano la differenza fra i quartili e i valori minimo e massimo, o comunque valori eccezionali, anomali, che vanno al di là dei baffi.

La distribuzione è simmetrica quando le lunghezze dei baffi e altezze dei rettangoli sono simili tra loro. La lunghezza dei baffi mostra la normalità (baffi corti) o eccezionalità (baffi lunghi) dei fenomeni, e i valori anomali (outliers) che si collocano al di là dei baffi.

Q1: Il primo quartile è un valore tale che il 25% dei dati ordinati è minore o uguale a Q1;

il terzo quartile Q3 è un valore tale che il 75% dei dati ordinati è minore o uguale a Q3;

il Q2 è il valore della mediana.

In statistica il **diagramma a scatola e baffi** (o **diagramma degli estremi e dei quartili** o **box and whiskers plot** o **box-plot**) è una rappresentazione grafica utilizzata per descrivere la distribuzione di un campione tramite semplici indici di dispersione e di posizione.

### La quantità di moto e il teorema dell'impulso (A)

La **velocità**, in fisica, è una **grandezza vettoriale** che rende conto di **quanto spazio percorre** (o meglio, di quale spostamento effettua) un corpo **in un dato tempo**: indichiamo la velocità con il simbolo  $\vec{v}$ . La **massa** di un corpo, invece, è una **grandezza scalare**, che, secondo le leggi della dinamica, indica la **resistenza** del corpo al tentativo di una **forza** (indicata generalmente col

simbolo  $\vec{F}$ ) di **cambiare la sua velocità** (ricordiamo che un cambiamento di velocità comporta un' **accelerazione**,  $\vec{a}$ ).

La grandezza fisica che lega assieme massa e velocità di un corpo è detta **quantità di moto**, indicata con il simbolo  $\vec{p}$ : se un corpo di massa  $m$  si muove con velocità  $\vec{v}$ , esso possiede la quantità di moto  $\vec{p}$ :

$$\vec{p} = m\vec{v}$$

La quantità di moto è quindi una grandezza vettoriale, che può essere dedotta conoscendo la velocità e la massa di un corpo. Ma può anche essere usata, al posto della velocità, per descrivere il movimento di un corpo massivo: in effetti, conoscendo massa e quantità di moto di un corpo, **si può risalire alla sua velocità mediante la formula inversa**:

$$\vec{v} = \frac{\vec{p}}{m}$$

Ma perché si dovrebbe usare la quantità di moto piuttosto che la velocità? La ragione per la quale è più conveniente usare la prima grandezza sta in un teorema molto importante, il **Teorema dell'Impulso**.

Ma che cos'è l'impulso?

In presenza di una forza agente su un corpo per una durata  $\Delta t$ , si definisce **impulso** (detto anche **impulso della forza**) la quantità data dal **prodotto tra la forza e la durata dell'intervallo di tempo**:

$$\vec{I} = \vec{F}\Delta t$$

L'impulso è quindi una grandezza vettoriale che rende conto non solo della forza in gioco, ma anche del tempo in cui essa agisce. Forze d'intensità minima, se agiscono per molto tempo, possono produrre impulsi considerevoli. Forze ordinarie (come la forza di gravità, le forze di attrito eccetera), anche se applicate per tempi per noi percepibili (secondi) possono produrre impulsi apprezzabili, non riescono a produrre impulsi notevoli se agiscono su intervalli di tempo della durata di milionesimi di secondi: esistono forze, dette **forze impulsive** che, pur agendo per pochissimo tempo, producono impulsi di ordini di grandezza confrontabili con quelli delle forze ordinarie; è il caso degli **urti**.

**Se la forza applicata varia nel tempo**, passando ad esempio da un valore  $\vec{F}_{iniziale}$  ad un valore  $\vec{F}_{finale}$  passando attraverso valori intermedi  $\vec{F}_1, \vec{F}_2, \vec{F}_3, \dots, \vec{F}_n$ , le quali vengono applicate, rispettivamente, per intervalli di tempo di durata  $\Delta t_1, \Delta t_2, \Delta t_3, \dots, \Delta t_n$ , **l'impulso deve essere calcolato come somma vettoriale dei singoli impulsi:**

$$\vec{I} = \vec{F}_1 \Delta t_1 + \vec{F}_2 \Delta t_2 + \vec{F}_3 \Delta t_3 + \dots + \vec{F}_n \Delta t_n + \dots$$

Al limite, se la **forza varia con continuità nel tempo**, cioè se  $\vec{F} = \vec{F}(t)$ , e gli intervalli di tempo si riducono alla durata infinitesima  $dt$ , **l'impulso** dovrà essere ottenuto **sommando infiniti contributi di natura infinitesima**: si ottiene dunque un **integrale**  $\vec{I} = \int_{t_0}^{t_1} \vec{F}(t) dt$ , ove  $t_0$  e  $t_1$  sono gli istanti in cui, rispettivamente, la forza inizia ad essere applicata e smette di essere applicata. Non si deve confondere l'integrale precedente con l'integrale che definisce il **lavoro**: in quel caso, la forza varia nello spazio, non nel tempo.

Ricaveremo ora l'**enunciato del teorema dell'impulso**:

Il teorema dell'impulso asserisce che, **se un corpo è soggetto ad un impulso  $\vec{I}$ , esso subisce una pari variazione della propria quantità di moto  $\Delta \vec{p} = \vec{p}_f - \vec{p}_i$** , passando da un certo valore iniziale  $\vec{p}_i$  ad uno finale  $\vec{p}_f$ :

$$\vec{I} = \Delta \vec{p} \quad \rightarrow \quad \vec{p}_f = \vec{I} + \vec{p}_i$$

Supponiamo che un corpo possieda una certa quantità di moto  $\vec{p} = m\vec{v}$ . Soggetto all'azione di una forza  $\vec{F}$ , il corpo modificherà la propria velocità  $\vec{v}$ : sfruttando la legge fondamentale della dinamica  $\vec{F} = m\vec{a}$ , possiamo scrivere, per la definizione di accelerazione che  $\vec{F} = m \frac{\Delta \vec{v}}{\Delta t}$ , dove  $\Delta \vec{v}$  è la variazione di velocità e  $\Delta t$  la durata dell'intervallo di tempo in cui avviene tale variazione. Ma possiamo riscrivere la precedente formula come:

$$\vec{F} = m \frac{\Delta \vec{v}}{\Delta t} = \frac{m \Delta \vec{v}}{\Delta t} = \frac{\Delta \vec{p}}{\Delta t}$$

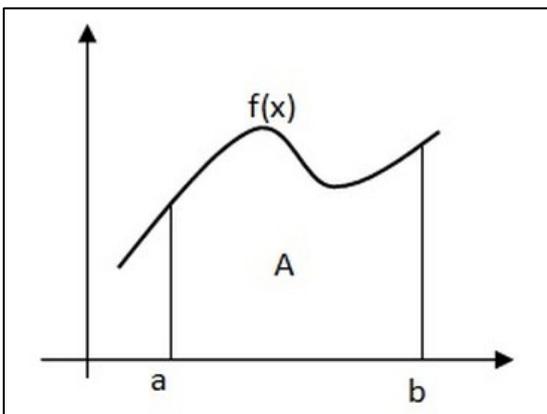
Si può quindi dedurre che una forza implica una variazione di quantità di moto e che, viceversa, una variazione di quantità di moto è dovuta ad una forza. Spostando al denominatore la durata dell'intervallo di tempo  $\Delta t$ , si ottiene la formulazione del teorema dell'impulso:

$$\vec{F}\Delta t = \Delta\vec{p}$$

Infatti, riconosciamo, al membro sinistro dell'equazione, l'impulso della forza. Possiamo quindi affermare che, se una forza produce un impulso  $\vec{I}$ , il corpo su cui è prodotto tale impulso subirà una pari variazione di quantità di moto  $\Delta\vec{p}$ : in altre parole, la variazione di quantità di moto di un corpo è pari all'impulso che subisce:

$$\vec{I} = \Delta\vec{p}$$

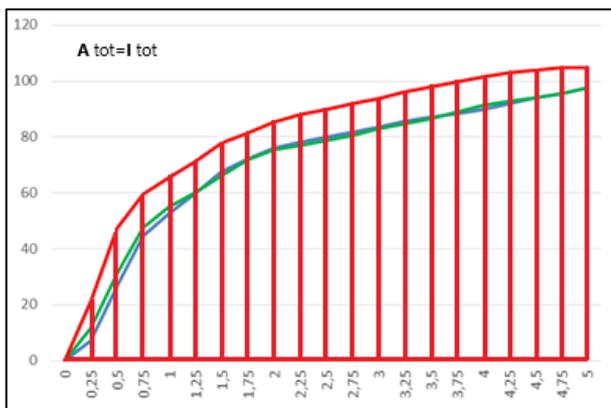
Da notare il profondo legame con il secondo principio della dinamica: anzi, si può affermare che il teorema dell'impulso ne costituisce una generalizzazione. Infatti, il teorema dell'impulso continua a valere anche se il corpo cambia la propria massa (ad esempio, frantumandosi in corpi più piccoli o mediante una reazione chimica).



#### Modalità di calcolo dell'impulso:

Data una funzione  $f(x)$ , l'integrale definito in un certo intervallo  $a$   $b$  ha un significato geometrico preciso: rappresenta l'area  $A$  compresa tra il grafico della funzione  $f(x)$ , l'asse  $x$  e le due rette verticali  $x=a$  e  $x=b$ . Poiché il calcolo dell'integrale di una funzione rappresenta su un piano cartesiano l'area sottesa alla

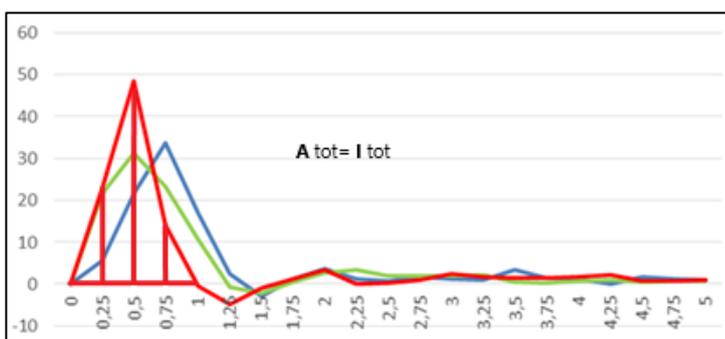
curva all'interno di un determinato intervallo, abbiamo calcolato l'impulso esercitato dai muscoli sul dinamometro come l'area sottesa alla curva di sviluppo della forza muscolare.



Rispettando la definizione di integrale e il teorema dell'impulso, abbiamo considerato l'area sottesa alla curva come l'impulso totale (**I tot**) che il gruppo muscolare preso in esame genera sul dinamometro; Nel nostro caso, abbiamo suddiviso la curva in "spicchi", tracciando una linea di suddivisione a ogni 0,25 secondi rappresentati sul piano delle ascisse, ottenendo un insieme costituito da un

triangolo rettangolo e più trapezi rettangoli.

L'area totale sottesa alla curva quindi corrisponde alla somma delle aree dei trapezi e triangolo rettangoli: tale somma rappresenta un'approssimazione del modulo dell'impulso  $\vec{I}$  che vogliamo indagare e confrontare per variabile occlusale.



Tale indagine è stata svolta sia per la **forza "resistente"**, ossia per lo sviluppo della forza muscolare registrato dal dinamometro nei 5 secondi di test che per la **forza esplosiva**.

Il calcolo delle aree dei triangoli e trapezi si basa sulle formule calcolate con Excel.

$$\text{Area triangolo} = \frac{\text{Base} \cdot \text{Altezza}}{2}$$

$$\text{Area trapezio rettangolo} = \frac{(\text{Base maggiore} + \text{Base minore}) \cdot \text{Altezza}}{2}$$

Se i calcoli sono corretti, i confronti tra gli impulsi per variabile occlusale dovrebbero rispecchiare ciò che graficamente si osserva nei grafici a linee e a scatola e baffi.

Successivamente, sempre tramite Excel, abbiamo calcolato anche le relative **differenze percentuali** tra variabili occlusali.

## ANALISI GNATOLOGICA ELETTROMIOGRAFICA

Questa analisi viene eseguita per comprendere la “quantità o peso” di malocclusione presente nel campione esaminato. Abbiamo usato l’elettromiografo Easymyo della TFR Technology. Questo strumento registra, a 8 canali, i muscoli elevatori della mandibola (Temporali Dx e Sx, Masseteri Dx e Sx) e del collo (Trapezio e Sternocleidomastoideo - SCOM).

Abbiamo successivamente elaborato statisticamente i dati con tre test differenti:

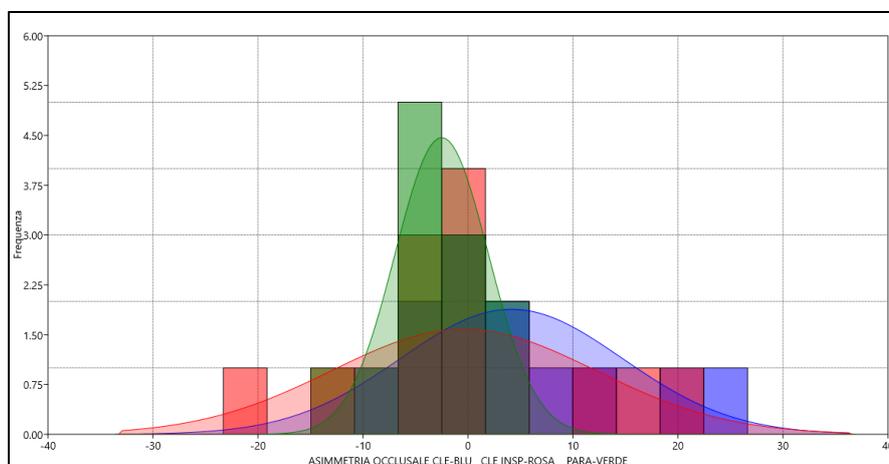
1. Per eseguire questa analisi abbiamo chiesto al soggetto stringere con la massima forza volontaria le arcate dentarie (Clench=CLE) e contemporaneamente abbiamo misurato e registrato la forza muscolare dei muscoli elevatori della mandibola e del collo.
2. Abbiamo fatto inspirare forzatamente e chiesto di eseguire un CLE. Nella inspirazione forzata si attivano i relativi muscoli e per di più quelli accessori che producono un lieve effetto cervicale. A seguito di ciò la nuova posizione di retrusione massima mandibolare, al serramento forzato (CLE INSP), evidenzia eventuali valori occlusali diversi.
3. Abbiamo inserito nella cavità orale dei soggetti un Parabite Malpezzi per equilibrare la malocclusione e chiesto di stringere i denti con la massima forza (PARA).

### **ASIMMETRIA DEL CARICO OCCLUSALE O DEL BARICENTRO DX vs SX:**

è un indice di valutazione della asimmetria di contrazione muscolare, ovvero della condizione occlusale, tra lato sinistro e destro. L'indice di normalità varia  $\pm 10\%$ , assumendo valori positivi in caso di prevalenza occlusale destra e valori negativi in caso di prevalenza occlusale sinistra. Valori superiori possono portare, nel tempo, alla patologia disfunzionale.

### **Grafico Fit Normal della ASIMMETRIA OCCLUSALE**

la distribuzione relativa alla variabile PARA presenta una curva più stretta rispetto alle distribuzioni per le variabili CLE (in blu) e CLE INSP (in rosa). All'interno della distribuzione PARA, infatti, i valori che oscillano attorno alla media della



curva gaussiana sono più concentrati, mentre nelle altre due curve si assiste a una distribuzione dei valori più ampia.

**Significato clinico:** questo grafico suggerisce che, con l'uso del Parabite, c'è stata maggior simmetria nel carico oclusale, ovvero il baricentro Dx vs Sx è stato meglio conseguito. Pertanto minore effetto malocclusivo sul baricentro di asimmetria.

### Tabella della statistica univariata dell'asimmetria

Univariate statistics			
	CLE ASIMMETRIA	CLEINSP ASIMMETRIA	PARA ASIMMETRIA
<b>N</b>	12	12	12
<b>Min</b>	-10,12	-23,29667	-11,98
<b>Max</b>	26,63	21,88	4,06
<b>Sum</b>	49,68	-4,761667	-30,02
<b>Mean</b>	4,14	-0,3968056	-2,501667
<b>Std. error</b>	3,053208	3,631828	1,286852
<b>Variance</b>	111,865	158,2821	19,87185
<b>Stand. dev</b>	10,57662	12,58102	4,457785
<b>Median</b>	0,98	-2,085	-3,07
<b>25 prcntil</b>	-3,07	-5,501667	-3,585
<b>75 prcntil</b>	12,0625	9,584167	0,8275
<b>Skewness</b>	1,008537	0,1658029	-0,4292136
<b>Kurtosis</b>	0,496793	0,2217118	0,9093761
<b>Geom. mean</b>	0	0	0
<b>Coeff. var</b>	255,474	-3170,576	-178,1926

Il valore medio di tutti e tre i campioni è da intendersi in un range fisiologico; la reale differenza sta nella Varianza e nella Deviazione Standard. Nel campione CLE la SD=10,57, CLE INSP SD=12,58 e PARA SD=1,29, si deduce che nel PARA SD (circa il 68 % dei valori) la variazione attorno al valore medio è minore rispetto agli altri due campioni, con significato clinico di migliore stabilità percettiva del baricentro oclusale latero Dx vs latero Sx.

### Test di Shapiro-Wilk per la normalità della distribuzione dei valori

Tests for normal distribution			
	CLE ASIMMETRIA	CLEINSP ASIMMETRIA	PARA ASIMMETRIA
<b>N</b>	12	12	12
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,9101	0,9328	0,9216
<b>p(normal)</b>	0,2139	0,4109	0,2991

Il test di Shapiro-Wilk per la verifica della normalità della curva. La tabella mostra che ogni campione esaminato (CLE, CLE INSP, PARA) hanno la p maggiore di 0,05, mostrando assenza di significatività, quindi tutti e tre i campioni sono rappresentati dalla curva gaussiana normale.

## ANALISI DELL'ATTIVAZIONE OCCLUSALE DEL CAMPIONE

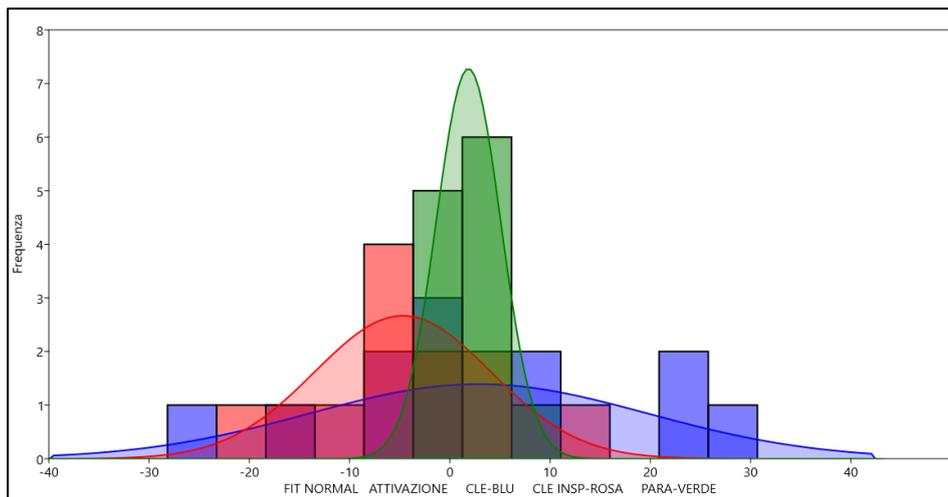
L'attivazione è relativa alla somma tra l'attività dei muscoli temporali (attivazione anteriore occlusale) con l'attività dei muscoli masseteri (attivazione posteriore occlusale). Una maggior attivazione anteriore è corrisposta a una maggior attività contrattile dei muscoli temporali, mentre una maggior attivazione posteriore corrisponde a una maggior attività contrattile dei muscoli masseteri.

Valori vicini a 0, è la differenza tra l'attivazione dei muscoli temporali vs masseteri;

Valori negativi, lavorano maggiormente i temporali, con maggior carico occlusale anteriore (premolari, canini, incisivi);

Valori positivi, lavorano maggiormente i masseteri con maggior carico occlusale posteriore (sui molari).

### Grafico Fit Normal dell'indice di ATTIVAZIONE DEL CARICO OCCLUSALE



La distribuzione PARA presenta la curva più stretta rispetto alle altre due: a seguire, vi è la curva in rosa relativa alla variabile CLE INSP, in ultimo la distribuzione per la variabile CLE.

**In clinica:** nel grafico si evidenzia che l'attivazione migliore è ottenuta per la variabile PARA: questo tipo di distribuzione, infatti, dimostra che, con il Parabite, l'attivazione di masseteri e temporali è più equilibrata; Con CLE INSP è prevalente un'attivazione anteriore: ciò è dovuto alla retrusione della mandibola in fase di inspirazione; la rettilineazione della cervicale fa arretrare la mandibola.

## Tabella della statistica univariata dell'attivazione

Univariate statistics			
	CLE ATTIVAZIONI	CLEINSP ATTIVAZIONI	PARA ATTIVAZIONI
<b>N</b>	12	12	12
<b>Min</b>	-28,17	-19,395	-3,59
<b>Max</b>	30,68	12,29	8,69
<b>Sum</b>	34,31	-56,35833	22,24
<b>Mean</b>	2,859167	-4,696528	1,853333
<b>Std. error</b>	4,870376	2,541822	0,931162
<b>Variance</b>	284,6468	77,53028	10,40475
<b>Stand. dev</b>	16,87148	8,805128	3,22564
<b>Median</b>	-1,005	-4,671667	1,67
<b>25 prcnil</b>	-5,7325	-8,738333	-0,1
<b>75 prcnil</b>	18,3625	0,445	4,0875
<b>Skewness</b>	-0,09033106	0,09503713	0,3882459
<b>Kurtosis</b>	-0,2395748	0,4876637	0,9449377
<b>Geom. mean</b>	0	0	0
<b>Coeff. var</b>	590,0838	-187,4817	174,0453

La media relativa alla variabile PARA è più vicina al valore 0 rispetto alle altre; inoltre, come si evince dalla deviazione standard e dalla varianza, per la variabile PARA si osservano valori più bassi, ossia vi è meno dispersione attorno alla media, rispetto a ciò che si osserva per le altre due variabili.

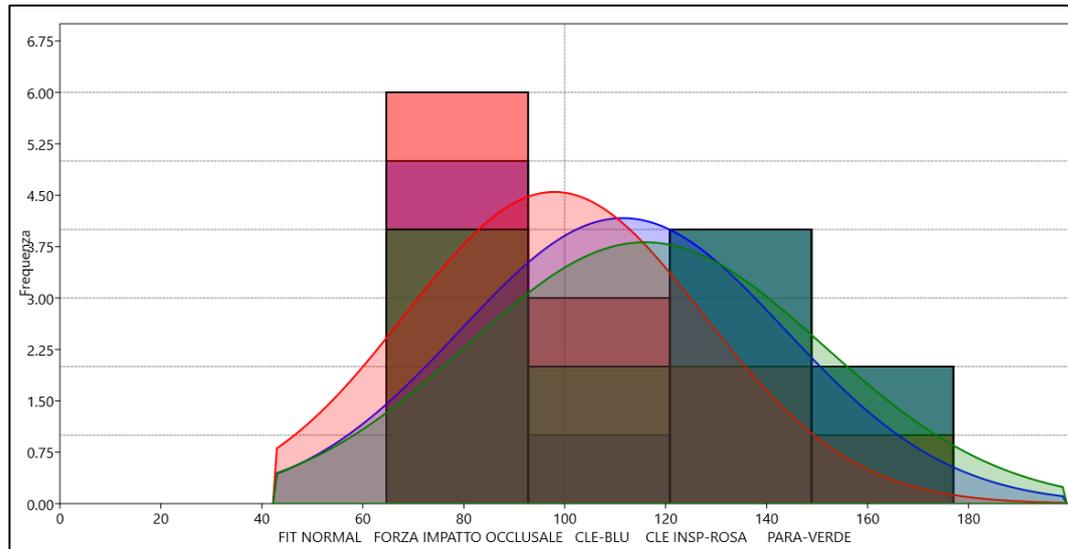
## Test di Shapiro-Wilk per la normalità della distribuzione dei valori

Tests for normal distribution			
	CLE ATTIVAZIONE	CLEINSP ATTIVAZIONI	PARA ATTIVAZIONE
<b>N</b>	12	12	12
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,9698	0,9529	0,9639
<b>p(normal)</b>	0,9086	0,6801	0,8379

Il test di Shapiro-Wilk per la verifica della normalità. La tabella mostra che ogni campione esaminato (CLE, CLE INSP, PARA) ha la p maggiore di 0,05, mostrando assenza di significatività, quindi tutti e tre i campioni sono rappresentati dalla curva gaussiana normale.

L'impatto occlusale è la massima forza che una persona può imprimere sui denti in 1 sec. ed è calcolata come la media tra i valori della forza registrati in 3 sec.

### Grafico Fit Normal dell'IMPATTO OCCLUSALE



La prestazione migliore si ottiene per la variabile PARA (verde), poiché la sua distribuzione è rappresentata più lontano dall'origine 0 del piano cartesiano rispetto alle altre due distribuzioni: questo vuol dire che la distribuzione PARA presenta al suo interno valori di forza più alti rispetto a CLE e CLE INSP.

Dal grafico quindi si evince che, mediamente, il campione ha espresso la maggior forza massima con il PARABITE.

**In clinica:** l'aumento dell'impatto occlusale è relativo ad alcuni parametri gnatologici, che sono:

- Dimensione verticale dei denti (soddisfa il range di scorrimento delle fibre muscolari dei muscoli elevatori della mandibola e ottiene il miglior risultato in termini di forza nella contrazione);
- Assenza di conflitti occlusali. Il conflitto occlusale, normalmente, deprime l'attività muscolare perché si introduce una noxa dolorosa tra i denti. Il dolore deprime la forza.

Pertanto, l'effetto migliorativo del Parabite Malpezzi ha ridotto i difetti gnatologici negli atleti.

## Tabella statistica univariata dell'impatto occlusale

Univariate statistics			
	CLE IMPACT	CLEINSP IMPACT	PARA IMPACT
<b>N</b>	12	12	12
<b>Min</b>	74,33	64,66667	78
<b>Max</b>	164,67	150,67	177
<b>Sum</b>	1338,33	1175,007	1391
<b>Mean</b>	111,5275	97,91722	115,9167
<b>Std. error</b>	9,315214	8,533445	10,17681
<b>Variance</b>	1041,278	873,8362	1242,811
<b>Stand. dev</b>	32,26885	29,56072	35,25352
<b>Median</b>	114	97,83333	116,5
<b>25 prcnil</b>	77,8325	70,1675	81,25
<b>75 prcnil</b>	134,9975	126,3333	139,25
<b>Skewness</b>	0,3126987	0,3821446	0,59186
<b>Kurtosis</b>	-1,216727	-1,198238	-0,7571314
<b>Geom. mean</b>	107,2749	93,90076	111,2264
<b>Coeff. var</b>	28,93353	30,1895	30,41281

La media relativa alla variabile PARA risulta essere superiore rispetto alle altre due, mentre la SD è molto simile tra loro.

## Test di Shapiro-Wilk per la normalità della distribuzione dei valori

Tests for normal distribution			
	CLE IMPACT	CLEINSP IMPACT	PARA IMPACT
<b>N</b>	12	12	12
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,9103	0,9055	0,8923
<b>p(normal)</b>	0,2153	0,1868	0,1261

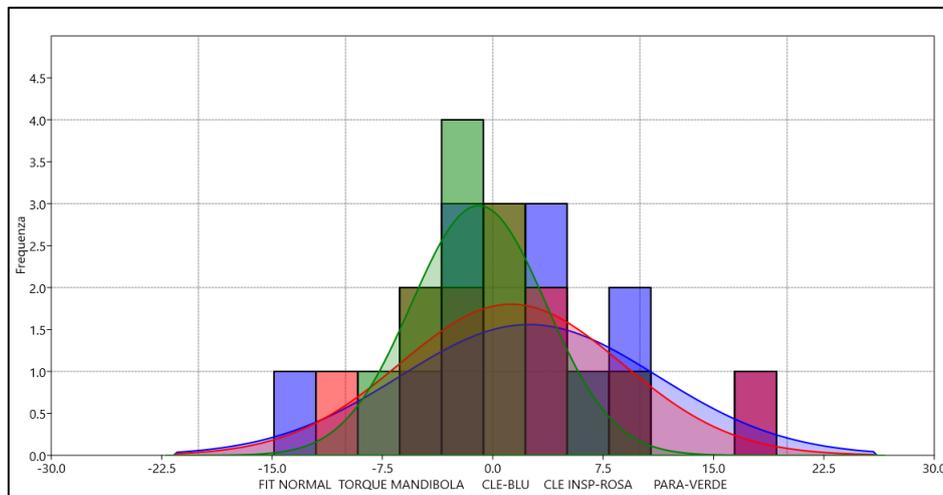
Il test di Shapiro-Wilk per la verifica della normalità. La tabella mostra che ogni campione esaminato (CLE, CLE INSP, PARA) ha la p maggiore di 0,05, mostrando assenza di significatività, quindi tutti e tre i campioni sono rappresentati dalla curva gaussiana normale.

## ANALISI DEL TORQUE MANDIBOLARE DEL CAMPIONE

Il torque mandibolare è la massima tensione alla quale viene sottoposta la mandibola in fase di serramento, valutata tra temporale e massetere controlaterale. È un coefficiente di torsione del carico occlusale verso l'A.T.M. destra o verso sinistra. Il segno positivo indica un carico prevalente verso l'A.T.M. destra, il segno negativo indica una prevalenza del carico verso l'A.T.M. sinistra. Per valori >10% nel tempo possiamo riscontrare la patologia disfunzionale dell'A.T.M.

I valori numerici riportati corrispondono quindi alla somma del massetere di destra più il temporale di sinistra meno la somma del massetere di sinistra più il temporale di destra.

### Grafico Fit Normal del TORQUE MANDIBOLARE



La media della curva di distribuzione PARA (verde) è più vicina al valore 0 dell'asse delle ascisse e la distribuzione dei valori è più ravvicinata al valore medio, mentre le altre due curve (CLE e CLE INSP) presentano un apice più distante dal valore medio rispetto a PARA e una dispersione maggiore dei valori attorno alla media. Le gaussiane di CLE e CLE INSP, infatti presentano una forma più “appiattita” rispetto a quella di PARA.

**In clinica:** Il risultato peggiore sembra essere quello della distribuzione CLE, la cui curva è di poco più “piatta” e più distante alla media rispetto a CLE INSP.

Il risultato migliore è invece quello ottenuto con la variabile PARA. Con il Parabite sembra esserci meno “torsione” a livello dell’ATM rispetto a ciò che si osserva con l’occlusione in assenza di Parabite Malpezzi.

### Test di Shapiro-Wilk per normalità della distribuzione dei valori

Tests for normal distribution			
	CLE TORQUE	CLEINSP TORQUE	PARA TORQUE
<b>N</b>	12	12	12
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,9788	0,9401	0,9493
<b>p(normal)</b>	0,9786	0,4997	0,6264

Dai valori di p relativi alla significatività, il test suggerisce che ciascun campione è normale.

## OSSERVAZIONI CLINICHE

Dall'analisi statistica dei dati ricavati dall'esame elettromiografico sull'attività dei muscoli implicati nell'occlusione, possiamo affermare che il campione dei 12 atleti da noi analizzato presenta una malocclusione. I risultati statistici, inoltre dimostrano che, correggendo la malocclusione con il Parabite Malpezzi si ha una miglior attivazione dei muscoli masseteri e temporali, miglior equilibrio dei baricentri oclusali e maggior forza d'impatto oclusale. Anche il torque oclusale diminuisce a salvaguardia dalla patologia disfunzionale dell'A.T.M. Ciò è molto importante, perché nell'attività agonistica l'A.T.M. è maggiormente sotto sforzo per i continui clenches di cui ha bisogno per stabilizzare la testa.

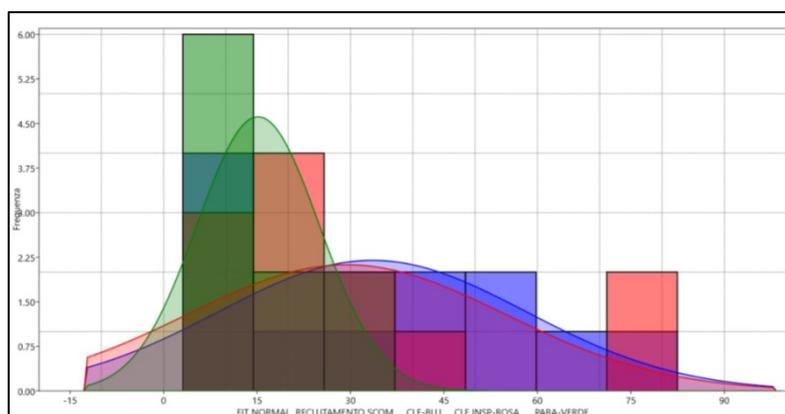
Per quanto riguarda l'impatto oclusale, come abbiamo già descritto in precedenza, con il Parabite Malpezzi abbiamo migliorato la dimensione verticale dei denti ed eliminato i conflitti oclusali, permettendo un miglior impatto oclusivo, che, come verrà descritto successivamente nella tesi, permette una miglior prestazione della muscolatura dell'arto superiore, inferiore e della postura dinamica.

## STATISTICA DELL'ATTIVITA' DEI MUSCOLI DEL COLLO CON EMG

### RECLUTAMENTO DEI MUSCOLI SCOM (STERNOCLEIDOMASTOIDEI)

Nel clench (massima contrazione volontaria dei muscoli elevatori della mandibola), il reclutamento corrisponde alla forza necessaria per la stabilizzazione della testa.

### Grafico Fit Normal del RECLUTAMENTO DEGLI SCOM:



La curva verde (PARA) presenta il valore medio più vicino a 0 rispetto alle altre due, a riprova che il reclutamento nella fase oclusale dello SCOM è stato minore rispetto al CLE e al CLE INSP.

**In clinica:** ciò dimostra che, in presenza di buona occlusione, l'intervento di stabilizzazione della testa da parte dello SCOM è minore; viceversa, nella malocclusione abbiamo un aumento dell'attività dello SCOM per equilibrare la testa. Inoltre, CLE e CLE INSP presentano una distribuzione di valori attorno alla media più ampia, quindi ci aspetteremo, relativamente a queste due variabili, una SD maggiore rispetto a PARA.

## Tabella della statistica univariata del reclutamento degli SCOM

Univariate statistics			
	CLE CRecISCOM	CLEINSP CRecISC	PARA CRecISCOM
<b>N</b>	12	12	10
<b>Min</b>	3,39	3,42	3,09
<b>Max</b>	77,05	82,47	32,16
<b>Sum</b>	402,19	352,3017	151,69
<b>Mean</b>	33,51583	29,35847	15,169
<b>Std. error</b>	7,131638	7,381235	3,100748
<b>Variance</b>	610,3232	653,7916	96,14641
<b>Stand. dev</b>	24,70472	25,56935	9,805428
<b>Median</b>	33,41	20,01667	13,21
<b>25 prcnil</b>	8,83	12,7425	7,765
<b>75 prcnil</b>	51,5175	36,32	20,535
<b>Skewness</b>	0,330379	1,431983	0,9909403
<b>Kurtosis</b>	-1,064449	1,137122	0,1085242
<b>Geom. mean</b>	22,77478	20,82046	12,40937
<b>Coeff. var</b>	73,71059	87,0936	64,64123

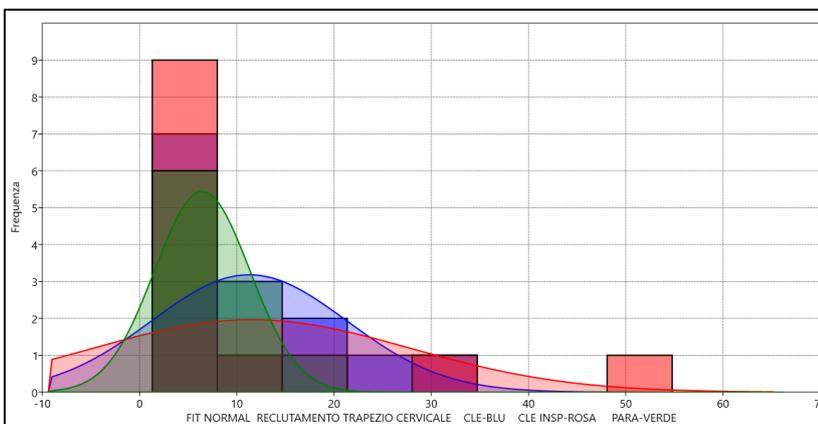
Dai dati univariati della tabella, si osserva che la media di PARA=15% (valore normale), mentre CLE=33% e CLE INSP=29% sono valori alti che possono portare alla patologia cervicale. Da ciò si comprende che la malocclusione comporta un maggior intervento degli SCOM per la stabilizzazione della testa e viceversa la buona occlusione determina un minor reclutamento degli SCOM in fase oclusale.

Gli atleti stringono i denti durante la loro attività agonistica sollecitando il tratto cervicale, come

dimostrato sia nel grafico che nella statistica.

## RECLUTAMENTO DEL TRAPEZIO

### Grafico Fit Normal del RECLUTAMENTO DEL TRAPEZIO



Come per gli SCOM, anche per il trapezio il reclutamento è migliore con l'utilizzo del Parabite Malpezzi; la curva di distribuzione PARA (verde) è più ristretta rispetto alle altre due curve e i valori della distribuzione sono molto più vicini alla media rispetto

a ciò che si osserva nelle altre due curve.

**In clinica:** la media di PARA è la più vicina al valore 0, suggerendo che la normo-occlusione generata dal Parabite determini un minor reclutamento del trapezio e la dispersione dei valori è molto vicina al valore medio. Viceversa, la malocclusione determina un maggior reclutamento dei trapezi, con valori molto più dispersi attorno alla media. La riprova è presente nella tabella successiva.

## Tabella della statistica univariata del reclutamento del trapezio

Univariate statistics			
	CLE CREdTRP	CLEINSP CREdTR	PARA CREdTRP
<b>N</b>	12	12	10
<b>Min</b>	1,32	1,31	1,61
<b>Max</b>	33,89	54,77	15,7
<b>Sum</b>	135,32	138,4083	64,46
<b>Mean</b>	11,27667	11,53403	6,446
<b>Std. error</b>	2,903577	4,70439	1,549762
<b>Variance</b>	101,1691	265,5754	24,01763
<b>Stand. dev</b>	10,05829	16,29648	4,900778
<b>Median</b>	7,485	4,495	5,175
<b>25 prcntil</b>	4,4825	3,108333	2,3075
<b>75 prcntil</b>	17,0625	11,24333	10,0475
<b>Skewness</b>	1,302879	2,232361	0,8518096
<b>Kurtosis</b>	1,023844	4,469843	-0,3467533
<b>Geom. mean</b>	7,607996	6,172785	4,821011
<b>Coeff. var</b>	89,19557	141,2905	76,02821

La media relativa alla variabile PARA=6% è più bassa rispetto alle altre due CLE=11% e CLE INSP=11%, mentre la SD di PARA=4,9%, quella di CLE=10% e CLE INSP=16%, a riprova di quanto è già affermato nel grafico Fit Normal.

**In clinica:** la buona occlusione determina un minor reclutamento dei muscoli trapezi, viceversa in presenza di malocclusione si osserva ad un maggior reclutamento dei muscoli trapezi per la

stabilizzazione del capo.

## VALUTAZIONE DEL RECLUTAMENTO PERCENTUALE DELLO SCOM E DEL TRAPEZIO NEL MEDESIMO TEST OCCLUSALE

	RECLUTAMENTO			DIFF %
	SCOM	TRAPEZIO		
CLE	33	11	22	
CLE INSP	29	11	18	
PARA	15	6	9	
DIFF % CLE-PARA	18	5		
DIFF % CLE INSP-PARA	14	5		

Essendo i dati di reclutamento SCOM e trapezio in percentuale, sono confrontabili tra loro.

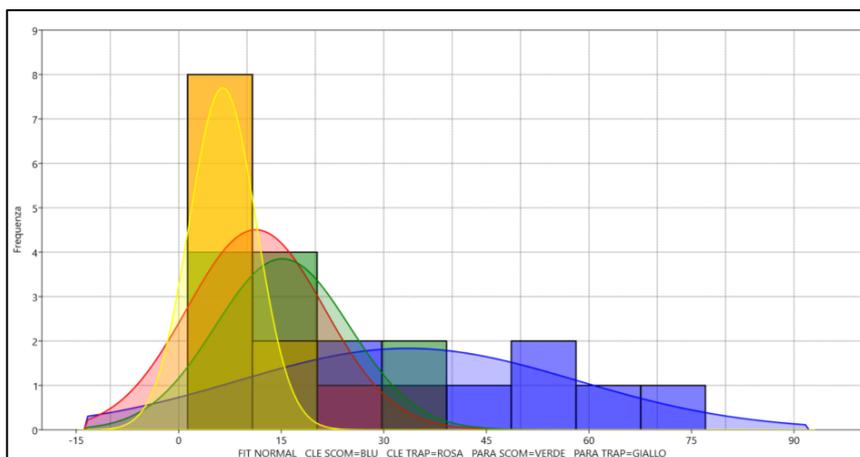
Si osserva un reclutamento dello SCOM con CLE=33%, PARA=15%: ciò indica che in questo campione l'effetto malocclusivo

aumenta la percentuale di reclutamento del 18%. Analoga è la situazione del trapezio, dove PARA=6% e CLE=11%, con una differenza del 5%. Al di là dei numeri, vediamo che l'effetto di reclutamento in questo campione raddoppia.

Per quanto riguarda il confronto tra il reclutamento SCOM e trapezio, osserviamo che la differenza nel CLE è del 22% e nel PARA 9%. Pertanto, il muscolo più coinvolto dall'occlusione è lo SCOM.

**In clinica:** nella condizione di malocclusione raddoppia l'azione di reclutamento muscolare del trapezio e dello SCOM; ciò aumenta la fatica muscolare, che col tempo può produrre una disfunzione spesso chiamata "cervicale".

## Grafico Fit Normal del CONFRONTO DI RECLUTAMENTO SCOM-TRAPEZIO per le variabili CLE e PARA



### TRAPEZIO

Il reclutamento minore con minor dispersione dei valori risulta con la variabile occlusale PARA (giallo) (media=6% SD=4,9%). Per quanto riguarda il reclutamento del trapezio per la variabile CLE (rosa), la media e la

deviazione standard hanno un valore maggiore (media CLE TRP=11% con SD=10%).

### SCOM

Il reclutamento minore con minor dispersione dei valori si presenta con la variabile occlusale PARA (verde) la media=15% SD=9,8%. Per quanto riguarda il reclutamento dello SCOM per la variabile CLE (BLU), la media e la deviazione standard hanno un valore maggiore (media CLE SCOM=33% SD=24,7%).

Con il Parabite (gialla e verde), quindi con la normalizzazione dell'occlusione, vediamo che il quadro tende a normalizzarsi.

### Domanda clinica: quale correlazione nel reclutamento tra i trapezi e gli SCOM?

Criterio di esclusione: il test del clench con l'inspirazione forzata viene escluso perché può essere fortemente influenzato dall'atto inspiratorio.

### Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni nel reclutamento SCOM e trapezio

	CLE CRecdSCOM	CLE CREdTRP	PARA CRecdSCOM	PARA CREdTRP
<b>N</b>	12	12	10	10
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,9334	0,8528	0,8707	0,8892
<b>p(normal)</b>	0,4175	0,03973	0,1019	0,1662

La popolazione CLE TRP  $p=0,039$ , questa popolazione di valori è una di distribuzione asimmetrica. Pertanto, utilizziamo il test di correlazione non parametrica di Spearman:

## Test di correlazione non parametrica di Spearman's rs

Table	Plot				
		CLE CReclSCO	CLE CReclTRP	PARA CReclSCO	PARA CReclTI
CLE CReclSCO			0,47053	0,51089	0,32666
CLE CReclTRP	0,23077			0,22911	0,080413
PARA CReclSCO	0,23636	-0,41818			0,86751
PARA CReclTI	-0,34651	0,57751	0,060791		

Correlation statistic

Linear r (Pearson)  
 Spearman's D  
 Spearman's rs  
 Kendall's tau

Dalla tabella le correlazioni tra gli SCOM e i trapezi sono basse ma purtroppo i valori non significativi, pertanto non certi.

Da questo campione pare d'intendere che il reclutamento dello SCOM e del trapezio siano reclutati sia dall'occlusione (poco), sia da una genesi diversa (compensazioni per la stabilizzazione del collo, ecc.).

## IMOOVE: INTRODUZIONE AL TEST E STATISTICA



Il test consiste in una prova della durata di 1 minuto, durante la quale agli atleti è stato chiesto di mantenere l'equilibrio sulla pedana d'appoggio podalico mentre questa si muoveva con un movimento ellissosferico, e nel mentre esercitare una tensione costante a livello degli elastici messi in tensione dagli arti superiori;

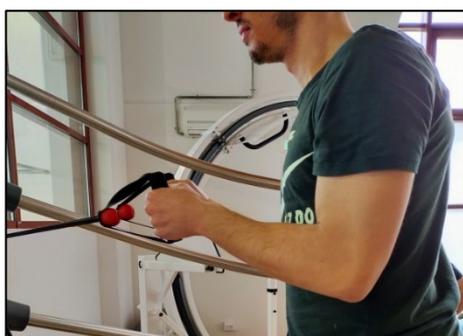
La base d'appoggio è inoltre soggetta a cambi di rotazione che avvengono in periodi di tempo non prevedibili, secondo una sequenza random.

La macchina ha registrato due tipologie di dati:

- La differenza di tensione tra arto superiore destro e sinistro esercitata a livello delle rispettive fasce elastiche;
- l'orientamento del carico d'appoggio percepito sulla pedana e tradotto in coordinate X e Y;

### ARTI SUPERIORI

Il lavoro di tensione esercitato a livello delle fasce prevede che i gomiti di entrambi gli arti lavorino addotti e flessi con un angolo di circa 90°;



I ragazzi sono stati inoltre esortati a mantenere costante la tensione a livello delle fasce, poiché una mancata lettura di tensione da parte della macchina causa la perdita dei dati relativi a tale performance.

Ciò che viene registrato dalla macchina è un delta, ossia una differenza tra la forza di trazione espressa dall'arto destro e la forza di trazione espressa dall'arto sinistro; questo tipo di prestazione viene convertito in circa 3000 valori numerici (i delta), registrati ogni 0,02s. Questi delta sono negativi o positivi a seconda del tipo di dominanza espressa a livello degli arti superiori: a valore delta negativo corrisponde una maggior tensione esercitata dall'arto sinistro, quindi in quel frangente temporale l'arto sinistro ha esercitato più tensione sulla fascia rispetto all'arto destro; viceversa, se il valore di delta è positivo, vuol dire che l'arto destro ha esercitato maggior tensione rispetto all'arto sinistro. Più è simile la tensione esercitata tra arto destro e sinistro, maggiormente il delta corrispondente sarà un valore vicino allo 0. Questa tensione trasmessa per mezzo delle fasce è percepita dalla macchina per mezzo di un sensore al suo interno: per questo, abbiamo esortato gli atleti a mantenere sempre le fasce in tensione, onde evitare la mancata registrazione dei valori.

## IL DISPLAY



L'I-Moove® presenta un display con il quale si accede ai comandi per impostare il tipo di attività e il grado di difficoltà ad essa associato;

Per quanto riguarda gli arti superiori, i livelli di difficoltà (o meglio, di sensibilità) sono 3, mentre i livelli di difficoltà relativi all'appoggio podalico sono 6;

Nel primo caso, più è elevata la sensibilità (sensitivity), più difficile sarà mantenere il cursore all'interno del bersaglio.

## Input visivo



la macchina offre la possibilità di ricevere un input visivo in merito alla prestazione degli arti superiori attraverso la proiezione di una barra di orientamento all'interno di un display, costituita da un bersaglio

centrale e da un cursore (in blu). Quando il cursore si trova nei pressi del bersaglio, l'area centrale diventa verde, mentre quando il cursore si trova al di fuori del bersaglio, l'area centrale diventa rossa; questo cursore si sposta all'interno della barra dipendentemente dall'entità e dall'orientamento della tensione percepita dalla macchina: ad esempio, se viene esercitata maggior tensione da parte dell'arto destro, il cursore si presenterà scentrato dal marker e spostato a destra, viceversa per l'arto sinistro; più la tensione esercitata dai due arti è simile (e quindi la differenza dei due valori è vicina allo 0), più il cursore si trova nei pressi del marker centrale.

Per i test su Moove® abbiamo disattivato questa funzione: Gli atleti non avevano quindi la possibilità di guidare e correggere gli eventuali sbilanciamenti di tensione poiché non avevano sott'occhio l'andamento della differenza di tensione suggerito dal cursore.



**Abbiamo deciso di escludere l'input visivo da questo test** per rendere più limpide eventuali differenze/correlazioni trasmesse dalla variabile occlusale ed evitare eventuali correzioni volontarie della postura suggerite dall'andamento del cursore.

Il cursore in movimento era visibile solamente nei tre secondi antecedenti al test, dopodiché spariva e rimaneva solamente la barra grigia con il marker centrale di un colore più scuro (vedi figura).

## ARTI INFERIORI



Gli atleti salivano sulla pedana senza scarpe e durante il test è stato chiesto loro di mantenere una posizione di semi-squat: ginocchia e busto leggermente flessi e bacino in lieve retroversione.

Il posizionamento dei piedi è stato uguale per tutti e facilmente rispettabile grazie anche alla presenza di marker di posizione

sulla superficie della pedana: tale accortezza fa sì che i piedi siano simmetrici tra loro e perfettamente in linea con il fulcro di rotazione della pedana.

La difficoltà associata all'appoggio podalico è legata alla velocità di rotazione della pedana: all'aumentare della difficoltà, aumenta di conseguenza la velocità di rotazione. Risulta quindi più

difficile gestire l'equilibrio e rispondere adeguatamente a repentini cambi di verso della rotazione ellisso-sferica.

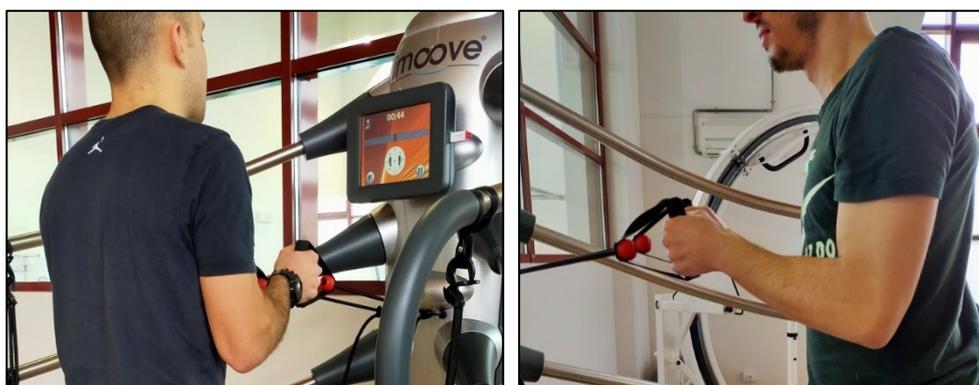
La pedana, che è in grado di percepire la forza peso a cui viene sottoposta, rileva l'orientamento del carico dell'appoggio podalico durante i 60 secondi in cui essa è in movimento, e traduce queste informazioni sotto forma di 20 punti costituiti da coordinate X e Y.

Abbiamo utilizzato lo stesso livello di difficoltà per tutto il campione: livello 2 di sensibilità per gli arti superiori e difficoltà 4 per l'appoggio podalico.

I dati che abbiamo ottenuto sono stati registrati e salvati all'interno di una chiavetta USB, per poi essere trasmessi ed elaborati statisticamente a computer.

### STATISTICA VALORI BRACCIO I-MOOVE®

Andiamo adesso ad elaborare statisticamente i dati ottenuti dalla differenza tra la forza di tensione esercitata dai due arti superiori durante il test.

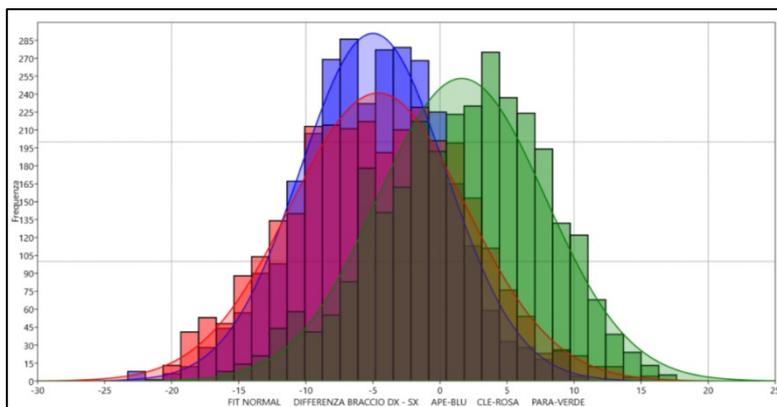


#### Test di Shapiro-Wilk (arti superiori)

Tests for normal distribution			
	APE BRACCIO	CLE BRACCIO	PARA BRACCIO
<b>N</b>	3000	3000	3000
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,9977	0,9959	0,9901
<b>p(normal)</b>	0,0001681	2,377E-07	1,412E-13

Il test di Shapiro-Wilk afferma che tutte e tre le curve di distribuzione sono asimmetriche.

## Grafico Fit Normal (arti superiori)



Abbiamo confrontato i valori relativi alla differenza tra braccio destro e braccio sinistro tra di loro attraverso il grafico Fit Normal: il grafico ha creato tre curve di Gauss “normalizzate” rappresentate su un asse cartesiano in cui sull’asse delle ascisse vi sono i valori di differenza tra braccio destro e

braccio sinistro, mentre sull’asse delle ordinate è rappresentata la frequenza in cui tali valori si sono manifestati.

La curva verde relativa alla variabile PARA presenta una media (corrispondente all’apice della curva) più vicina al valore 0 sulle ascisse rispetto alle altre due curve (rosa per la variabile CLE, blu per la variabile APE). Infatti, come è riscontrabile anche dall’elaborazione statistica dei dati, il valore medio (MEAN) di PARA è 1,62 mentre i valori medi di APE e CLE sono rispettivamente di -4,9 e -4,6. Avendo la media più vicina allo zero, possiamo dedurre che con PARA ci sia stato un miglior equilibrio sulla gestione della forza delle due braccia, mentre al contrario, con APE e CLE, che presentano un valore medio simile, c’è stata una dominanza del braccio sinistro.

## Tabella della statistica univariata degli arti superiori

Univariate statistics			
	APE BRACCIO	CLE BRACCIO	PARA BRACCIO
<b>N</b>	3000	3000	3000
<b>Min</b>	-23,27586	-20,54545	-16,65625
<b>Max</b>	10,15625	15,625	17,63636
<b>Sum</b>	-14997	-13841,85	4874,638
<b>Mean</b>	-4,998999	-4,61395	1,624879
<b>Std. error</b>	0,09915353	0,1197121	0,1139111
<b>Variance</b>	29,49427	42,99297	38,92719
<b>Stand. dev</b>	5,430862	6,556902	6,239166
<b>Median</b>	-4,848485	-4,666667	2,181818
<b>25 prcnil</b>	-8,625	-9,212121	-2,515152
<b>75 prcnil</b>	-1,212121	0,1515152	6,121212
<b>Skewness</b>	-0,09173963	0,06219852	-0,3053301
<b>Kurtosis</b>	67,14984	58,83383	58,88446
<b>Geom. mean</b>	0	0	0
<b>Coef. var</b>	-108,639	-142,1104	383,9772

## ANOVA (arti superiori)

Several-sample tests					
One-way ANOVA	Residuals	Tukey's pairwise	Kruskal-Wallis	Mann-Whitney pairwise	Dunn's post hoc
<b>Test for equal means</b>					
	<b>Sum of sqrs</b>	<b>df</b>	<b>Mean square</b>	<b>F</b>	<b>p (same)</b>
<b>Between groups:</b>	82947	2	41473,5	1117	0
<b>Within groups:</b>	334132	8997	37,1381		<b>Permutation p (n=99999)</b>
<b>Total:</b>	417079	8999			1E-05
<b>Components of variance (only for random effects):</b>					
<b>Var(group):</b>	13,8121	<b>Var(error):</b>	37,1381	<b>ICC:</b>	0,27109
<b>omega<sup>2</sup>:</b>	0,1987				

- **Indice di Fisher (F):** è pari a 1117, valore di gran lunga superiore a 0: ciò ribadisce la diversità dei campioni, resta solo da indagare se tale diversità è presente tra tutti e tre i campioni, o tra due.
- **Test di Kruskal-Wallis**

<b>Kruskal-Wallis test for equal medians</b>	
<b>H (chi<sup>2</sup>):</b>	1778
<b>H<sub>c</sub> (tie corrected):</b>	1778
<b>p (same):</b>	0
There is a significant difference between sample medians	

Il valore di  $chi^2$  è di gran lunga superiore a 0: ciò sta ad indicare nuovamente che all'interno di queste distribuzioni c'è molta diversità, resta solo da dimostrare se tutte e tre le distribuzioni sono diverse tra di loro, oppure no.

Per individuare tra quali campioni vi è diversità utilizziamo il **test a coppie di Mann-Whitney**:

- **Test a coppie di Mann-Whitney**

Several-sample tests			
One-way ANOVA	Residuals	Tukey's pairwise	Mann-Whitney pairwise
Raw p values, uncorrected significance			
	<b>APE BRACCIO</b>	<b>CLE BRACCIO</b>	<b>PARA BRACCIO</b>
<b>APE BRACCIO</b>		0,0273	0
<b>CLE BRACCIO</b>	0,0273		1,581E-256
<b>PARA BRACCIO</b>	0	1,581E-256	

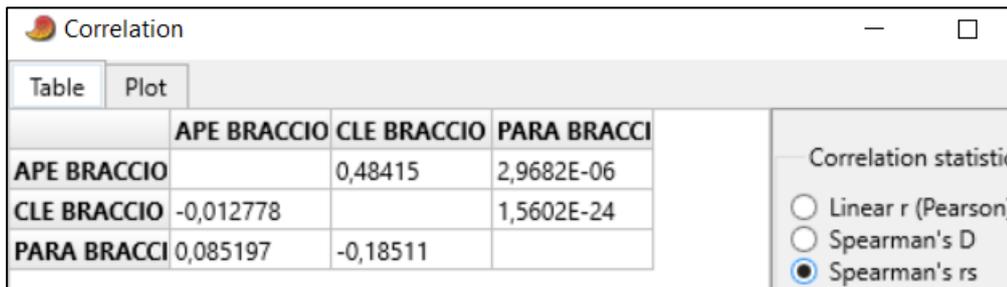
Il test ci informa sulla diversità tra i campioni.

I valori di p sono tutti inferiori a 0,05, perciò le distribuzioni non fanno parte della stessa popolazione di valori; pertanto, le tre distribuzioni

non fanno parte dello stesso test.

A questo punto, per studiare la correlazione e la relativa significatività di queste distribuzioni asimmetriche, utilizziamo il **test di Spearman rs**:

### Test di correlazione non parametrica di Spearman rs



	APE BRACCIO	CLE BRACCIO	PARA BRACCI
APE BRACCIO		0,48415	2,9682E-06
CLE BRACCIO	-0,012778		1,5602E-24
PARA BRACCI	0,085197	-0,18511	

Correlation statistic

- Linear r (Pearson)
- Spearman's D
- Spearman's rs

Il test di Spearman ci informa sulla correlazione tra i valori dei tre test e le relative significatività: si

osserva dai valori indicanti la forza di correlazione e i relativi valori di p, che tra i campioni APE e CLE c'è una non significativa assenza di correlazione (**rs=-0,01** e **p=0,48**), e anche tra APE e PARA (**rs=0,08** e **p=2,9682E-06**), dove però la correlazione è significativa. C'è però una bassa correlazione inversa significativa tra CLE e PARA (**rs=-0,18**, e **p=1,5602E-24**).

### OSSERVAZIONI (arti superiori):

Questi diversi test presentano sostanzialmente una mancanza di correlazione tra i campioni, e quindi i tre test (APE, CLE e PARA) sono indipendenti l'uno dall'altro; si può dire quindi che la variabile oclusale ha causato risposte diverse del braccio, e, da come si osserva dalla media e dal Fit Normal, risulta che con l'occlusione dentale (CLE) e l'inocclusione dentale (APE) ci sia stata una dominanza di espressione della forza con il braccio sinistro, mentre **con il Parabite Malpezzi (PARA) ci sia stato maggior equilibrio sulla gestione delle forze.**

### STATISTICA APPOGGIO PODALICO I-MOOVE®

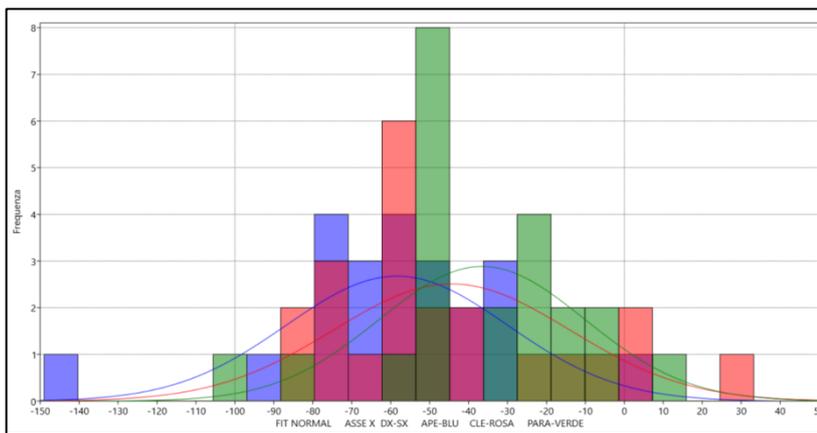
### VALUTAZIONE DELL'ASSE DELLE X (appoggio plantare sul piano latero-laterale)

## Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni (asse x)

Tests for normal distribution			
	APE X M TOT	CLE X M TOT	PARA X M TOT
<b>N</b>	22	22	22
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,8838	0,8977	0,9459
<b>p(normal)</b>	0,01426	0,02678	0,2609

Il test di Shapiro-Wilk individua come distribuzioni asimmetriche quelle per le variabili APE e CLE, mentre la curva di distribuzione per la variabile PARA risulta essere una normale simmetrica. Ricordiamo che la asimmetria delle curve di distribuzione di APE e CLE sono definite secondo tale definizione poiché presentano un valore di p associato di  $p(\text{APE})=0,014$  e  $p(\text{CLE})=0,026$ , mentre la simmetria della distribuzione normale PARA è confermata da un valore di p associato  $p(\text{PARA})=0,26$ .

## Grafico Fit Normal (asse x)



Le medie di tutte e tre le curve sono negative, quindi c'è stata una tendenza a caricare il peso corporeo maggiormente verso sinistra. Ad ogni modo, il valore medio di PARA (in verde) risulta essere più vicino al valore 0 sull'asse delle ascisse rispetto a CLE (in rosa) e APE (in blu).

## Tabella della statistica univariata dell'asse delle x

Univariate statistics			
	APE X M TOT	CLE X M TOT	PARA X M TOT
<b>N</b>	21	21	21
<b>Min</b>	-88,5	-80,70588	-85,81818
<b>Max</b>	4,444444	33,25	13,75
<b>Sum</b>	-1135,584	-927,36	-701,5584
<b>Mean</b>	-54,07545	-44,16	-33,40754
<b>Std. error</b>	4,475611	6,786247	4,918138
<b>Variance</b>	420,6529	967,1162	507,9497
<b>Stand. dev</b>	20,50982	31,09849	22,53774
<b>Median</b>	-55,27778	-57	-31,05556
<b>25 prcnil</b>	-70,70139	-67,94444	-47,41667
<b>75 prcnil</b>	-39,57843	-19,12222	-18,86111
<b>Skewness</b>	0,9605081	0,9868415	-0,07736004
<b>Kurtosis</b>	1,993291	0,3279912	0,3892541
<b>Geom. mean</b>	0	0	0
<b>Coeff. var</b>	-37,92816	-70,42231	-67,46303

## ANOVA (asse x)

Several-sample tests					
One-way ANOVA	Residuals	Tukey's pairwise	Kruskal-Wallis	Mann-Whitney pairwise	Dunn's post hoc
<b>Test for equal means</b>					
	<b>Sum of sqrs</b>	<b>df</b>	<b>Mean square</b>	<b>F</b>	<b>p (same)</b>
<b>Between groups:</b>	5400,46	2	2700,23	3,334	0,04204
<b>Within groups:</b>	51023,2	63	809,891		<b>Permutation p (n=99999)</b>
<b>Total:</b>	56423,6	65			0,0425
<b>Components of variance (only for random effects):</b>					
<b>Var(group):</b>	85,9244	<b>Var(error):</b>	809,891	<b>ICC:</b>	0,0959175
<b>omega<sup>2</sup>:</b>	0,06606				

- **Indice di Fisher (asse x):**

L'indice di Fisher è pari a 3,334, quindi il test suggerisce che c'è poca differenza tra le tre variabili. Questa poca differenza risulta essere significativa per un valore di  $p=0,04$ .

- **Test di Kruskal-Wallis (asse x):**

Kruskal-Wallis test for equal medians	
<b>H (chi<sup>2</sup>):</b>	7,253
<b>H<sub>c</sub> (tie corrected):</b>	7,253
<b>p (same):</b>	0,02661
There is a significant difference between sample medians	

Il test di Kruskal-Wallis dà come  $chi^2$  un valore poco più alto di 0, confermando che c'è poca differenza tra i campioni, e poiché il p associato è  $p=0,02$ , il test dimostra che la differenza tra i tre campioni è significativa.

- **Test di Mann-Whitney (asse x):**

Several-sample tests				
One-way ANOVA	Residuals	Tukey's pairwise	Kruskal-Wallis	Mann-Whitney
Raw p values, uncorrected significance				
	APE X M TOT	CLE X M TOT	PARA X M TOT	
APE X M TOT		0,3851	0,004677	
CLE X M TOT	0,3851		0,1556	
PARA X M TOT	0,004677	0,1556		

APE e PARA sono significativamente diversi ( $p=0,004$ ), mentre non si può affermare con certezza che tra APE e CLE e tra CLE e PARA ci sia diversità, poiché il p associato al confronto

APE-CLE è  $=0,38$ , e il p associato al confronto tra PARA e CLE è  $p=0,15$ .

### Test di correlazione di Spearman's rs (asse x)

Correlation			
Table	Plot		
	APE X M TOT	CLE X M TOT	PARA X M TO
APE X M TOT		0,25808	0,79326
CLE X M TOT	-0,25191		0,45401
PARA X M TO	0,059289	0,16831	

Tra APE e CLE è presente una moderata correlazione inversa non significativa ( $r_s=-0,25$ );  
Tra APE e PARA non c'è correlazione e non c'è significatività ( $r_s=0$  e  $p=0,79$ );

Tra CLE e PARA c'è una bassa correlazione non significativa ( $r_s=0,16$  e  $p=0,45$ ).

In generale, Sembra che non ci sia una significativa correlazione tra APE e CLE, CLE e PARA, e tra PARA e APE sull'asse x.

### OSSERVAZIONI (asse x):

In generale, dall'elaborazione statistica dei dati relativi all'appoggio plantare sul piano latero-laterale (asse delle X), osserviamo che l'ANOVA in particolare dà come responso che **la variabile non influisce sulle lateralità** e quindi **le accelerazioni laterali sull'asse x non sono influenzate dalla variabile oclusale**.

**Osservazione clinica:** Questo risultato sull'asse delle x è coerente con la nostra aspettativa, in quanto l'asse x è il piano frontale del nostro corpo, e pertanto non risulta influenzato dalle accelerazioni positive che destabilizzano il capo sul piano sagittale, come ipotizzato nella parte iniziale di questa tesi (vedi asse muscolare anteriore).

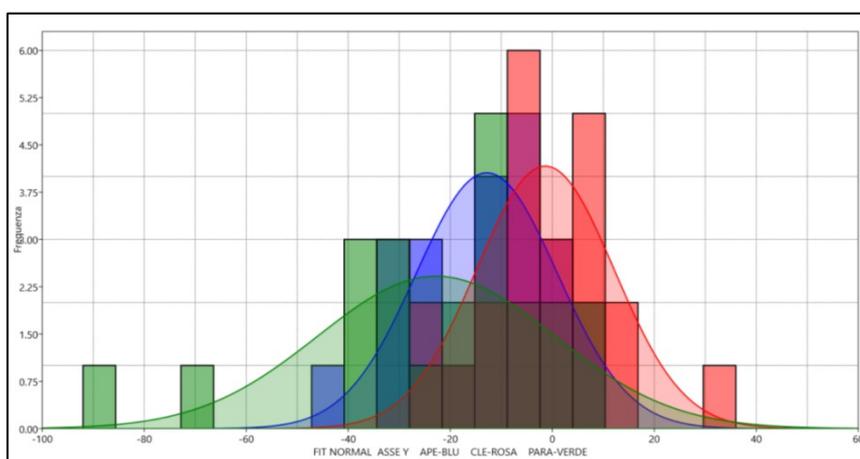
## VALUTAZIONE DELL'ASSE DELLE Y (appoggio plantare sul piano antero-posteriore)

### Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni (asse y)

	APE Y M TOT	CLE Y M TOT	PARA Y M TOT
N	22	22	22
Shapiro-Wilk W	0,9639	0,9463	0,861
p(normal)	0,5715	0,2662	0,005357

Secondo questa elaborazione statistica, solo PARA risulta essere una distribuzione significativamente asimmetrica, poiché è l'unico confronto che dà come risultato un valore di  $p=0,005$ .

### Grafico Fit Normal (asse y)



Il valore medio della distribuzione PARA è maggiormente negativo rispetto agli altri due valori medi.

Sull'asse delle y, con il Parabite Malpezzi (PARA) c'è un maggior carico posteriore; la

curva di distribuzione di CLE risulta essere quella più centrata, perché la sua media è più vicina al valore 0 rispetto alle altre, a seguire quella di APE e in ultimo PARA.

### Tabella della statistica univariata dell'asse delle y

	APE Y M TOT	CLE Y M TOT	PARA Y M TOT
N	22	22	22
Min	-42,82353	-23,44444	-92
Max	10,05556	36	4,888889
Sum	-282,3329	-30,0708	-500,9955
Mean	-12,83331	-1,366854	-22,77252
Std. error	2,950749	2,875563	4,955965
Variance	191,5523	181,9149	540,3549
Stand. dev	13,84024	13,48758	23,24554
Median	-10,19444	-2,416667	-15,16667
25 prcntil	-23,76116	-9,21875	-33,87778
75 prcntil	-2,777778	7,013889	-7,916667
Skewness	-0,4641862	0,6572797	-1,573058
Kurtosis	-0,5376958	1,52401	3,072767
Geom. mean	0	0	0
Coeff. var	-107,8462	-986,7609	-102,0771

Il SNC reagisce alla formazione dell'asse anteriore; l'asse anteriore fa parte della **linea profonda frontale (LPF)**; la LPF, come sappiamo, interessa il diaframma, il core, passando per i muscoli posteriori della coscia, della gamba, fino alla fascia plantare, e la sua azione principale è stabilizzatrice.

**La nostra ipotesi** è che, ottimizzando l'occlusione tramite il Parabite Malpezzi e ottimizzando il funzionamento di questa catena, otteniamo una capacità di stabilizzazione maggiore e una maggior

opportunità di muoverci in avanti e indietro mantenendo la stabilità del corpo; questo perché nella curva di distribuzione PARA la frequenza è più distribuita lungo l'asse delle ascisse (la sua curva di distribuzione risulta avere infatti una forma più appiattita), mentre nelle altre due curve si presenta circoscritta in un intervallo di valori più ristretto (le curve di distribuzione di APE e CLE hanno una simile rappresentazione delle code e una curva più ristretta di quella di PARA). Il fatto che con il Parabite Malpezzi ci sia un appoggio più posteriore rispetto quanto si osserva per le altre due variabili supponiamo sia dovuto alla miglior prestazione di questa catena tramite l'equilibratore oclusale, e a ciò può essere legato il fatto che il SNC può gestire al meglio un eventuale pericolo di instabilità.

### ANOVA (asse y):

One-way ANOVA	Residuals	Tukey's pairwise	Kruskal-Wallis	Mann-Whitney pairwise	Dunn's post hoc
<b>Test for equal means</b>					
	<b>Sum of sqrs</b>	<b>df</b>	<b>Mean square</b>	<b>F</b>	<b>p (same)</b>
<b>Between groups:</b>	3361.58	2	1680.79	7.154	0.001635
<b>Within groups:</b>	14096.2	60	234.937		<b>Permutation p (n=99999)</b>
<b>Total:</b>	17457.8	62			0.00112
<b>Components of variance (only for random effects):</b>					
<b>Var(group):</b>	68.85	<b>Var(error):</b>	234.937	<b>ICC:</b>	0.226639
<b>omega<sup>2</sup>:</b>	0.1634				

- **Indice di Fisher (asse y)**

L'indice di Fisher è di poco maggiore di 0 ( $F=7,154$ ); ciò indica che c'è poca diversità tra i tre campioni, e questa diversità è significativa per  $p=0,001$ .

- **Test di Kruskal-Wallis (asse y)**

<b>Kruskal-Wallis test for equal medians</b>	
<b>H (chi<sup>2</sup>):</b>	14,05
<b>H<sub>c</sub> (tie corrected):</b>	14,05
<b>p (same):</b>	0,0008884
There is a significant difference between sample medians	

Anche il test di Kruskal-Wallis ribadisce la poca differenza tra i campioni ( $chi^2=14$ ), e dal valore di p risulta che tale valore è significativo  $p=0,0004$ .

- **Test di Mann-Whitney (asse y)**

	APE Y M TOT	CLE Y M TOT	PARA Y M TOT
APE Y M TOT		0,01719	0,13
CLE Y M TOT	0,01719		0,000344
PARA Y M TOT	0,13	0,000344	

Tra i campioni APE Y e CLE Y e tra CLE Y e PARA Y la differenza è significativa ( $p=0,01$ ); anche tra PARA Y e CLE Y la

differenza è significativa ( $p=0,0003$ );

Il confronto APE Y-PARA Y risulta essere l'unica eccezione, con un valore di p che non rivela significatività e quindi differenza tra i due campioni ( $p=0,13$ ).

Andiamo quindi a calcolare le eventuali correlazioni e relative significatività tra i campioni Y tramite il test di Spearman:

### Test di Spearman (asse y)

	APE Y M TOT	CLE Y M TOT	PARA Y M TO
APE Y M TOT		0.58524	0.14401
CLE Y M TOT	-0.12635		0.85372
PARA Y M TO	0.33002	-0.042837	

Tra i campioni APE Y e PARA Y c'è una moderata correlazione ( $r_s=0,33$ ), ma questa correlazione non è significativa ( $p=0,14$ ); Tra CLE Y e PARA Y non c'è correlazione ( $r_s \approx 0$ ), e anche questa non è significativa;

tra APE Y e CLE Y c'è una bassa correlazione inversa  $p=-0,12$ , ma anche in questo caso la significatività non sussiste ( $p=0,5$ ).

### OSSERVAZIONI (asse y)

Da queste elaborazioni statistiche relative all'appoggio podalico sul piano antero-posteriore, l'ANOVA ci informa che l'indice di Fisher ( $F=7,1$ ) è significativo ( $p=0,001$ ), il  $\chi^2$  del test di Kruskal-Wallis ci informa sulla poca differenza significativa tra i campioni ( $\chi^2=14,05$  e  $p=0,0008$ ).

**In clinica:** Dall'analisi dell'ANOVA di x e di y, e utilizzando il test esatto di Fisher e  $\chi^2$ , c'è una moderata differenza tra le tre variabili occlusali. La diversità è maggiore in y (asse anteroposteriore).

## CONFRONTO TRA BRACCIA E APPOGGIO PODALICO

Adesso cerchiamo di mettere a confronto statisticamente i dati che abbiamo ottenuto in merito alla differenza di tensione generata tra braccio destro e sinistro sulle fasce elastiche con le variazioni di appoggio podalico sulla pedana: Il nostro obiettivo, in parole povere, è quello di confrontare quello che mediamente è risultato a livello degli arti superiori con ciò che è avvenuto a livello dell'appoggio podalico (arti inferiori), all'interno della stessa variabile. Non abbiamo scelto di confrontare i campioni delle braccia con quelli dell'appoggio podalico in merito a variabili diverse (es. APE BRACCIO con PARA X) per non dover indagare su fenomeni diversi e quindi non confrontabili.

### Confronto BRACCIA-variabile APE

#### Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni

Tests for normal distribution			
	APE BRACCIO	APE X M TOT	APE Y M TOT
<b>N</b>	3000	22	22
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,9977	0,8838	0,9639
<b>p(normal)</b>	0,0001681	0,01426	0,5715

Il test di Shapiro-Wilk mostra come i campioni APE braccio e APE x sono distribuzioni significativamente

asimmetriche ( $p=0,0001$  e  $p=0,014$ ), mentre la distribuzione APE Y è di tipo normale simmetrico ( $p=0,57$ ).

## Test di correlazione di Spearman's rs:

	APE BRACCIO	APE X M TOT	APE Y M TOT
APE BRACCIO		0,13184	0,095646
APE X M TOT	0,33145		0,096757
APE Y M TOT	0,3642	0,36307	

Correlation statistic

Linear r (Pearson)

Spearman's D

Spearman's rs

Dal test di Spearman non sembra esserci correlazione significativa tra il bilanciamento del carico a livello podalico sul piano frontale (asse delle x) e sul piano sagittale (asse delle y) per la variabile APE. Questo perché in tutti e tre i confronti la forza della correlazione è moderata ( $rs \approx 0,3$ ), ma i relativi valori di p sono  $p(\text{APE X-APE BRACCIO})=0,13$ ,  $p(\text{APE Y-APE BRACCIO})=0,09$  e  $p(\text{APE Y-APE X})=0,09$ . Non possiamo quindi trarre certezza sulla bassa correlazione tra i campioni, non ne sussiste la significatività.

## Confronto BRACCIA-variabile CLE

### Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni

	CLE BRACCIO	CLE X M TOT	CLE Y M TOT
N	3000	22	22
Shapiro-Wilk W	0,9959	0,8977	0,9463
p(normal)	2,377E-07	0,02678	0,2662

Il test di Shapiro-Wilk mostra come le distribuzioni CLE BRACCIO e CLE X siano di tipo asimmetrico  $p(\text{CLE BRACCIO})=2,377E-07$  e  $p(\text{CLE X})=0,026$ , mentre il campione CLE Y risulta essere una

distribuzione normale, per un valore di  $p=0,26$ .

### Test di correlazione di Spearman's rs

	CLE BRACCIO	CLE X M TOT	CLE Y M TOT
CLE BRACCIO		0,11573	0,62738
CLE X M TOT	0,3451		0,21037
CLE Y M TOT	-0,10957	0,27797	

Correlation statistic

Linear r (Pearson)

Spearman's D

Spearman's rs

Il test di Spearman ci informa che: tra CLE BRACCIO e CLE X c'è una moderata correlazione ( $p=0,3$ ) che però non è significativa ( $p=0,1$ ); tra CLE BRACCIO e CLE Y c'è una

bassa correlazione inversa ( $rs=-0,1$ ), ma senza significatività ( $p=0,62$ ); tra CLE X e CLE Y c'è una moderata correlazione positiva ( $rs=0,27$ ) ma, anche stavolta, siamo in assenza di significatività ( $rs=0,21$ ).

**In clinica:** nel nostro campione c'è una bassissima correlazione, ma non possiamo affermarla in termini assoluti, in quanto manca la significatività di p.

## Confronto BRACCIA-variabile PARA

### Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni

	PARA BRACCIO	PARA X M TOT	PARA Y M TOT
<b>N</b>	3000	22	22
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,9901	0,9459	0,861
<b>p(normal)</b>	1,412E-13	0,2609	0,005357

il test sulla normalità delle distribuzioni di Shapiro-Wilk ci informa che:

la distribuzione di PARA BRACCIO è asimmetrica per  $p=1,412E-13$ , così come è asimmetrica la distribuzione di PARA Y ( $p=0,005$ ), mentre la distribuzione di PARA X è di tipo normale simmetrico ( $p=0,26$ ).

### Test di correlazione di Spearman's rs

Table	Plot	PARA BRACCI	PARA X M TO	PARA Y M TO
PARA BRACCI			0,96221	0,0035977
PARA X M TO		0,010728		0,49659
PARA Y M TO		0,59345	0,15302	

Il test di Spearman ci informa sul fatto che:

tra PARA BRACCIO e PARA X non c'è correlazione ( $r_s \approx 0$ ), e a ciò

non è associata la significatività ( $p=0,96$ );

**tra PARA BRACCIO e PARA Y c'è un'alta correlazione diretta e significativa** ( $r_s=0,59$  e  $p=0,003$ );

tra PARA X e PARA Y c'è una bassa correlazione diretta ( $r_s=0,15$ ), ma tale correlazione non è statisticamente significativa ( $p=0,49$ ).

**In clinica:** l'unico valore di buona correlazione è  $p=0,6$  tra PARA BRACCIO e PARA Y: PARA BRACCIO corrisponde al delta della trazione esercitata dal braccio destro e sinistro con la variabile oclusale Parabite. PARA Y è la posizione del carico podalico sull'asse Y, con la variabile oclusale PARA.

**Nostra ipotesi** è che, come osservato in precedenza, c'era una maggiore oscillazione sull'asse delle Y, ma al contempo c'era una maggior prestazione di differenza tra le due braccia: ipotizziamo che sia una miglior coordinazione tra appoggio podalico, il core e il distretto cervico-scapolo-omerale.

## ANALISI DELL'APPOGGIO PODALICO: INTRODUZIONE



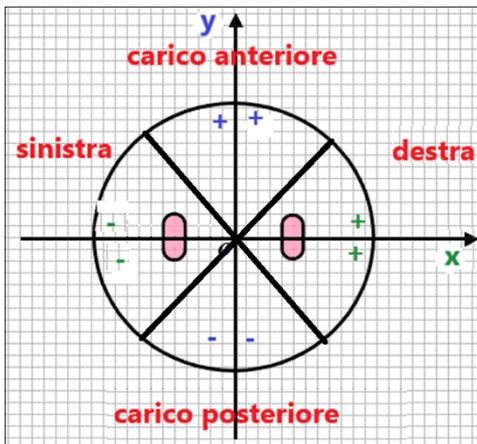
Prima di fare un'analisi più dettagliata su quello che abbiamo ottenuto dai dati raccolti con i test sull'I-Moove®, è bene fare una premessa:

Durante i test gli atleti stavano in piedi in posizione di semi-squat sulla pedana, mentre questa si muoveva con un movimento ellissosferico secondo cambi di rotazione dopo un determinato tempo  $t$  random.

I piedi hanno mantenuto una determinata posizione, contrassegnata da dei punti marker sopra la pedana, per tutta la durata del test.

Abbiamo avuto l'accortezza di controllare che tutti gli atleti adottassero lo stesso posizionamento podalico, che prevede la disposizione dei piedi sullo stesso asse, in maniera tale da garantire le stesse condizioni di partenza ad entrambi gli arti inferiori.

Poiché le piante dei piedi rimangono a contatto con la pedana durante tutta la durata del test, non ci è consentito parlare di movimento o traslazione dei piedi, bensì piuttosto di distribuzione di carico, a livello podalico.

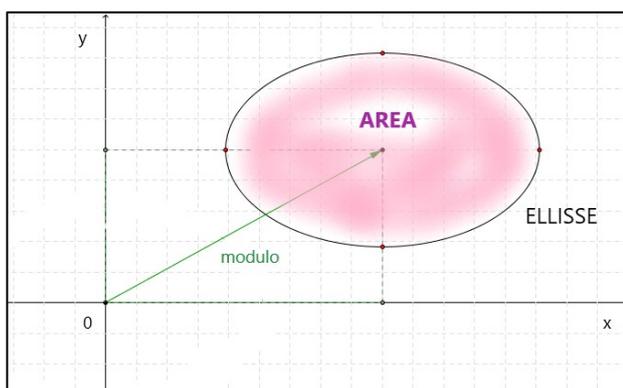


Questa distribuzione può essere schematizzata in questo modo. La pedana muovendosi con il movimento ellissosferico, provoca la destabilizzazione degli arti inferiori e del corpo del soggetto. Il soggetto si appoggia con maggiore o minore carico in base alla sua capacità di reazione alla stimolazione propriocettiva. La macchina percepisce dove si appoggiano maggiormente i piedi sulla pedana registrando il valore maggiore. Inoltre rileva in quale settore della pedana è posizionato e registra questo valore con due coordinate x, y.

Quando le coordinate hanno valori di y positive, possiamo dire che c'è stata una distribuzione anteriorizzata del picco di carico a livello dell'avampiede; viceversa, se la distribuzione si presenta con un picco di valori aventi coordinate y negative, possiamo dire che tale distribuzione avviene posteriormente, con un carico concentrato maggiormente a livello dei talloni.

Stesso principio per l'asse delle ascisse, dove i valori positivi rappresentano un orientamento del picco, e quindi una maggior concentrazione del carico, verso destra (piede destro), e viceversa, per valori di x negativi, una concentrazione del carico verso sinistra (piede sinistro).

Ora analizziamo i punti X e Y registrati dalla macchina I-Moove®. Tramite l'elaborazione trigonometrica (**arto dominante e variabile oclusale APE, CLE e PARA**) possiamo interpretare la performance degli atleti utilizzando i seguenti parametri:



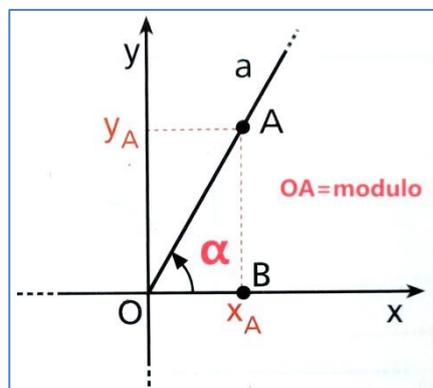
- **Media coordinata x;**
- **Media coordinata y;**
- **Deviazione standard coordinata x;**
- **Deviazione standard coordinata y;**
- **Area deviazione standard;**
- **Modulo;**
- **Acrofase;**

Rispettivamente per quanto riguarda l'appoggio del piede destro, sinistro e l'appoggio podalico complessivo, i punti sono contenuti all'interno di un'ellisse che ci fornisce un'indicazione sull'appoggio del piede singolo e sull'appoggio complessivo di tutti e due i piedi.

**I valori presentati sono relativi a tutto il campione preso in esame per variabile occlusale**, quindi vuole rappresentare non **il comportamento** di un singolo individuo, bensì quello **generale del gruppo in esame**.

In questo paragrafo terremo maggiormente in considerazione due valori:

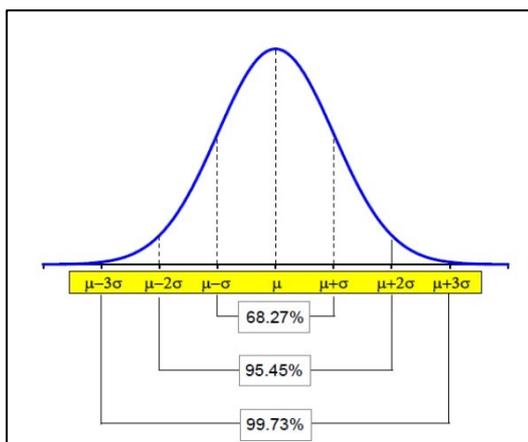
- **Modulo:** chiamato anche **raggio vettore**, è la distanza di un punto P dall'origine; insieme ad  $\alpha$  (**acrofase**), che corrisponde all'ampiezza dell'angolo orientato BOA, è una **coordinata polare**. In matematica, il sistema di coordinate polari è un sistema di coordinate bidimensionale nel quale ogni punto del piano è identificato da un angolo e da una distanza da un punto fisso detto polo. Il sistema di coordinate polari è utile specialmente nei casi in cui le relazioni tra i due punti possono essere più facilmente espresse in termini di angoli e di distanza.



In un sistema vettoriale, il modulo corrisponde alla lunghezza o **intensità** del vettore.

Il modulo è direttamente proporzionale alle coordinate X e Y: esso infatti corrisponde di fatto all'ipotenusa del triangolo rettangolo AOB (dal teorema di Pitagora:  $OA = \sqrt{OB^2 + AB^2}$ ), avente come cateti OB e BA. Il modulo corrisponde a un coefficiente di quantità, di intensità, legata ad un determinato punto A( $X_A; Y_A$ ); perciò può essere interpretato anche come un valore che esprime **quanto carico viene applicato a livello podalico su un asse cartesiano**.

- **Deviazione Standard:** Come affermato precedentemente, la deviazione standard è un



indicatore di dispersione di una distribuzione di valori attorno al valore medio. Legenda:

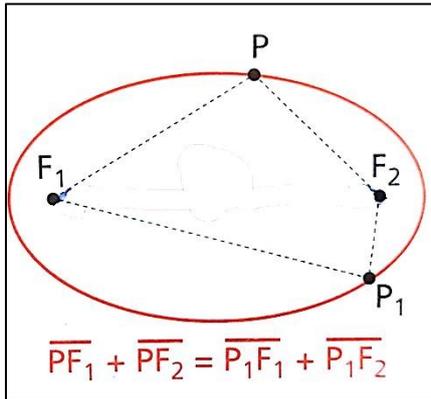
$\mu$  valore medio

$\sigma$  una deviazione standard

In una curva di Gauss, l'intervallo compreso tra  $\mu - \sigma$  e  $\mu + \sigma$  (1ds= una deviazione standard) corrisponde a circa il 68% della distribuzione; l'intervallo compreso tra  $\mu - 2\sigma$  e  $\mu + 2\sigma$  (2ds= due deviazioni standard) corrisponde

a circa il 95% della distribuzione, mentre l'intervallo compreso tra  $\mu - 3\sigma$  e  $\mu + 3\sigma$  corrisponde a circa il 99%;

- **ELLISSE:**



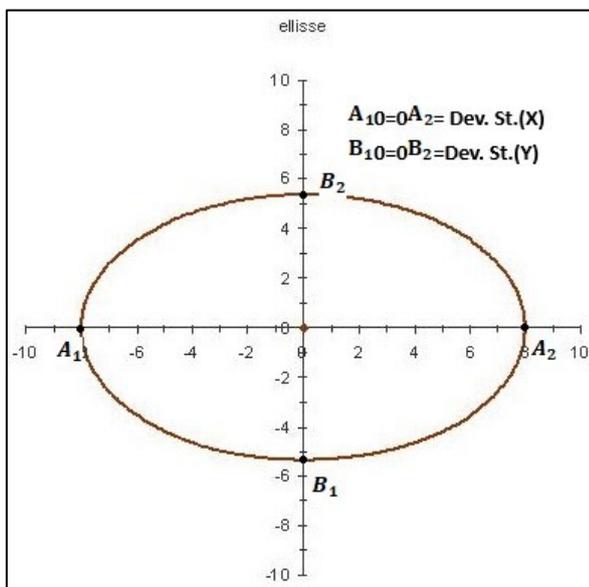
**Definizione di ellisse:** assegnati nel piano due punti F1 ed F2 detti **fuochi**, si chiama Ellisse la curva piana luogo geometrico dei punti P tali che sia costante la somma delle distanze di P da F1 a F2:

**$PF_1+PF_2=costante.$**

Abbiamo affermato che lo scarto quadratico medio (o deviazione standard) è un indice di dispersione statistico, vale a dire una stima della variabilità di una popolazione di dati o di una variabile casuale; abbiamo una popolazione di valori X, dove calcoliamo la media e la SD, e inoltre, abbiamo anche la popolazione dei valori Y, dove calcoliamo, anche in questo caso, la media e la deviazione standard. Le due deviazioni standard rappresentano i due assi della ellisse che descrive la deviazione standard della popolazione XY, che è applicata sui punti medi X e Y. Il 68% dei punti XY sono contenuti all'interno di questa ellisse.

La vicinanza di questi valori attorno alla media, rappresentata dalla **deviazione standard**, è un **indice di precisione**: più l'ellisse ha un'area ristretta, più sono piccole la deviazione standard di X e Y.

La formula che permette di calcolare l'area dell'ellisse è la seguente:



**Area ellisse= semiasse maggiore \* semiasse minore \*  $\pi$**

- L'**acrofase** corrisponde all'angolo formato dall'intersezione tra la retta passante per l'origine e il punto P(x;y) e l'asse delle ascisse. L'acrofase ci indica dove è collocato il punto nel piano cartesiano.

Abbiamo riassunto i valori delle X delle Y ottenute dai test sul I-Moove® in tabelle, organizzate per variabile occlusale, che racchiudono i dati relativi non ai singoli individui ma a tutto il campione, per valutare, relativamente all'appoggio podalico, come il campione in generale ha reagito in base alla variabile occlusale utilizzata: inocclusione (APE), occlusione dentale forzata (CLE), occlusione dentale forzata con Parabite Malpezzi® (PARA).

Abbiamo inoltre deciso in questa fase d'analisi di effettuare una suddivisione del campione per arto dominante: all'interno del nostro campione, costituito da 12 soggetti, 3 di questi sono mancini. Per rendere l'indagine più attendibile abbiamo quindi deciso di introdurre un'altra variabile: l'arto dominante.

## ANALISI DELL'APPOGGIO PODALICO PER DOMINANZA MOTORIA E VARIABILE OCCLUSALE

**Tabella riassuntiva APE DESTRIMANI**

APE DESTRIMANI			APPOGGIO Sx		APPOGGIO Dx	
APPOGGIO COMPLESSIVO			X Sx	Y Sx	X Dx	Y Dx
	X tot	Y tot				
Media	-64,5503	-8,7401089	-110,501	-3,04848	97,63636	-28,7541
Dev.St.	95,11732	55,4353387	38,53444	49,30799	42,89583	62,51853
Area Dev.St		16565,1801		5969,201		8425,073
Soddisfazione DV %		26,53		6,734204		15,07425
			COEFFICIENTE DI CARICO			
	Modulo	Acrofase	Modulo	Acrofase	Modulo	Acrofase
	65,13929	-172,29	110,5432	-178,42	101,7824	-16,4098
		187,71		181,5803		343,5902
DISTRIBUZIONE DEI PICCHI ASSE X						
<b>Dx</b>	434	49,94 %				
<b>Sx</b>	435	50,06 %				
DISTRIBUZIONE DEI PICCHI ASSE Y						
<b>ANTER.</b>	235	55,42 %				
<b>POST.</b>	189	44,58 %				

### Area delle ellissi

L'area della deviazione standard (Area SD) di sinistra è minore rispetto a quella di destra:

### **Area SD APPOGGIO Sx=5969 < Area SD APPOGGIO Dx=8425**

A seguito del calcolo dell'area della deviazione standard XY, risulta che il piede di sinistra ha avuto una variabilità minore rispetto all'appoggio destro.

**In clinica:** questo minor valore significa un appoggio più preciso del piede di sinistra rispetto al piede di destra.

L'area che descrive la presenza dei picchi di carico relativi al piede d'appoggio. Essendo l'area SD Dx maggiore dell'area SD Sx, il campione destrimane è stato più preciso con il piede sinistro, ovvero c'è stata meno variabilità intorno alla media, rispetto al piede destro.

### **Modulo medio ellisse**

Il modulo dell'appoggio sinistro è maggiore rispetto al modulo dell'appoggio destro:

$$\text{Modulo Sx}=110 > \text{Modulo Dx}=101$$

ciò ci informa sul fatto che, in media, il campione ha esercitato maggior carico sulla pedana con il piede sinistro.

### **Distribuzione dei picchi sull'asse X**

Il numero dei picchi di destra e sinistra è praticamente uguale, così come di conseguenza è la relativa percentuale di distribuzione:

<b>Dx</b>	<b>434</b>	<b>50 %</b>
<b>Sx</b>	<b>435</b>	<b>50 %</b>

Questi dati testimoniano che l-Moove ha stimolato pari attivazione muscolare in entrambi gli arti inferiori.

### **Distribuzione dei picchi sull'asse Y**

Il numero dei picchi nel quadrante anteriore è maggiore rispetto al numero dei picchi nel quadrante posteriore:

<b>ANTER.</b>	<b>235</b>	<b>55 %</b>
<b>POST.</b>	<b>189</b>	<b>45 %</b>

Quindi l'interpretazione che diamo è che in media il campione ha avuto un orientamento del carico podalico maggiormente concentrato a livello anteriore, sugli avampiedi.

### Tabella riassuntiva APE MANCINI

APE MANCINI APPOGGIO COMPLESSIVO			APPOGGIO Sx		APPOGGIO Dx	
	X tot	Y tot	X Sx	Y Sx	X Dx	Y Dx
Media	-43,65	-18,41	-60,39	-12,29	103,95	-11,89
Dev.St.	110,62	54,83	105,74	52,34	48,00	53,46
<b>Area Dev.St</b>		19052,84		17385,56		8060,09
Soddisfazione DV %		21,51		19,62		28,27
			COEFFICIENTE DI CARICO			
	Modulo	Acrofase	Modulo	Acrofase	Modulo	Acrofase
	47,37	-157,13	61,63	-168,49	104,63	-6,52
		202,87		191,51		353,48
DISTRIBUZIONE DEI PICCHI ASSE X						
Dx	197,00	46,68 %				
Sx	225,00	53,32 %				
DISTRIBUZIONE DEI PICCHI ASSE Y						
ANTER.	117,00	54,42 %				
POST.	98,00	45,58 %				

### Area della ellisse

L'area della deviazione standard dell'appoggio sinistro è maggiore rispetto a quella dell'appoggio destro:

$$\text{Area SD APPOGGIO Sx} = 17385 > \text{Area SD APPOGGIO Dx} = 8060$$

l'area dell'ellisse dell'appoggio sinistro è maggiore rispetto all'area dell'ellisse dell'appoggio destro, quindi possiamo affermare che, mediamente, il campione mancino è stato più preciso con il piede destro rispetto al piede sinistro.

### Modulo medio ellisse

Il modulo dell'ellissi che rappresenta l'appoggio del piede sinistro è minore rispetto al modulo dell'ellissi del piede destro:

$$\text{Modulo Sx}=61 < \text{Modulo Dx}=104$$

Ciò vuol dire che, in media, i mancini hanno caricato il proprio peso corporeo maggiormente sul piede destro.

#### **Distribuzione dei picchi sull'asse X**

Anche in questo caso, come nel precedente, la distribuzione dei picchi sull'asse X è sostanzialmente pari tra lato destro e sinistro, con una differenza minima ma trascurabile di circa un 5%:

<b>Dx.</b>	<b>197</b>	<b>47 %</b>
<b>Sx.</b>	<b>225</b>	<b>53 %</b>

La macchina ha permesso la stessa entità di attivazione tra arto inferiore destro e arto inferiore sinistro.

#### **Distribuzione dei picchi sull'asse Y:**

Come nel caso dei destrimani per la stessa variabile (APE), la concentrazione dei punti di picco è orientata maggiormente a livello anteriore:

<b>ANTER.</b>	<b>117</b>	<b>54 %</b>
<b>POST.</b>	<b>98</b>	<b>46 %</b>

Il carico podalico medio del campione mancino durante i test in condizione di inoclusione è orientato maggiormente in avanti, a livello degli avampiedi.

## Tabella riassuntiva CLE DESTRIMANI

CLE DESTRIMANI			APPOGGIO Sx		APPOGGIO Dx	
APPOGGIO COMPLESSIVO						
	X tot	Y tot	X Sx	Y Sx	X Dx	Y Dx
Media	-70,30	-1,15	-112,94	0,89	91,50	-8,61
Dev.St.	90,86	54,31	36,06	49,57	38,86	70,08
Area Dev.St		15502,83		5615,74		8554,24
Soddisfazione DV %		22,15		5,39		25,99
			COEFFICIENTE DI CARICO			
	Modulo	Acrofase	Modulo	Acrofase	Modulo	Acrofase
	70,31	-179,06	112,95	179,55	91,90	-5,37
		180,94		539,55		354,63
DISTRIBUZIONE DEI PICCHI ASSE X						
Dx	374	50,13 %				
Sx	372	49,87 %				
DISTRIBUZIONE DEI PICCHI ASSE Y						
ANTER.	230	64,61 %				
POST.	126	35,39 %				

### Area delle ellissi

L'area dell'ellissi relativa all'appoggio del piede sinistro è minore rispetto a quella del piede destro:

$$\text{Area SD APPOGGIO Sx} = 5615 < \text{Area SD APPOGGIO Dx} = 8554$$

Avendo l'ellisse sinistro un'area più piccola di quella dell'ellisse destro, possiamo dedurre che c'è stata più precisione sul piede sinistro a livello dell'orientamento del carico d'appoggio.

### Modulo ellissi

Anche in questo caso, il modulo dell'ellissi che rappresenta l'appoggio del piede sinistro maggiore rispetto al modulo dell'ellissi del piede destro:

$$\text{Modulo Sx} = 113 > \text{Modulo Dx} = 92$$

Ciò vuol dire che, in media, nel campione di destrimani, con la variabile CLE (occlusione dentale senza equilibratore oclusale) il peso corporeo è stato caricato maggiormente sul piede sinistro.

### Distribuzione dei picchi sull'asse X

La distribuzione dei picchi sull'asse X è simile tra lato destro e sinistro:

<b>Dx</b>	<b>374</b>	<b>50 %</b>
<b>Sx</b>	<b>372</b>	<b>50 %</b>

## Distribuzione dei picchi sull'asse Y

La maggior parte della distribuzione dei picchi si è concentrata anteriormente, come descritto nella tabella:

<b>ANTER.</b>	<b>230</b>	<b>65 %</b>
<b>POST.</b>	<b>126</b>	<b>35 %</b>

Quindi, mediamente il campione destrimanico, con la variabile CLE, ha concentrato il peso corporeo maggiormente a livello degli avampiedi.

## Tabella riassuntiva CLE MANCINI

CLE MANCINI			APPOGGIO Sx		APPOGGIO Dx	
APPOGGIO COMPLESSIVO			APPOGGIO Sx		APPOGGIO Dx	
	X tot	Y tot	X Sx	Y Sx	X Dx	Y Dx
Media	-56,2037	-17,5185	-60,35	-17,5185	111,575	-20,275
Dev.St.	108,801	61,04455	105,6661	61,04455	48,31674	62,74122
Area Dev.St		20865,54		20264,34		9523,584
Soddisfazione DV %		22,6664		22,08718		30,27667
			COEFFICIENTE DI CARICO			
	Modulo	Acrofase	Modulo	Acrofase	Modulo	Acrofase
	58,87066	-162,688	62,84124	-163,813	113,4022	-10,2992
		197,3121		196,1871		349,7008
DISTRIBUZIONE DEI PICCHI ASSE X						
Dx	162	50 %				
Sx	162	50 %				
DISTRIBUZIONE DEI PICCHI ASSE Y						
ANTER.	85	53,125 %				
POST.	75	46,875 %				

## Area delle ellissi

L'ellissi con l'area maggiore è quella relativa all'appoggio sinistro:

$$\text{Area SD APPOGGIO Sx} = 20264 > \text{Area SD APPOGGIO Dx} = 9523$$

Di conseguenza, da ciò deduciamo che l'appoggio più preciso è avvenuto con il piede destro.

## Modulo ellissi

Il modulo relativo all'ellisse del piede sinistro è minore rispetto al modulo relativo all'ellisse del piede destro:

$$\text{Modulo Sx} = 63 < \text{Modulo Dx} = 113$$

È stato esercitato mediamente maggior carico a livello del piede destro.

### Distribuzione dei picchi sull'asse X

La distribuzione dei picchi sull'asse delle X tra piede destro e sinistro è uguale:

<b>Dx</b>	<b>162</b>	<b>50 %</b>
<b>Sx</b>	<b>162</b>	<b>50 %</b>

### Distribuzione dei picchi sull'asse Y

I picchi sono distribuiti maggiormente sul piano anteriore:

<b>ANTER.</b>	<b>85</b>	<b>53 %</b>
<b>POST.</b>	<b>75</b>	<b>47 %</b>

Ciò si suggerisce che anche in questo caso il carico è concentrato anteriormente, a livello degli avampiedi.

### Tabella riassuntiva PARA DESTRIMANI

PARA DESTRIMANI			APPOGGIO Sx		APPOGGIO Dx	
APPOGGIO COMPLESSIVO						
	X tot	Y tot	X Sx	Y Sx	X Dx	Y Dx
Media	-46,52	-7,11	-101,92	-10,4613	94,37795	1,417323
Dev.St.	96,84	63,24	39,24156	58,79056	40,08125	72,90649
Area Dev.St		19239,07		7247,76		9180,31
Soddisfazione DV %		27,40		6,912253		26,86571
			COEFFICIENTE DI CARICO			
	Modulo	Acrofase	Modulo	Acrofase	Modulo	Acrofase
	47,06	-171,31	102,455	-174,14	94,38859	0,860376
		188,69		185,8605		360,8604
DISTRIBUZIONE DEI PICCHI ASSE X						
Dx	389	50,0 %				
Sx	389	50,0 %				
DISTRIBUZIONE DEI PICCHI ASSE Y						
ANTER.	206	54,4 %				
POST.	173	45,6 %				

### Area delle ellissi

L'area relativa all'ellisse dell'appoggio con piede sinistro è minore rispetto a quella dell'ellisse destro:

**Area SD APPOGGIO Sx=7248 < Area SD APPOGGIO Dx=9180**

Il piede più preciso è stato quello di sinistra poiché c'è stata meno variabilità intorno alla media.

### **Modulo ellissi**

Il modulo relativo all'ellissi del piede sinistro è maggiore rispetto al modulo relativo all'ellisse del piede destro:

**Modulo Sx=102 > Modulo Dx=94**

È stato esercitato mediamente maggior carico a livello del piede sinistro.

### **Distribuzione dei picchi sull'asse X**

I punti sono tendenzialmente più distribuiti verso destra:

<b>Dx</b>	<b>389</b>	<b>50 %</b>
<b>Sx</b>	<b>389</b>	<b>50 %</b>

### **Distribuzione dei picchi sull'asse Y**

I picchi sono distribuiti maggiormente sul piano anteriore:

<b>ANTER.</b>	<b>206</b>	<b>54 %</b>
<b>POST.</b>	<b>173</b>	<b>46 %</b>

Ciò ci suggerisce che anche in questo caso il carico è concentrato anteriormente, a livello degli avampiedi.

## Tabella riassuntiva PARA MANCINI

PARA MANCINI			APPOGGIO Sx		APPOGGIO Dx	
APPOGGIO COMPLESSIVO			X Sx	Y Sx	X Dx	Y Dx
	X tot	Y tot				
Media	94,76087	-29,5065	-77,7284	-25,8462	94,33333	-15,2889
Dev.St.	48,118	57,70664	81,36996	57,64461	48,57328	57,79691
Area Dev.St		8723,349		14735,77		8819,662
Soddisfazione DV %		11,4298		9889,776		5919,236
			COEFFICIENTE DI CARICO			
	Modulo	Acrofase	Modulo	Acrofase	Modulo	Acrofase
	99,24845	-17,2955	81,91292	-161,607	95,56426	-9,20605
		342,7045		198,3929		350,7939
DISTRIBUZIONE DEI PICCHI ASSE X						
Dx	219	50 %				
Sx	219	50 %				
DISTRIBUZIONE DEI PICCHI ASSE Y						
ANTER.	78	46,98795 %				
POST.	88	53,01205 %				

### Area della ellisse

L'area dell'ellissi sinistra è maggiore rispetto all'area dell'ellisse destro:

$$\text{Area SD APPOGGIO Sx}=14735 > \text{Area SD APPOGGIO Dx}=8819$$

Questa diversità suggerisce che, nel campione costituito da atleti mancini, con il Parabite ci sia stata una miglior precisione di appoggio con il piede destro.

### Modulo ellisse

Il modulo relativo all'ellissi del piede sinistro è minore rispetto al modulo relativo all'ellisse del piede destro:

$$\text{Modulo Sx}=82 < \text{Modulo Dx}=96$$

È stato esercitato mediamente maggior carico a livello del piede destro.

### Distribuzione dei picchi sull'asse X

La distribuzione dei picchi sull'asse delle X tra piede destro e sinistro è uguale:

**Dx 219 50 %**

**Sx 219 50 %**

### Distribuzione dei picchi sull'asse Y

La distribuzione dei picchi è piuttosto equa tra l'appoggio podalico anteriore e posteriore, come mostrano meglio le percentuali.

<b>ANTER.</b>	<b>78</b>	<b>47 %</b>
<b>POST.</b>	<b>88</b>	<b>53 %</b>

Non c'è stata una prevalenza di carico anteriore, come nei precedenti casi, ma la distribuzione dei picchi è stata più omogenea su tutto l'appoggio podalico.

## OSSERVAZIONI

Analizziamo successivamente il comportamento del modulo nel tempo per il piede destro e sinistro, poiché vedremo che non si può accettare il calcolo del modulo medio, in quanto non descrive adeguatamente il test.

AREA SD	piede SX	piede DX
APE DESTRI MANI	5969	8425
APE MANCINI	17385	8060
CLE DESTRI MANI	5615	8554
CLE MANCINI	20264	9523
PARA DESTRI MANI	7247	9180
PARA MANCINI	14735	8819

Invece, osservando le aree della deviazione standard di piede destro e sinistro, notiamo che, nei mancini, le aree SD del piede destro sono più piccole di quelle del piede sinistro, per tutte e tre le variabili.

Nei destrimani si osserva il comportamento opposto: i valori di deviazione standard del piede sinistro sono più piccoli di quelli relativi al piede destro.

La deviazione standard, come sappiamo, è un indice di dispersione dei valori attorno alla media; la SD rappresenta quindi un indice che ci informa sul grado medio di precisione dell'orientamento del carico (forza peso) applicato dal piede sulla pedana durante i 60 secondi di test.

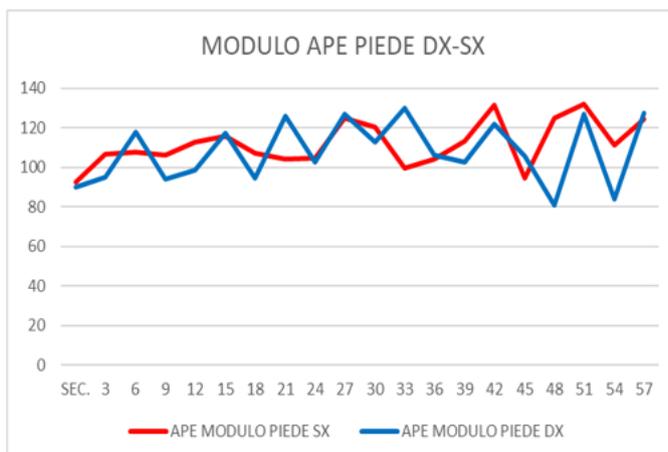
Ciò che abbiamo osservato, quindi, è che **in media i destrimani sono stati più precisi con il piede sinistro, mentre i mancini sono stati più precisi con il piede destro.**

### Tabelle e grafici dell'andamento del modulo ogni 3s per le tre variabili occlusali

Le tabelle e i grafici a linee sottostanti rappresentano lo sviluppo dei valori del modulo nel tempo, che come abbiamo affermato precedentemente rappresenta l'appoggio podalico del campione durante i 60s di test su I-Moove®.

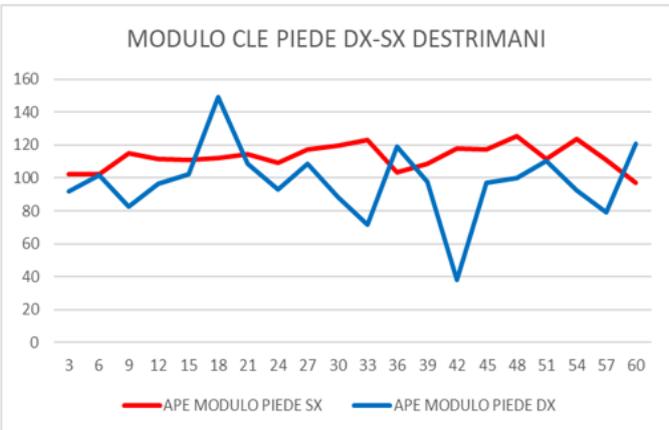
### Tabella e grafico dei valori medi del modulo ogni 3 secondi per la variabile APE (destrimani)

MODULO MEDIO OGNI 3 SEC, DESTRI MANI VARIABILE OCCLUSALE APE						
SEC.	APE MODULO PIEDE SX	APE MODULO PIEDE DX	Y Sx	X Dx	Y Dx	
3	92	90	-92	4	86	-25
6	107	95	-107	-3	95	-9
9	108	118	-107	-11	116	-21
12	106	94	-106	-9	94	-5
15	113	99	-112	-13	86	-48
18	116	117	-116	-1	117	-4
21	107	95	-104	-25	87	-36
24	104	126	-103	-13	123	-26
27	105	103	-105	-2	86	-56
30	125	127	-125	3	127	-2
33	121	113	-120	10	110	-24
36	100	130	-100	3	116	-59
39	104	106	-104	7	102	-30
42	113	103	-113	-10	75	-70
45	131	122	-131	-9	97	-74
48	95	106	-94	-11	74	-75
51	125	81	-125	-5	52	62
54	132	127	-132	3	127	-3
57	111	84	-111	4	45	71
60	124	127	-121	-30	119	-47
MEDIA	112	108				
SD	11	16				



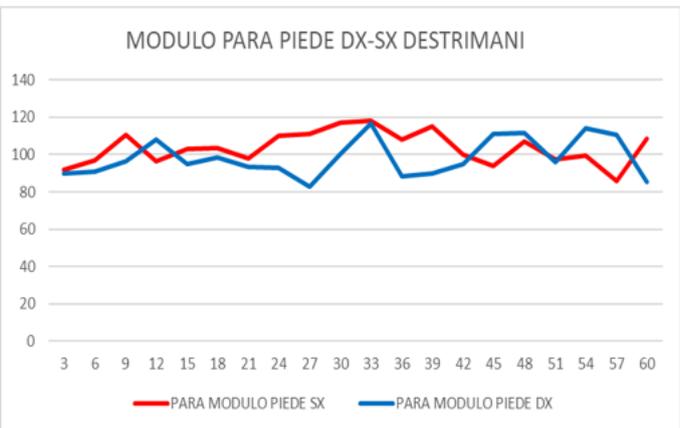
**Tabella e grafico dei valori medi del modulo ogni 3 secondi per la variabile CLE (destrimani)**

MODULO MEDIO OGNI 3 SEC. DESTIMANI VARIABILE OCCLUSALE CLE						
SEC.	CLE MODULO PIEDE SX	CLE MODULO PIEDE DX	X Sx	Y Sx	XDx	YDx
3	102	92	-102	2	91	-12
6	102	102	-102	2	102	7
9	115	83	-112	25	83	5
12	112	96	-111	11	93	-25
15	111	102	-109	-22	102	-1
18	112	149	-112	-1	134	65
21	114	109	-114	7	74	-80
24	109	93	-109	-2	81	46
27	117	109	-116	-14	109	3
30	119	88	-119	3	80	37
33	123	71	-123	4	65	-30
36	103	119	-103	3	112	-41
39	109	98	-109	4	90	-38
42	118	38	-118	3	34	-17
45	117	97	-117	3	87	-43
48	126	100	-126	-3	98	19
51	112	111	-112	4	110	-9
54	123	92	-123	-9	91	-16
57	111	79	-110	-17	78	17
60	97	121	-97	-1	117	-32
MEDIA	113	97				
SD	8	22				



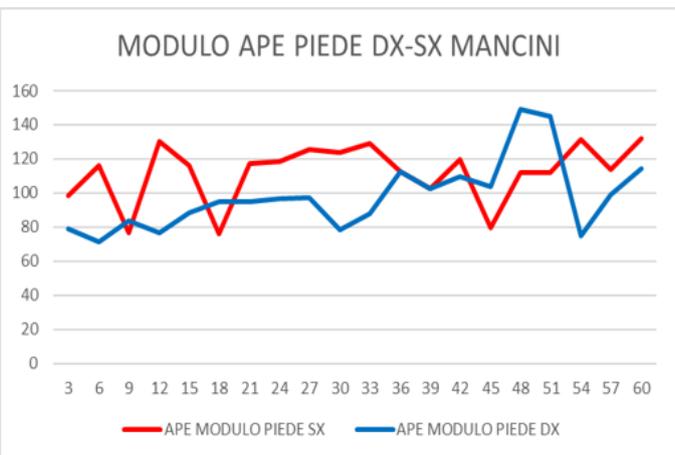
**Tabella e grafico dei valori medi del modulo ogni 3 secondi per la variabile PARA (destrimani)**

MODULO MEDIO OGNI 3 SEC. DESTIMANI VARIABILE OCCLUSALE PARA						
SEC.	PARA MODULO PIEDE SX	PARA MODULO PIEDE DX	X Sx	Y Sx	XDx	YDx
3	92	90	-88	-27	90	8
6	97	91	-96	13	89	17
9	111	96	-110	-3	86	44
12	96	108	-96	-6	108	4
15	103	95	-100	-27	92	-23
18	104	98	-103	-15	95	-27
21	98	94	-97	-11	92	17
24	110	93	-109	-14	93	4
27	111	83	-109	-21	83	1
30	117	100	-117	-5	100	-12
33	118	117	-118	-3	106	48
36	108	88	-105	-25	88	10
39	115	90	-113	-24	89	12
42	100	95	-99	-16	95	2
45	94	111	-93	-12	109	23
48	107	112	-107	-7	111	-15
51	98	96	-97	-11	88	-39
54	99	114	-99	0	106	42
57	86	110	-86	-7	81	-76
60	108	85	-101	39	85	-5
MEDIA	104	98				
SD	9	10				



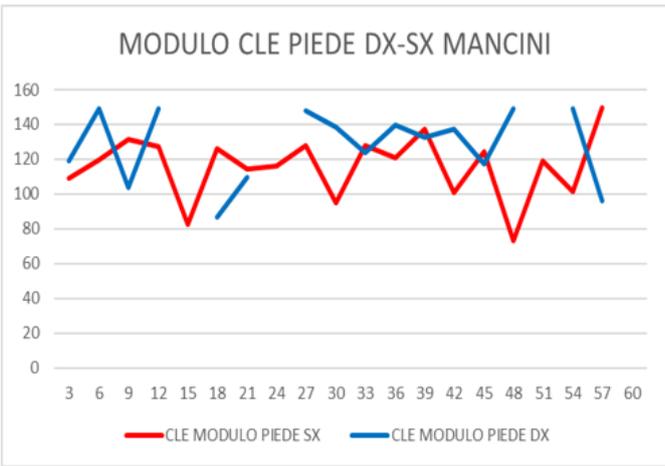
**Tabella e grafico dei valori medi del modulo ogni 3 secondi per la variabile APE (mancini)**

MODULO MEDIO OGNI 3 SEC. MANCINI VARIABILE OCCLUSALE APE						
SEC.	APE MODULO PIEDE SX	APE MODULO PIEDE DX	X Sx	Y Sx	XDx	YDx
3	98	79	-98	2	78	7
6	116	72	-115	14	71	12
9	77	84	-76	-13	83	-7
12	130	77	-130	-2	76	4
15	116	89	-115	14	88	6
18	76	95	-76	-4	94	14
21	117	95	-115	-22	93	16
24	118	97	-117	-17	96	14
27	126	97	-124	-20	97	12
30	124	78	-124	-1	76	-17
33	129	88	-117	-55	88	3
36	113	112	-113	-3	112	14
39	103	102	-102	-15	101	17
42	120	110	-119	-14	109	16
45	80	104	-73	-32	103	-17
48	112	149	-105	-38	148	20
51	112	145	-111	-15	145	-9
54	131	75	-130	-21	58	-47
57	114	99	-114	1	65	-75
60	132	114	-131	21	50	-103
MEDIA	112	98				
DS	17	21				



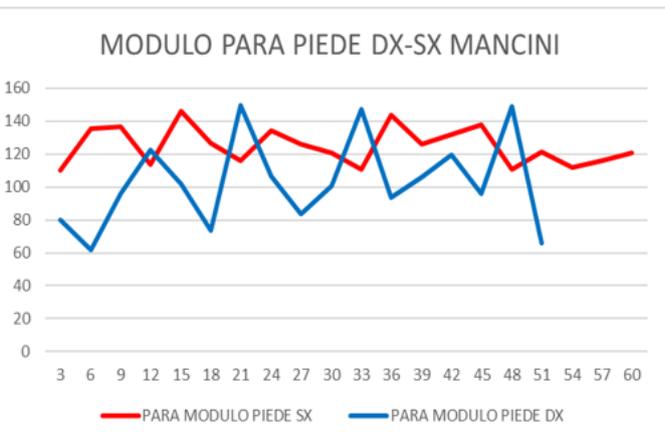
**Tabella e grafico dei valori medi del modulo ogni 3 secondi per la variabile CLE (mancini)**

MODULO MEDIO OGNI 3 SEC, MANCINI VARIABILE OCCLUSALE CLE						
SEC.	CLE MODULO PIEDE SX	CLE MODULO PIEDE DX	X Sx	Y Sx	XDx	YDx
3	109	119	-109	-2	118	13
6	119	149	-119	-11	144	38
9	131	104	-131	-8	99	-31
12	127	149	-126	-13	7	-149
15	82		-79	-24		
18	126	87	-120	-37	85	18
21	115	110	-109	-34	72	83
24	116		-113	-27		
27	128	148	-128	3	148	-9
30	95	139	-81	-50	137	22
33	128	124	-128	-9	122	-19
36	121	139	-105	-60	112	-83
39	137	132	-134	31	98	-89
42	101	137	-95	-34	106	-87
45	124	117	-121	-30	117	5
48	73	149	-73	5	149	5
51	119		-119	1		
54	101	149	-101	0	142	-46
57	150	96	-149	15	93	24
60						
MEDIA	116	128				
SD	19	21				



**Tabella e grafico dei valori medi del modulo ogni 3 secondi per la variabile PARA (mancini)**

MODULO MEDIO OGNI 3 SEC, MANCINI VARIABILE OCCLUSALE PARA						
SEC.	PARA MODULO PIEDE SX	PARA MODULO PIEDE DX	X Sx	Y Sx	XDx	YDx
3	110	80	-105	-34	72	-35
6	136	62	-133	-26	33	-52
9	137	96	-130	-44	96	1
12	114	123	-110	-30	120	27
15	146	102	-146	11	102	-4
18	126	73	-126	-3	73	-9
21	116	150	-115	-17	148	23
24	134	106	-133	-18	106	-4
27	126	84	-121	-37	56	62
30	121	101	-112	-46	85	55
33	111	147	-96	-55	146	-18
36	144	93	-143	-17	68	-65
39	126	106	-110	-61	106	-1
42	132	119	-129	28	108	-51
45	138	96	-137	-9	69	-67
48	110	149	-105	-35	148	-18
51	121	66	-110	-51	4	-66
54	112		-108	-32		
57	116	149	-100	-60	148	-18
60	121		-85	-86		
MEDIA	125	106				
SD	12	29				



## Conclusioni

La variabile occlusale ha influito sui test degli arti inferiori. Analizziamo lo sviluppo nel tempo del modulo del piede sinistro nei destrimani.

La variabile APE presenta un modulo medio molto simile a quello di CLE (APE=112 e CLE=113), mentre il modulo medio di PARA=104.

Considerando che il modulo corrisponde all'impulso (vedi, più avanti, la descrizione dell'impulso), il soggetto imprime un minor carico medio sulla pedana dovuto allo sbilanciamento del movimento ellisso-sferico. Analogo discorso è per la variabilità, valutata con la deviazione standard: APE=11, CLE=8, PARA=9. Il CLE e il PARA indicano una minor variabilità rispetto alla condizione inocclusale. Nel grafico si osserva l'appiattimento della linea rossa.

Analizziamo lo sviluppo nel tempo del modulo del piede destro, sempre nei destrimani: comprendiamo dai grafici che il comportamento del modulo del piede destro è differente dal comportamento del modulo del piede sinistro. In questo caso, i moduli medi delle variabili sono APE=108, CLE=97, PARA=98. Pertanto, il comportamento della variabile APE è stato differente e maggiore delle altre due (più sbilanciamento del baricentro corporeo). Invece, le deviazioni standard delle tre variabili sono: APE=16, CLE=22, PARA=10. Ciò dimostra che con PARA la dispersione dei valori è molto più vicina alla media e nel grafico risulta più appiattita, condizione di performance migliore (vedi grafico pagina precedente).

Analizziamo lo sviluppo nel tempo del modulo del piede sinistro nei mancini:

la variabile APE presenta il modulo medio più basso, mentre la variabile PARA presenta il valore più alto: APE=112, CLE=116, PARA=125. La deviazione standard è stata per APE=17, CLE=17, PARA=12. Di conseguenza, osserviamo che, per la variabile PARA, c'è stato un maggior modulo medio con valori meno discostanti dalla media rispetto alle altre due variabili occlusali. Nel grafico, infatti, si osserva un maggior appiattimento della linea rispetto agli altri. Questo comportamento dei mancini è stato osservato in tutti i singoli soggetti, pertanto, anche se il campione era piccolo, la media è stata coerente con il loro comportamento individuale.

Analizziamo lo sviluppo nel tempo del modulo del piede destro, sempre nei mancini:

la variabile APE presenta il modulo medio più basso, mentre la variabile CLE presenta il valore più alto: APE=98, CLE=128 e PARA=106. La deviazione standard è stata per APE=21, CLE=21, PARA=29. Per il piede destro, pur avendo un valore del modulo di PARA=106, la variazione è stata maggiore, visibile con un andamento nel grafico a denti di sega più grandi.

Per comprendere meglio questo comportamento tra destrimani e mancini, analizziamo il modulo con il teorema dell'impulso.

### **Somma individuale e totale degli impulsi (appoggio podalico) e confronto percentuale Dx-Sx**

Nelle tabelle sottostanti sono rappresentate le somme degli impulsi del piede destro e sinistro dei singoli atleti e totale del campione, per variabile occlusale. Anche in questo caso, abbiamo deciso di analizzare separatamente gli atleti in base al tipo di dominanza motoria, mantenendo quindi il gruppo separato in due campioni: quello dei destrimani e quello dei mancini.

DESTRIMANI		APE		CLE		PARA	
SOMMA DEI SINGOLI		DX	SX	DX	SX	DX	SX
Impulso	ATLETA 1	1796	5160	1577	4581	2141	4404
	ATLETA 2	2496	3374	4079	2615	2958	2541
	ATLETA 3	2366	5414	1585	6239	2956	4869
	ATLETA 4	2397	6244	406	6410	450	6787
	ATLETA 5	0	6503	683	6466	911	6052
	ATLETA 6	2090	6570	2093	6980	2539	6236
	ATLETA 7	2756	4432	1850	6419	2920	3352
	ATLETA 8	1137	4289	848	4626	1174	3610
	media	1880	5248	1640	5542	2006	4731
Impulso	Somma tot	15038	41985	13122	44335	16048	37852
	Δ DX SX %	36		30		42	
	Δ SX DX %		64		70		58

differenza di impulso tra piede destro e sinistro:

MANCINI		APE		CLE		PARA	
SOMMA DEI SINGOLI		DX	SX	DX	SX	DX	SX
impulso	ATLETA 1	2507	5094	2386	5935	1046	7666
	ATLETA 2	2093	4181	1941	4479	1494	4179
	ATLETA 3	1181	4581	1078	4773	2443	3705
	media	1927	4619	1802	5063	1661	5183
Impulso	Somma tot	5782	13857	5405	15188	4984	15550
	Δ DX SX %	42		36		32	
	Δ SX DX %		58		64		68

contrario, la tabella dei mancini (tabella in basso) il rapporto percentuale che rappresenta l'impulso del piede destro contro l'impulso del piede sinistro varia al variare della variabile occlusale, ma non è coerente con il risultato dei destrimani, probabilmente a causa del campione troppo piccolo.

DIFFERENZE PERCENTUALI DX-SX individuale, modulo I-MOOVE, DESTRIMANI			
	confronto APE DX-SX	confronto CLE DX-SX	confronto PARA DX-SX
ATLETA 1	35	34	49
ATLETA 2	74	156	116
ATLETA 3	44	25	61
ATLETA 4	38	6	7
ATLETA 5	0	11	15
ATLETA 6	32	31	43
ATLETA 7	62	28	87
ATLETA 8	27	18	33
diff % media	18	41	15

del doppio dell'impulso generato da piede destro vs il piede sinistro, e che la variabile occlusale ha influito significativamente sull'entità di carico impresso dagli arti inferiori sulla pedana;

DIFFERENZE PERCENTUALI DX-SX individuale, modulo I-MOOVE, MANCINI			
	confronto APE DX-SX	confronto CLE DX-SX	confronto PARA DX-SX
ATLETA 1	49	40	14
ATLETA 2	75	37	31
ATLETA 3	24	23	66
diff % media	5	32	38

Nella tabella dei destrimani, la differenza percentuale più bassa è quella per la variabile PARA (15%), a seguire APE (18%), e in ultimo CLE (41%). Ipotizziamo che l'elevata differenza percentuale riscontrata per la variabile CLE sia dovuta alla malocclusione presente nei soggetti nel campione. Da questi valori si comprende che la variabile occlusale influisce nella differenza tra arto destro e sinistro nel recupero dell'equilibrio del corpo.

Osservando la media degli impulsi, si nota che, per quanto riguarda la quantità totale di impulso, per tutte e tre le variabili occlusali e in tutti e due i campioni, è maggiore quella generata dal piede sinistro. L'entità tra impulso totale di destra e di sinistra, in termini percentuali, denota la marcata

Nel campione dei **destrimani** (tabella in alto) si osserva una minor differenza percentuale tra l'impulso del piede destro vs il piede sinistro, a differenza delle altre due variabili, che mostrano valori peggiori. Al

Dall'analisi di queste due tabelle possiamo sostenere che, per quanto riguarda l'appoggio podalico, la generalità dei due campioni (mancini e destrimani) ha reagito erogando in media più

Le tabelle a sinistra descrivono invece la differenza percentuale tra arto destro e sinistro, in base al tipo di campione e variabile occlusale:

## **ANALISI STATISTICA DEI DATI RELATIVI ALLA FORZA RACCOLTI ATTRAVERSO IL DINAMOMETRO**

Per l'analisi statistica della forza, tramite il software Past3, abbiamo utilizzato i seguenti strumenti statistici:

- **Test di normalità di Shapiro-Wilk;**
- **Analisi della varianza (ANOVA);**
- **Test di Kruskal Wallis;**
- **Test di Mann-Whitney Pairwise;**

- **Test di Spearman** per l'analisi delle correlazioni, nel caso in cui ci trovassimo di fronte a delle distribuzioni asimmetriche;
- **Test di Pearson** per l'analisi delle correlazioni, nel caso in cui ci trovassimo di fronte a tre distribuzioni di tipo simmetrico;
- **Grafico Fit Normal**, strumento matematico che “normalizza” le curve di distribuzioni per rendere il fenomeno meglio comprensibile;

Abbiamo inoltre creato, tramite Excel, i **grafici a linee e i diagrammi a scatola e baffi** relativi all'**andamento della forza muscolare nei 5 secondi di durata del test** (valori registrati ogni 0,025s), e alla relativa **forza esplosiva**.

Tramite dinamometro sono stati testati i seguenti muscoli:

- **Extrarotatori** destro e sinistro dell'omero;
- **Intrarotatori** destro e sinistro dell'omero;
- **Flessori** destro e sinistro della gamba;
- **Estensori** destro e sinistro della gamba.

### **MUSCOLI EXTRAROTATORI DELL'OMERO - analisi della forza con le tre variabili**

Andiamo quindi ad analizzare l'elaborazione statistica dei **muscoli extrarotatori** dell'omero.

#### **Tabelle della statistica univariata dei muscoli extrarotatori dell'omero**

Univariate statistics			
	APE DX M TOT	CLE DX M TOT	PARA DX M TOT
<b>N</b>	21	21	21
<b>Min</b>	0	0	0
<b>Max</b>	89,66389	87,69412	95,91143
<b>Sum</b>	1316,631	1298,467	1433,533
<b>Mean</b>	62,69669	61,83176	68,26347
<b>Std. error</b>	5,902286	5,753482	6,093789
<b>Variance</b>	731,5766	695,1537	779,8195
<b>Stand. dev</b>	27,04767	26,36577	27,92525
<b>Median</b>	73,24722	72,16389	78,46111
<b>25 prcnil</b>	45,16389	44,93194	52,29444
<b>75 prcnil</b>	83,23889	81,59583	89,24583
<b>Skewness</b>	-1,13288	-1,181219	-1,232475
<b>Kurtosis</b>	0,1949978	0,3440866	0,6349408
<b>Geom. mean</b>	0	0	0
<b>Coeff. var</b>	43,14051	42,64114	40,90804

Univariate statistics			
	APE SX M TOT	CLE SX M TOT	PARA SX M TOT
<b>N</b>	21	21	21
<b>Min</b>	0	0	0
<b>Max</b>	75,54444	79,42778	84,78611
<b>Sum</b>	1098,208	1171,536	1262,308
<b>Mean</b>	52,29563	55,78743	60,10992
<b>Std. error</b>	4,812273	5,057846	5,326429
<b>Variance</b>	486,3175	537,218	595,7878
<b>Stand. dev</b>	22,05261	23,17796	24,40876
<b>Median</b>	60,04167	63,74444	69,25556
<b>25 prcnil</b>	38,86667	41,17778	44,99444
<b>75 prcnil</b>	69,20833	73,99583	78,95833
<b>Skewness</b>	-1,135233	-1,152206	-1,175852
<b>Kurtosis</b>	0,3968853	0,4708323	0,5444998
<b>Geom. mean</b>	0	0	0
<b>Coeff. var</b>	42,16912	41,54693	40,60688

Tabella riassuntiva extrarotatori **braccio destro**; Tabella riassuntiva extrarotatori **braccio sinistro**;

Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni (m. extrarotatori dell'omero)

Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni (extrarotazione braccio destro)

Tests for normal distribution			
	APE DX M TOT	CLE DX M TOT	PARA DX M TOT
<b>N</b>	21	21	21
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,8511	0,8447	0,8529
<b>p(normal)</b>	0,004431	0,003443	0,004772

Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni (extrarotazione braccio sinistro)

Tests for normal distribution			
	APE SX M TOT	CLE SX M TOT	PARA SX M TOT
<b>N</b>	21	21	21
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,8717	0,8671	0,8638
<b>p(normal)</b>	0,01028	0,008505	0,007402

Dai valori di p risultanti dal test di Shapiro-Wilk si evince che tutte e tre le distribuzioni ( $p < 0,05$ ), sia nel caso del braccio destro che nel caso del braccio sinistro, sono di tipo **asimmetrico**.

Si procede quindi con l'utilizzo dell'**ANOVA**:

### m. extrarotatori braccio destro

Several-sample tests

One-way ANOVA | Residuals | Tukey's pairwise | Kruskal-Wallis | Mann-Whitney pairwise | Dunn's post hoc

**Test for equal means**

	Sum of sqrs	df	Mean square	F	$p$ (same)
Between groups:	511,727	2	255,863	0,3479	0,7076
Within groups:	44131	60	735,517		Permutation $p$ (n=99999)
Total:	44642,7	62			0,7083

**Components of variance (only for random effects):**

Var(group):	-22,8406	Var(error):	735,517	ICC:	-0,0320491
-------------	----------	-------------	---------	------	------------

$\omega^2$ : 0

### m. extrarotatori braccio sinistro

Several-sample tests

One-way ANOVA | Residuals | Tukey's pairwise | Kruskal-Wallis | Mann-Whitney pairwise | Dunn's post hoc

**Test for equal means**

	Sum of sqrs	df	Mean square	F	$p$ (same)
Between groups:	643,577	2	321,789	0,5962	0,5542
Within groups:	32386,5	60	539,774		Permutation $p$ (n=99999)
Total:	33030	62			0,5534

**Components of variance (only for random effects):**

Var(group):	-10,3803	Var(error):	539,774	ICC:	-0,0196078
-------------	----------	-------------	---------	------	------------

$\omega^2$ : 0

Gli indici di Fisher in entrambi i casi corrispondono ad un valore numerico di poco superiore a 0:

$$F(Dx)=0,3479$$

$$F(Sx)= 0,5962$$

**Il test F indica una scarsissima differenza tra i campioni.**

C'è una scarsissima differenza tra le distribuzioni, perché il valore di F è quasi coincidente allo 0.

Il valore di p superiore a 0,05 indica la mancanza di significatività del valore F, pertanto, dal punto di vista statistico, non è possibile comprendere se i tre test sono differenti o meno.

Procediamo con il test di **Kruskal Wallis (m. extrarotatori dell'omero):**

Kruskal-Wallis test for equal medians	
$H(ch^2)$ :	11,91
$H_c$ (tie corrected):	11,91
$p$ (same):	0,03609
There is a significant difference between sample medians	

Contrariamente a ciò che afferma il test F, il **Kruskal Wallis percepisce una significativa differenza tra le distribuzioni**  $H=11,91$  con  $p=0,03$ .

Andiamo meglio ad indagare all'interno di quale confronto tra distribuzioni è presente la diversità tramite il test **Mann-Whitney pairwise (m. extrarotatori dell'omero)**:

Several-sample tests						
One-way ANOVA   Residuals   Tukey's pairwise   Kruskal-Wallis   Mann-Whitney pairwise   Dunn's post hoc						
Raw p values, uncorrected significance						
	APE DX M TOT	APE SX M TOT	CLE DX M TOT	CLE SX M TOT	PARA DX M TOT	PARA SX M TOT
APE DX M TOT		0,04034	0,7153	0,1218	0,3083	0,4429
APE SX M TOT	0,04034		0,0455	0,3994	0,009222	0,1047
CLE DX M TOT	0,7153	0,0455		0,148	0,2321	0,5714
CLE SX M TOT	0,1218	0,3994	0,148		0,02435	0,3083
PARA DX M TOT	0,3083	0,009222	0,2321	0,02435		0,1047
PARA SX M TOT	0,4429	0,1047	0,5714	0,3083	0,1047	

In rosa sono indicati i valori di  $p < 0,05$  che riflettono la significativa diversità all'interno dei confronti ad essi associati, essi sono:

- APE DX-APE SX
- CLE DX-APE SX
- PARA DX-APE SX
- PARA DX-CLE SX

Andiamo ora ad analizzare le correlazioni tra le distribuzioni tramite il **test di correlazione di Spearman's rs**:

**m. extrarotatori dell'omero destro**

Correlation			
Table	Plot		
	APE DX M TO	CLE DX M TO	PARA DX M T
APE DX M TO		0	0
CLE DX M TO	1		0
PARA DX M T	1	1	

Correlation statistic

Linear r (Pearson)

Spearman's D

Spearman's rs

### m. extrarotatori dell'omero sinistro

Correlation			
Table	Plot		
	APE SX M TO	CLE SX M TOT	PARA SX M T
APE SX M TO		0	0
CLE SX M TOT	1		0
PARA SX M T	1	1	

Correlation statistic

Linear r (Pearson)

Spearman's D

Spearman's rs

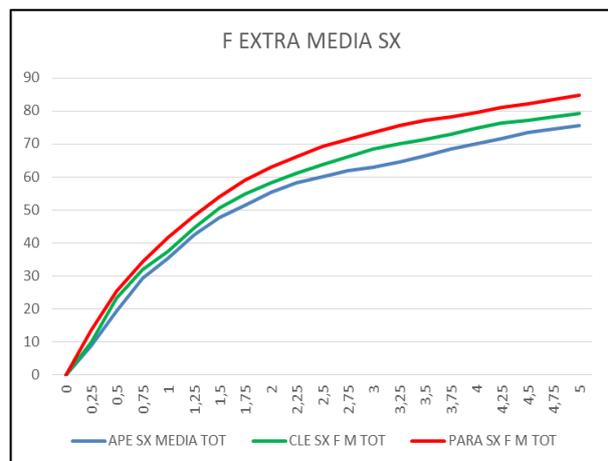
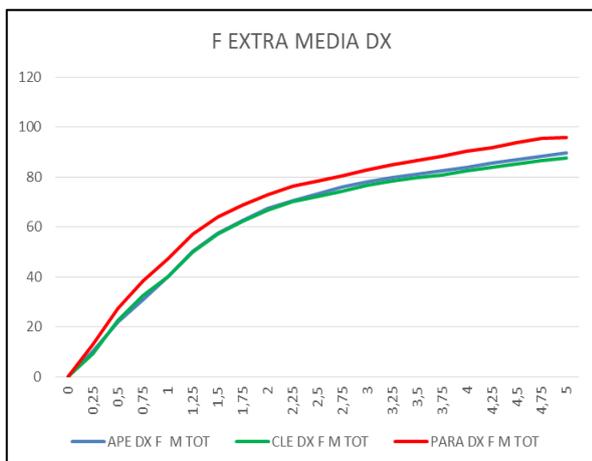
I test di Spearman's rs mostrano come ci sia **massima correlazione significativa tra le distribuzioni** per le variabili (**rs=1 e p=0**).

### Analisi grafica della forza muscolare

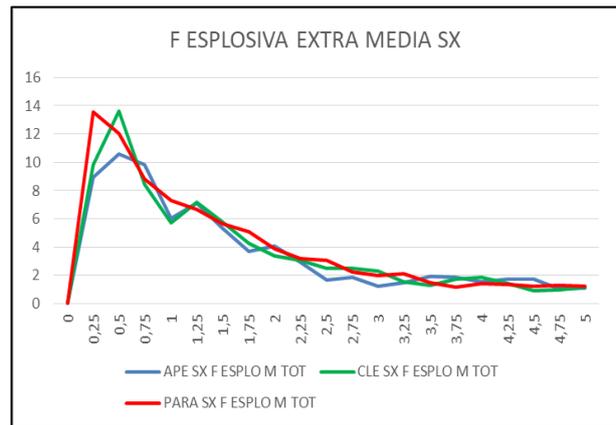
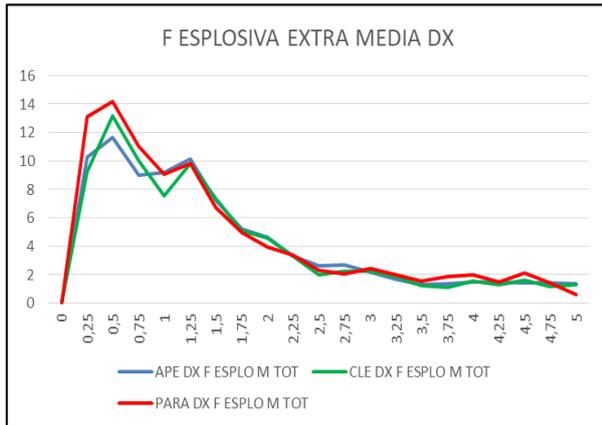
Tramite il programma Excel abbiamo ricavato i seguenti grafici:

- Grafici a linee dello sviluppo della forza muscolare (forza resistente) media del campione nei 5 secondi di prova;
- Grafici a linee dello sviluppo della forza esplosiva media del campione nei 5 secondi di prova;
- Diagrammi a scatola e baffi della forza resistente media del campione;
- Diagrammi a scatola e baffi della forza esplosiva media del campione;

### Grafici a linee della forza resistente dei muscoli extrarotatori dell'omero



## Grafici a linee della forza esplosiva dei muscoli extrarotatori dell'omero

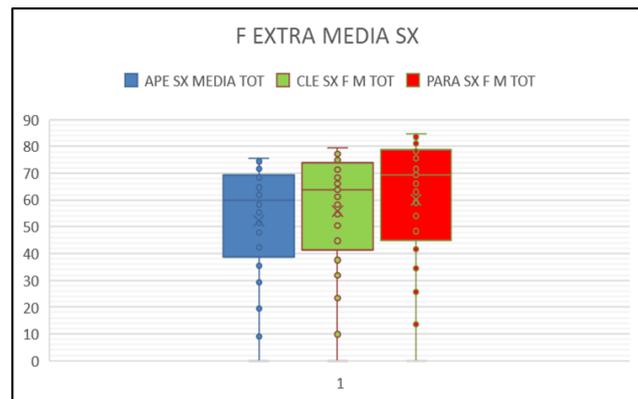
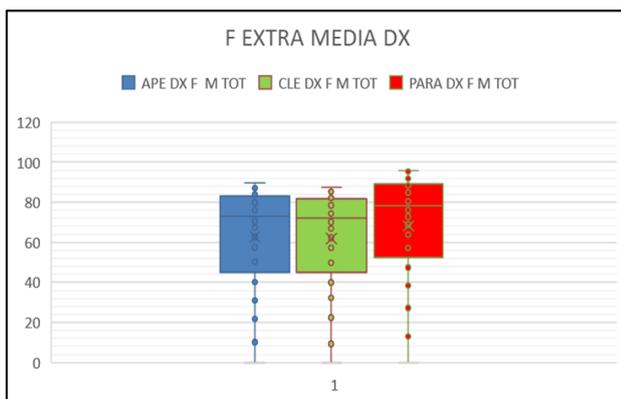


### Grafico a linee, extrarotazione dell'omero

- **Forza resistente:** per entrambi gli arti si può notare come la curva più alta sia quella relativa alla variabile PARA; nell'arto destro, inoltre, l'andamento della forza muscolare per la variabile CLE risulta quasi coincidente a quello per la variabile APE, mentre nell'arto sinistro l'andamento di CLE è superiore a quello di APE.
- **Forza esplosiva:** Nell'arto destro, APE presenta il picco più alto, a seguire vi è quello di CLE, e in ultimo vi è quello di PARA.

Nell'arto sinistro, invece, PARA raggiunge un picco di forza esplosiva simile a quello raggiunto da CLE, ma ciò si manifesta a 0,25 secondi, mentre il picco di CLE è raggiunto a 0,75 secondi.

### Diagrammi a scatola e baffi della forza resistente dei muscoli extrarotatori dell'omero



### Diagramma a scatola e baffi, extrarotazione dell'omero

- **Forza resistente:** la scatola a baffi di PARA, presenta valori di Q1, Q2, Q3 e Q4 più elevati rispetto ai box di CLE e APE, sia per l'arto destro, che per l'arto sinistro.

La scatola a baffi di PARA presenta valori di Q2 e media maggiore di CLE e PARA.

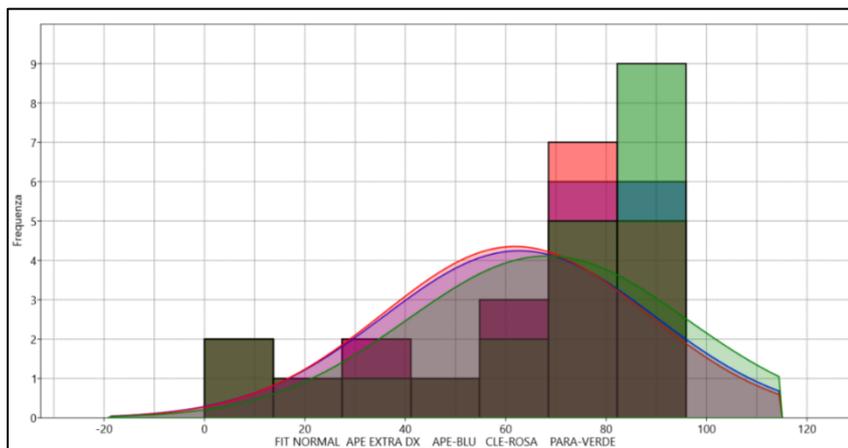
Per quanto riguarda il confronto CLE-APE, a destra sono molto simili, e a sinistra è migliore il CLE.

**Diagrammi a scatola e baffi della forza esplosiva dei muscoli extrarotatori dell'omero**

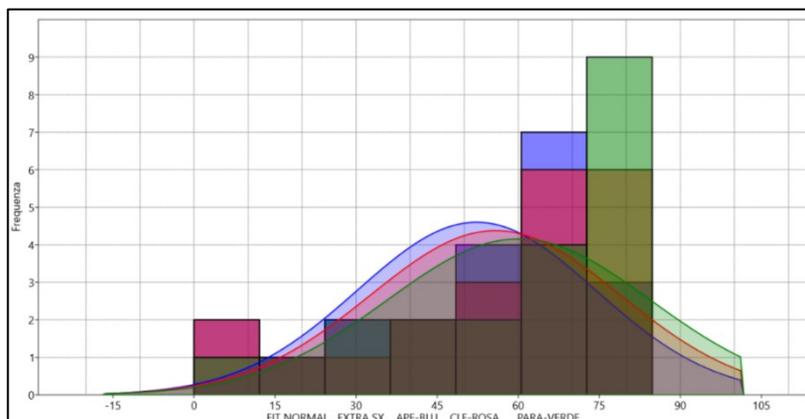


- **Forza esplosiva:** è rappresentata una situazione analoga a quella per la forza resistente: in tutti e due gli arti si nota che la scatola a baffi di PARA presenta un valore massimo Q4, Q3, mediana (Q2), media più alti rispetto a quelli per le altre due variabili. Nell'arto destro i box di APE e CLE presentano dei Q1, le medie e Q2 simili.

**Grafici Fit Normal, elaborati con Past, relativi all'andamento della forza muscolare nei 5 secondi**



*Grafico Fit Normal relativo all'andamento della forza resistente, **braccio destro**.*



*Grafico Fit Normal relativo all'andamento della forza resistente, **braccio sinistro**.*

## Grafici Fit Normal, extrarotazione dell'omero

Le curve gaussiane rappresentate rafforzano ciò che suggeriscono i grafici a linee della forza resistente elaborati con Excel, visti precedentemente: per entrambi gli arti la prestazione migliore si ottiene con la variabile PARA (in questi grafici rappresentata in verde); nell'arto destro, le curve di CLE (in rosa) e di APE (in blu) risultano quasi coincidenti, suggerendo una simile prestazione in termini di forza muscolare erogata, mentre nell'arto sinistro la prestazione di CLE è migliore rispetto a quella di APE.

**In clinica:** la prestazione con la variabile PARA è da considerarsi migliore rispetto alle altre due.

## ANALISI DELL'ESPRESSIONE DELLA QUANTITÀ DI MOTO (IMPULSO) NEI MUSCOLI EXTRAROTATORI DELL'OMERO

Per avere un'interpretazione più chiara e quantitativa della prestazione muscolare abbiamo preso in analisi la **quantità di moto** espressa dal muscolo; la quantità di moto corrisponde sostanzialmente **all'area sottostante alla curva di sviluppo della forza muscolare rappresentata sul piano cartesiano.**

**Tabella relativa alle differenze di quantità di moto per intervallo di tempo, relativamente allo sviluppo della forza resistente media del campione, muscoli extrarotatori dell'omero:**

Area sottesa (IMPULSO) dei muscoli extrarotatori dell'omero, forza resistente						
secondi	APE DX F M TOT	APE SX MEDIA TOT	CLE DX F M TOT	CLE SX F M TOT	PARA DX F M TOT	PARA SX F M TOT
0,25	1,3	1,1	1,2	1,2	1,6	1,7
0,5	5,3	4,7	5,1	5,4	6,7	6,6
0,75	11,9	10,8	12,0	12,3	14,9	14,1
1	20,8	18,9	21,0	21,0	25,6	23,6
1,25	32,1	28,6	32,3	31,3	38,7	34,8
1,5	45,5	39,8	45,7	43,2	53,8	47,6
1,75	60,5	52,2	60,6	56,4	70,4	61,8
2	76,8	65,6	76,8	70,5	88,1	77,0
2,25	94,0	79,8	93,9	85,4	106,8	93,2
2,5	112,0	94,6	111,7	101,1	126,1	110,1
2,75	130,7	109,9	130,0	117,3	146,0	127,7
3	149,9	125,5	148,9	134,2	166,4	145,8
3,25	169,7	141,4	168,3	151,5	187,3	164,5
3,5	189,8	157,8	188,1	169,1	208,8	183,5
3,75	210,2	174,7	208,2	187,2	230,6	203,0
4	231,1	192,0	228,6	205,7	252,9	222,7
4,25	252,2	209,7	249,3	224,6	275,6	242,8
4,5	273,8	227,9	270,4	243,8	298,8	263,2
4,75	295,7	246,4	291,9	263,2	322,5	283,9
5	317,9	265,1	313,7	283,0	346,4	305,0

L'impulso che si legge sulla riga di un determinato intervallo di tempo corrisponde alla sommatoria degli impulsi sovrastanti.

**Tabella relativa alle differenze di quantità di moto per intervallo di tempo, relativamente allo sviluppo della forza esplosiva media del campione, muscoli extrarotatori dell'omero (1 sec):**

Area sottesa (IMPULSO) dei muscoli extrarotatori dell'omero, forza esplosiva (1 sec.)						
secondi	APE DX F M TOT	APE SX MEDIA TOT	CLE DX F M TOT	CLE SX F M TOT	PARA DX F M TOT	PARA SX F M TOT
0,25	1,3	1,1	1,2	1,2	1,6	1,7
0,5	4,0	3,6	4,0	4,2	5,1	4,9
0,75	6,6	6,1	6,9	6,9	8,2	7,5
1	8,9	8,1	9,1	8,7	10,7	9,5

**Tabella del confronto percentuale tra impulsi totali per variabile oclusale, muscoli extrarotatori dell'omero, forza resistente:**

DIFF % F RES TOT M EXTRAROTATORI OMERO	
APE-CLE% DX TOT	-1,35
APE-PARA% DX TOT	8,95
APE-CLE% SX TOT	6,73
APE-PARA% SX TOT	15,04

Questa tabella mostra la differenza percentuale tra le aree sottostanti alla curva, e quindi alla quantità di moto, relative alle linee di sviluppo della forza muscolare (forza resistente) media

del campione; Il confronto percentuale rappresentato in tabella mostra che la quantità di moto dei muscoli extrarotatori dell'omero destro espressa per la variabile CLE è inferiore del 1,35% rispetto a quella per la variabile APE, mentre la quantità di moto dell'arto destro per la variabile PARA è superiore dell'8,95% a quella per la variabile APE.

Relativamente all'arto sinistro, la quantità di moto dei muscoli extrarotatori dell'omero per la variabile CLE risulta superiore del 6,73% rispetto a quella per la variabile APE, e la quantità di moto per la variabile PARA risulta essere superiore del 15% rispetto a quella per la variabile APE.

**In clinica:** con la variabile PARA abbiamo ottenuto i risultati migliori.

**Tabella del confronto percentuale tra impulsi totali per variabile oclusale, muscoli extrarotatori dell'omero, forza esplosiva:**

DIFF % F EXP TOT M EXTRAROTATORI OMERO (1 SEC)	
APE-CLE% DX EXPL	2,13
APE-PARA% DX EXPL	20,74
APE-CLE% SX EXPL	7,51
APE-PARA% SX EXPL	17,67

La tabella riporta che, per quanto riguarda la forza esplosiva:

- **Arto destro:** l'impulso generato con la variabile CLE supera del 2% quello generato con la variabile APE, mentre l'impulso per la variabile PARA supera quello per la variabile APE del 20%;
- **Arto sinistro:** l'impulso generato con la variabile CLE supera del 7% quello generato con la variabile APE, mentre l'impulso per la variabile PARA supera quello per la variabile APE del 17%.

**In clinica:** anche per la forza esplosiva, con la variabile PARA abbiamo ottenuto i risultati migliore.

**Analisi generale della prestazione media dei muscoli extrarotatori dell'omero in base alla variabile occlusale:**

In conclusione, dall'analisi delle forze extrarotatorie è verificato che la variabile PARA dà risultati migliori rispetto alle altre due. Questo test risponde alla prima domanda del nostro lavoro, riguardante la forza muscolare isometrica.

**MUSCOLI INTRAROTATORI DELL'OMERO - analisi della forza con le tre variabili**

**Tabelle della statistica univariata dei muscoli intrarotatori dell'omero**

Univariate statistics			
	APE DX M TOT	CLE DX M TOT	PARA DX M TOT
<b>N</b>	21	21	21
<b>Min</b>	0	0	0
<b>Max</b>	103,1429	112,4571	116,9267
<b>Sum</b>	1632,74	1801,926	1919,077
<b>Mean</b>	77,74952	85,80599	91,3846
<b>Std. error</b>	6,517598	6,854655	6,739679
<b>Variance</b>	892,0607	986,7121	953,8886
<b>Stand. dev</b>	29,86739	31,41197	30,88509
<b>Median</b>	90,75143	97,98286	103,0194
<b>25 prcnil</b>	67,18857	75,60571	79,62778
<b>75 prcnil</b>	98,13143	106,92	112,1667
<b>Skewness</b>	-1,623809	-1,759	-1,869762
<b>Kurtosis</b>	1,830595	2,468663	3,277815
<b>Geom. mean</b>	0	0	0
<b>Coeff. var</b>	38,41488	36,60814	33,79682

Univariate statistics			
	APE SX M TOT	CLE SX M TOT	PARA SX M TOT
<b>N</b>	21	21	21
<b>Min</b>	0	0	0
<b>Max</b>	97,77273	97,60606	104,6867
<b>Sum</b>	1461,453	1470,32	1685,697
<b>Mean</b>	69,59301	70,01524	80,27128
<b>Std. error</b>	6,183906	5,959535	6,15115
<b>Variance</b>	803,0545	745,8372	794,5695
<b>Stand. dev</b>	28,33822	27,31002	28,18811
<b>Median</b>	80,01667	78,81667	89,85
<b>25 prcnil</b>	56,4125	57,775	68,4125
<b>75 prcnil</b>	89,20417	90,21111	100,6153
<b>Skewness</b>	-1,414951	-1,421696	-1,686326
<b>Kurtosis</b>	1,170204	1,388418	2,571571
<b>Geom. mean</b>	0	0	0
<b>Coeff. var</b>	40,71992	39,00582	35,11606

*Tabella riassuntiva intrarotatori braccio destro; Tabella riassuntiva intrarotatori braccio sinistro;*

**Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni (m intrarotatori dell'omero destro):**

Tests for normal distribution			
	APE DX M TOT	CLE DX M TOT	PARA DX M TOT
<b>N</b>	21	21	21
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,7758	0,7673	0,7695
<b>p(normal)</b>	0,0002865	0,0002162	0,0002325

## Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni (m intrarotatori dell'omero sinistro)

	APE SX M TOT	CLE SX M TOT	PARA SX M TOT
<b>N</b>	21	21	21
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,8247	0,84	0,8048
<b>p(normal)</b>	0,001607	0,002873	0,0007789

Dai valori di p risultanti dal test di Shapiro-Wilk si evince che tutte e tre le distribuzioni sono  $p < 0,05$ , sia per il braccio destro che per il braccio sinistro, pertanto le distribuzioni sono di tipo **asimmetrico**.

Si procede quindi con l'utilizzo dell'ANOVA:

### intrarotazione braccio destro:

One-way ANOVA					
Residuals					
Tukey's pairwise					
Kruskal-Wallis					
Mann-Whitney pairwise					
Dunn's post hoc					
<b>Test for equal means</b>					
	<b>Sum of sqrs</b>	<b>df</b>	<b>Mean square</b>	<b>F</b>	<b>p (same)</b>
<b>Between groups:</b>	1973,6	2	986,8	1,045	0,358
<b>Within groups:</b>	56653,2	60	944,22		<b>Permutation p (n=99999)</b>
<b>Total:</b>	58626,8	62			0,3609
<b>Components of variance (only for random effects):</b>					
<b>Var(group):</b>	2,02761	<b>Var(error):</b>	944,22	<b>ICC:</b>	0,00214279
<b>omega<sup>2</sup>:</b>	0,00143				

### intrarotazione braccio sinistro:

One-way ANOVA					
Residuals					
Tukey's pairwise					
Kruskal-Wallis					
Mann-Whitney pairwise					
Dunn's post hoc					
<b>Test for equal means</b>					
	<b>Sum of sqrs</b>	<b>df</b>	<b>Mean square</b>	<b>F</b>	<b>p (same)</b>
<b>Between groups:</b>	1535,73	2	767,866	0,983	0,3801
<b>Within groups:</b>	46869,2	60	781,154		<b>Permutation p (n=99999)</b>
<b>Total:</b>	48405	62			0,3813
<b>Components of variance (only for random effects):</b>					
<b>Var(group):</b>	-0,632747	<b>Var(error):</b>	781,154	<b>ICC:</b>	-0,000810673
<b>omega<sup>2</sup>:</b>	0				

In entrambi gli **indici di Fisher** i casi corrispondono ad un valore numerico di poco superiore a 0:

$$F(dx)=1,045$$

$$F(sx)= 0,983$$

**Il test ANOVA verifica che c'è pochissima differenza tra le distribuzioni.**

C'è una scarsissima differenza tra le distribuzioni, perché il valore di F è quasi coincidente allo 0.

Il valore di  $p$  superiore a 0,05 indica la mancanza di significatività del valore  $F$ , pertanto, dal punto di vista statistico, non è possibile comprendere se i tre test sono differenti o meno.

Procediamo con il test di **Kruskal Wallis**:

Kruskal-Wallis test for equal medians	
$H(chi^2)$ :	6,704
$H_C$ (tie corrected):	6,705
$p$ (same):	0,035
There is a significant difference between sample medians	

**muscoli intrarotatori dell'omero destro;**

Kruskal-Wallis test for equal medians	
$H(chi^2)$ :	4,349
$H_C$ (tie corrected):	4,349
$p$ (same):	0,1136
There is no significant difference between sample medians	

**muscoli intrarotatori dell'omero sinistro;**

I test di Kruskal Wallis danno un'interpretazione opposta tra braccio destro e sinistro:

- **Braccio destro:** il valore  $chi^2=6,704$ , mentre  $p$  è pari a 0,035: c'è una significativa differenza tra i tre campioni APE, CLE, PARA.
- **Braccio sinistro:** il  $chi^2=4,349$ , mentre il valore di  $p$  è pari a 0,1136: il test supporta ciò che suggerisce l'ANOVA, sembra esserci una scarsa differenza tra i tre campioni APE, CLE e PARA.

Analizziamo adesso le eventuali differenze significative tra le distribuzioni per variabile occlusale attraverso il test di **Mann-Withney**:

#### intrarotazione omero destro

Several-sample tests			
One-way ANOVA	Residuals	Tukey's pairwise	Mann-Whitney pairwise
Raw p values, uncorrected significance			
	APE DX M TOT	CLE DX M TOT	PARA DX M TOT
APE DX M TOT		0,08485	0,01744
CLE DX M TOT	0,08485		0,2524
PARA DX M TOT	0,01744	0,2524	

#### intrarotazione omero sinistro

Several-sample tests			
One-way ANOVA	Residuals	Tukey's pairwise	Mann-Whitney pairwise
Raw p values, uncorrected significance			
	APE SX M TOT	CLE SX M TOT	PARA SX M TOT
APE SX M TOT		0,9699	0,07614
CLE SX M TOT	0,9699		0,07206
PARA SX M TOT	0,07614	0,07206	

I test suggeriscono che l'unica differenza significativa è presente tra le distribuzioni APE DX-PARA DX ( $p=0,01744$ ).

Andiamo ora ad analizzare le correlazioni tra le distribuzioni tramite il **test di Spearman**:  
**intrarotazione omero destro**

Table	Plot	APE DX M TO	CLE DX M TO	PARA DX M T
APE DX M TO			0	0
CLE DX M TO	1			0
PARA DX M T	1	1		

Correlation statistic

Linear r (Pearson)  
 Spearman's D  
 Spearman's rs

**intrarotazione omero sinistro**

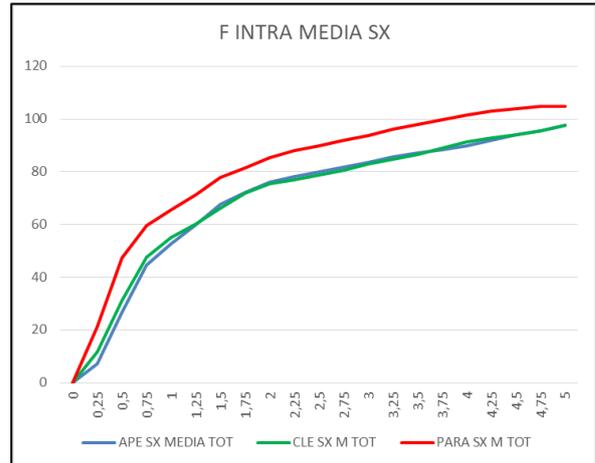
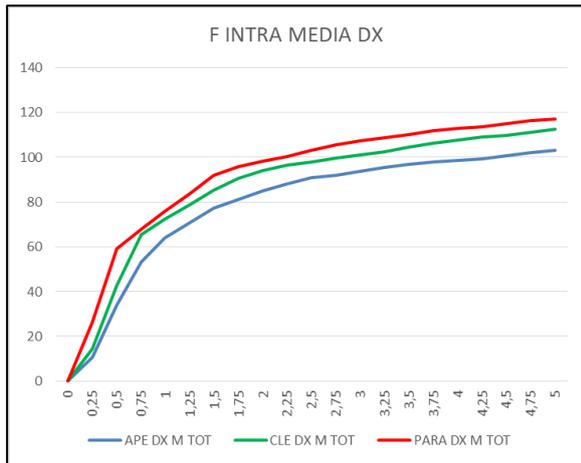
Table	Plot	APE SX M TO	CLE SX M TO	PARA SX M T
APE SX M TO			0	0
CLE SX M TO	1			0
PARA SX M T	1	1		

Correlation statistic

Linear r (Pearson)  
 Spearman's D  
 Spearman's rs

In tutte e due le tabelle sono riportati massimi livelli di correlazione significativa tra le distribuzioni per variabile occlusale ( $r_s=1$  e  $p=0$ ).

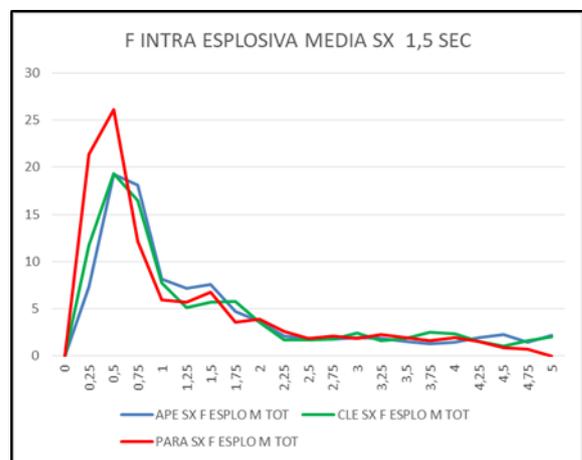
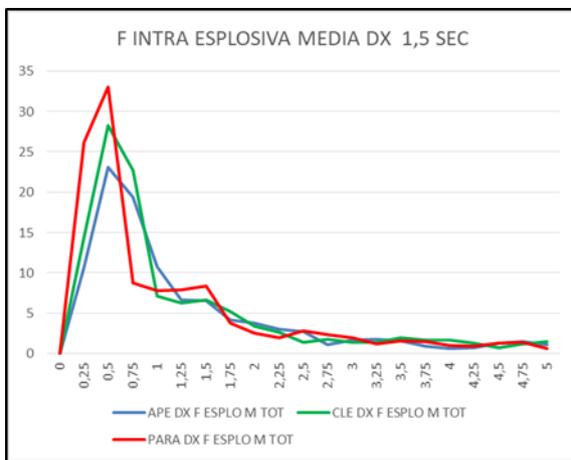
## Grafici a linee della forza resistente dei muscoli intrarotatori dell'omero:



### Grafico a linee, intrarotazione dell'omero

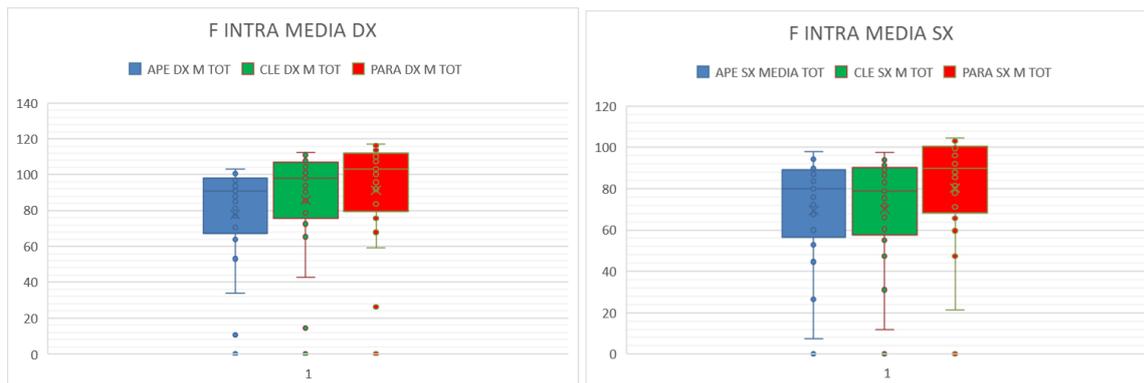
- Forza resistente:** i grafici a linee dell'andamento della forza muscolare nei 5 secondi mostrano come la curva che raggiunge i valori più alti sia quella relativa alla variabile PARA, e ciò si osserva sia per l'arto destro che per l'arto sinistro; La curva di CLE presenta valori più alti rispetto a quella di APE per quanto riguarda il braccio destro, mentre sembra averne un andamento coincidente con il braccio sinistro.

### Grafici a linee della forza esplosiva dei muscoli intrarotatori dell'omero



- Forza esplosiva:** Lo sviluppo della forza esplosiva per la variabile PARA presenta un picco di forza notevolmente maggiore in entrambi gli arti, rispetto al comportamento della forza esplosiva con le altre due variabili occlusali. Dopo i 0,5 secondi, tuttavia, l'andamento della forza esplosiva di PARA subisce un brusco calo dei valori, più repentino rispetto all'andamento decrescente successivo al picco per le altre due variabili, CLE e APE. Nel braccio destro, il picco di CLE è superiore a quello di APE, mentre nel braccio sinistro tale picco di forza risulta coincidente.

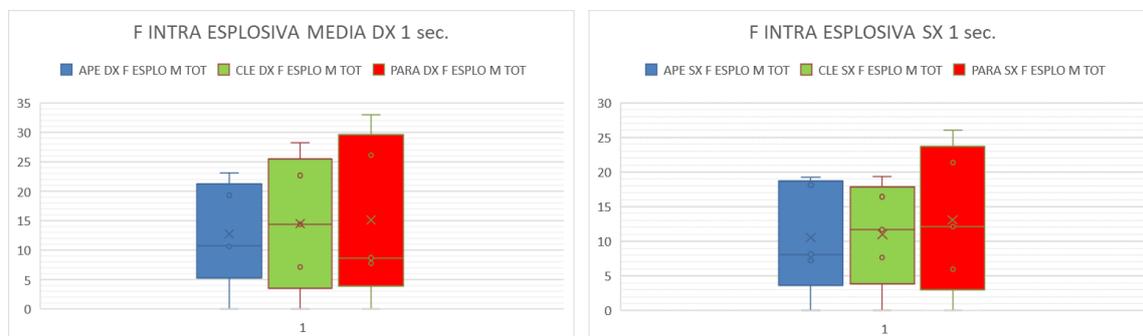
## Diagrammi a scatola e baffi della forza resistente dei muscoli intrarotatori dell'omero



## Grafico a linee, intrarotazione dell'omero

- Forza resistente:** In entrambi gli arti il box della variabile PARA presenta i valori minimi e massimi, Q1, Q2, media e Q3 più elevati. Nel braccio destro, il box di CLE presenta valori più elevati rispetto a quello di APE, mentre nel braccio sinistro i box di CLE e APE sono rappresentati sul piano cartesiano più o meno allo stesso livello (CLE presenta un valore minimo di poco superiore rispetto a quello di APE, per il resto presentano valori massimi, Q1, Q2 e Q3 più o meno coincidenti).

## Diagrammi a scatola e baffi della forza esplosiva dei muscoli intrarotatori dell'omero



- Forza esplosiva:** In entrambi gli arti, il box di PARA presenta valori massimi, Q3, media e Q1 più elevati rispetto ai box di CLE e APE; nel braccio sinistro, invece, il valore di Q2 di PARA coincide con il Q2 di CLE, ed è maggiore di APE. Il box di CLE, nel braccio destro, presenta un valore massimo, Q3, e media superiori a quelli relativi al box di APE, mentre il Q1 di CLE è il più basso.

## Grafici Fit Normal relativi all'andamento della forza muscolare

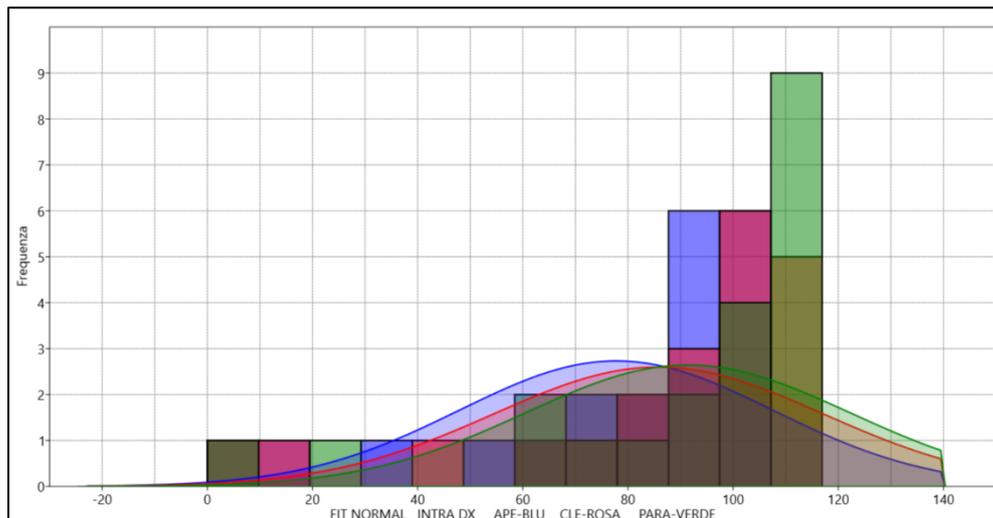


Grafico Fit Normal relativo all'andamento della forza resistente, **braccio destro**;

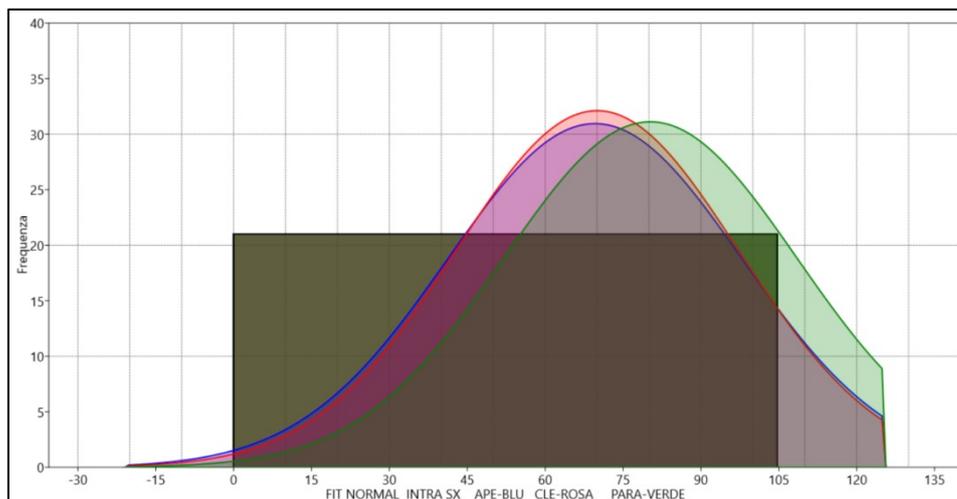


Grafico Fit Normal relativo all'andamento della forza resistente, **braccio sinistro**;

## Grafici Fit Normal, intrarotazione dell'omero

Nel braccio destro si osserva una miglior prestazione da parte della variabile PARA (in verde), a seguire la variabile CLE (in rosa), mentre il risultato peggiore sembra essere quello per la variabile APE (in blu).

Nel braccio sinistro, la variabile PARA ottiene, come per l'arto opposto, la prestazione migliore, mentre le curve gaussiane di APE e CLE coincidono, suggerendo una prestazione più o meno simile.

**In clinica:** la prestazione con la variabile PARA è da considerarsi migliore rispetto alle altre due.

**Tabella relativa alle differenze di quantità di moto per intervallo di tempo, relativamente allo sviluppo della forza resistente media del campione, muscoli intrarotatori dell'omero**

Area sottesa (IMPULSO) dei muscoli intrarotatori dell'omero, forza resistente						
secondi	APE DX F M TOT	APE SX MEDIA TOT	CLE DX F M TOT	CLE SX F M TOT	PARA DX F M TOT	PARA SX F M TOT
0,25	1,3	0,9	1,8	1,5	3,3	2,7
0,5	6,9	5,1	8,9	6,8	13,9	11,3
0,75	17,7	14,0	22,4	16,6	29,8	24,7
1	32,4	26,2	39,6	29,5	47,7	40,3
1,25	49,2	40,3	58,5	43,9	67,6	57,4
1,5	67,6	56,3	79,1	59,7	89,6	76,1
1,75	87,4	73,8	101,1	76,9	113,0	96,0
2	108,2	92,3	124,1	95,3	137,3	116,9
2,25	129,8	111,6	147,9	114,4	162,1	138,6
2,5	152,1	131,3	172,3	133,9	187,5	160,8
2,75	175,0	151,6	197,0	153,8	213,5	183,5
3	198,1	172,3	222,1	174,3	240,1	206,8
3,25	221,8	193,4	247,5	195,2	267,1	230,5
3,5	245,8	215,0	273,4	216,7	294,5	254,8
3,75	270,2	237,0	299,7	238,6	322,2	279,5
4	294,7	259,3	326,5	261,2	350,2	304,6
4,25	319,4	282,0	353,6	284,2	378,5	330,2
4,5	344,3	305,2	380,9	307,5	407,1	356,1
4,75	369,6	329,0	408,5	331,2	436,0	382,2
5	395,3	353,1	436,4	355,4	465,2	408,3

**Tabella relativa alle differenze di quantità di moto per intervallo di tempo, relativamente allo sviluppo della forza esplosiva media del campione, muscoli intrarotatori dell'omero (1 sec)**

Area sottesa (IMPULSO) dei muscoli intrarotatori dell'omero, forza esplosiva (1 sec.)						
secondi	APE DX F M TOT	APE SX MEDIA TOT	CLE DX F M TOT	CLE SX F M TOT	PARA DX F M TOT	PARA SX F M TOT
0,25 sec	1,3	0,9	1,8	1,5	3,3	2,7
0,5 sec	5,6	4,2	7,1	5,3	10,7	8,6
0,75 sec	10,9	8,9	13,5	9,8	15,9	13,4
1 sec	14,6	12,2	17,2	12,8	17,9	15,6

**Tabella del confronto percentuale tra impulsi totali per variabile occlusale, muscoli intrarotatori dell'omero, forza resistente:**

DIFF % F RES TOT M INTRAROTATORI OMERO	
APE-CLE% DX TOT	10,41
APE-PARA% DX TOT	17,67
APE-CLE% SX TOT	0,63
APE-PARA% SX TOT	15,63

Dal calcolo delle differenze percentuali relative all'impulso espresso dai muscoli intrarotatori sul dinamometro, si può osservare che, per quanto riguarda l'arto destro (in blu) la variazione di

quantità di moto impressa per la variabile CLE è maggiore del 10% rispetto a quella per la variabile APE, e quest'ultima risulta essere inferiore del 17% rispetto a quella per la variabile PARA.

Per quanto riguarda l'arto sinistro, il calcolo delle differenze percentuali suggerisce che la variazione di quantità di moto per la variabile CLE sia superiore di quasi l'1% rispetto alla variabile APE, e quest'ultima risulta essere superiore di ben il 15% rispetto alla variazione di quantità di moto determinata per la variabile PARA.

**Tabella del confronto percentuale tra impulsi totali per variabile oclusale, muscoli intrarotatori dell'omero, forza esplosiva**

DIFF % F EXP 1 SEC M INTRAROTATORI OMERO	
APE-CLE% DX EXPL	17,84
APE-PARA% DX EXPL	22,76
APE-CLE% SX EXPL	5,35
APE-PARA% SX EXPL	28,43

La valutazione delle differenze percentuali nel primo secondo di forza esplosiva, relativamente alla variazione di quantità di moto da parte dei muscoli intrarotatori dell'omero sul dinamometro, rappresentata in tabella mostra come, per il braccio destro, la quantità di moto espressa dai muscoli intrarotatori dell'omero per la variabile CLE sia superiore del 17% rispetto a quella espressa con la variabile APE, mentre la quantità di moto espressa con la variabile PARA risulta superiore del 22% rispetto a quella espressa con la variabile APE.

Per quanto riguarda l'arto sinistro, la quantità di moto espressa per la variabile CLE dai muscoli intrarotatori risulta superiore del 5% rispetto a quella espressa con la variabile oclusale APE, mentre la quantità di moto espressa con la variabile PARA risulta superiore del 28% rispetto a quella espressa per la variabile APE.

**Analisi generale della prestazione media dei muscoli intrarotatori dell'omero in base alla variabile oclusale:**

In conclusione, dall'analisi delle forze intrarotatorie è verificato che la variabile PARA dà risultati migliori rispetto alle altre due. Questo test risponde alla prima domanda del nostro lavoro, riguardante la forza muscolare isometrica.

## MUSCOLI FLESSORI DELLA GAMBA - analisi della forza con le tre variabili

### Tabelle della statistica univariata dei muscoli flessori della gamba

Univariate statistics			
	APE DX M TOT	CLE DX M TOT	PARA DX M TOT
<b>N</b>	21	21	21
<b>Min</b>	0	0	0
<b>Max</b>	103,1897	112,37	116
<b>Sum</b>	1682,434	1815,807	1930,893
<b>Mean</b>	80,11593	86,46698	91,9473
<b>Std. error</b>	6,484468	6,776508	6,588329
<b>Variance</b>	883,0149	964,3423	911,5278
<b>Stand. dev</b>	29,71557	31,05386	30,19152
<b>Median</b>	93,63793	98,08667	103,6467
<b>25 prcnil</b>	70,86034	76,71667	82,26333
<b>75 prcnil</b>	99,29828	107,385	111,445
<b>Skewness</b>	-1,765584	-1,795314	-1,988468
<b>Kurtosis</b>	2,322098	2,641914	3,812413
<b>Geom. mean</b>	0	0	0
<b>Coeff. var</b>	37,09071	35,91413	32,83568

Tabella riassuntiva *flessori gamba destra*;

Univariate statistics			
	APE SX MEDIA TOT	CLE SX M TOT	PARA SX M TOT
<b>N</b>	21	21	21
<b>Min</b>	0	0	0
<b>Max</b>	96,08333	97,17	101,1567
<b>Sum</b>	1502,907	1492,36	1631,19
<b>Mean</b>	71,56698	71,06476	77,67571
<b>Std. error</b>	6,129197	5,893115	5,897322
<b>Variance</b>	788,9082	729,3049	730,3465
<b>Stand. dev</b>	28,08751	27,00564	27,02492
<b>Median</b>	83,4	80,38	87,54333
<b>25 prcnil</b>	60,44	59,91667	66,87167
<b>75 prcnil</b>	89,62167	90,625	96,93
<b>Skewness</b>	-1,59515	-1,501597	-1,700018
<b>Kurtosis</b>	1,673074	1,653838	2,587946
<b>Geom. mean</b>	0	0	0
<b>Coeff. var</b>	39,24646	38,00146	34,79199

tabella riassuntiva *flessori gamba sinistra*;

### Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni (m. flessori della gamba destra)

Tests for normal distribution			
	APE DX M TOT	CLE DX M TOT	PARA DX M TOT
<b>N</b>	21	21	21
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,7388	0,7625	0,7489
<b>p(normal)</b>	8,724E-05	0,0001849	0,0001198

### Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni (m. flessori della gamba sinistra)

Tests for normal distribution			
	APE SX MEDIA TOT	CLE SX M TOT	PARA SX M TOT
<b>N</b>	21	21	21
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,7784	0,8263	0,7991
<b>p(normal)</b>	0,0003119	0,001701	0,0006348

I test di Shapiro-Wilk per gli hamstring di destra e di sinistra suggeriscono che tutte e tre le distribuzioni sono significativamente asimmetriche.

Procediamo con l'utilizzo dell'ANOVA:

**muscoli flessori della gamba destra**

	Sum of sqrs	df	Mean square	F	p (same)
Between groups:	1472,46	2	736,229	0,8006	0,4538
Within groups:	55177,7	60	919,628	0,8006	0,4538
Total:	56650,2	62	919,628	0,8006	0,4538

Permutation p (n=99999): 0,4569

Components of variance (only for random effects):  
 Var(group): -8,73329      Var(error): 919,628      ICC: -0,00958759

omega<sup>2</sup>: 0

**muscoli flessori della gamba sinistra**

	Sum of sqrs	df	Mean square	F	p (same)
Between groups:	568,915	2	284,457	0,3795	0,6858
Within groups:	44971,2	60	749,52	0,3795	0,6875
Total:	45540,1	62	749,52	0,3795	0,6875

Permutation p (n=99999): 0,6875

Components of variance (only for random effects):  
 Var(group): -22,1458      Var(error): 749,52      ICC: -0,0304463

omega<sup>2</sup>: 0

Gli **indici di Fisher** risultanti sono di poco superiori allo 0:

$$F(dx)=0,8006 \quad p=0,4$$

$$F(sx)=0,3795 \quad p=0,6$$

C'è una scarsissima differenza tra le distribuzioni, perché il valore di F è quasi coincidente allo 0.

Il valore di p superiore a 0,05 indica la mancanza di significatività del valore F, pertanto, dal punto di vista statistico, non è possibile comprendere se i tre test sono differenti o meno.

Andiamo ora ad analizzare le correlazioni tra le distribuzioni tramite il **test di correlazione di Spearman's rs**:

**m. flessori della gamba destra**

	APE DX M TO	CLE DX M TO	PARA DX M T
APE DX M TO		0	0
CLE DX M TO	1		0
PARA DX M T	1	1	

Correlation statistic:  
 Linear r (Pearson)  
 Spearman's D  
 Spearman's rs

### m. flessori della gamba sinistra

Correlation			
Table	Plot		
		APE SX MEDI.	CLE SX M TOT
APE SX MEDI.		0	0
CLE SX M TOT	1		0
PARA SX M TI	1	1	

Correlation statistic

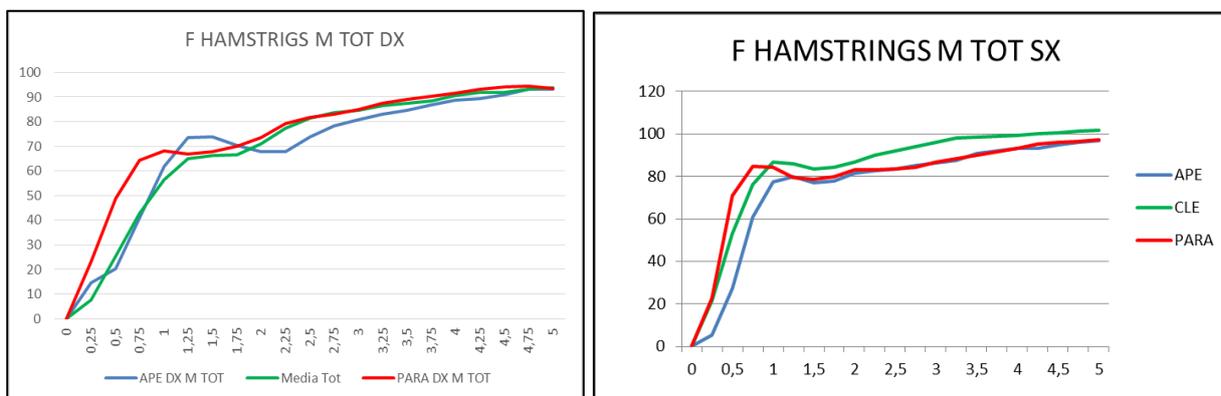
Linear r (Pearson)

Spearman's D

Spearman's rs

I test di Spearman's rs mostrano come ci sia **massima correlazione significativa tra le distribuzioni** per le variabili ( $r_s=1$  e  $p=0$ ).

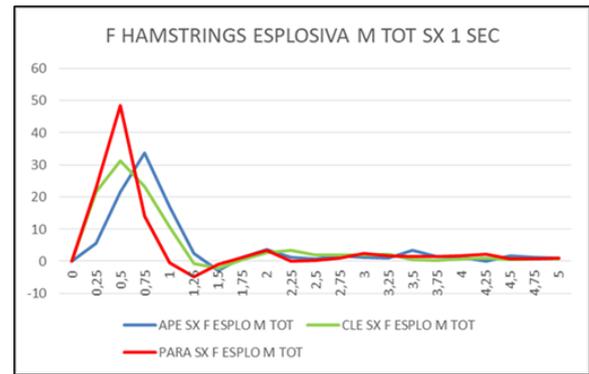
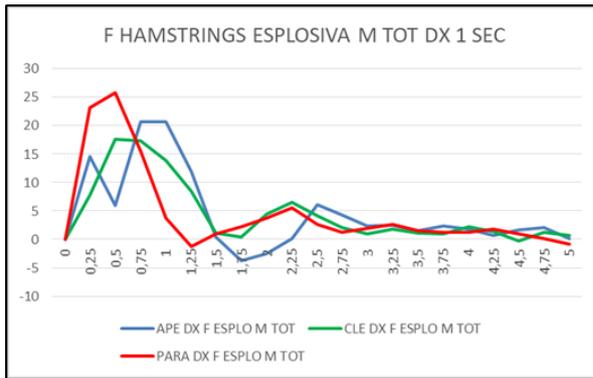
### Grafici a linee della forza resistente dei muscoli flessori della gamba (forza resistente)



- Forza resistente:** Le tre curve di sviluppo della forza, in entrambi gli arti, presentano un andamento simile; per quanto riguarda l'arto destro, la curva PARA presenta i valori più alti fino a 1 secondo, per poi coincidere con la curva di CLE; inoltre, la curva di APE presenta i valori più bassi, tranne nell'intervallo di tempo compreso tra 1 e 2 secondi, dove presenta i valori più alti rispetto alle altre due distribuzioni.

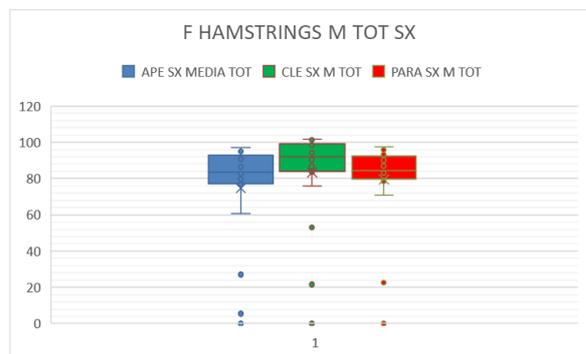
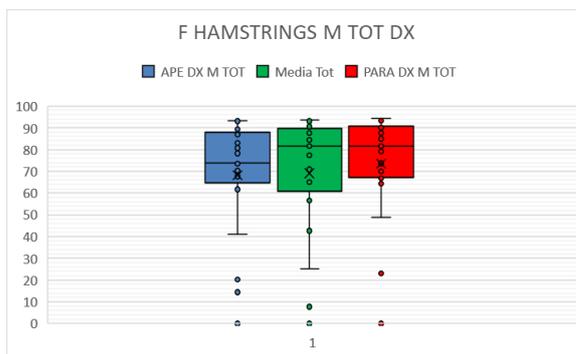
Per quanto riguarda l'arto sinistro, nell'intervallo di tempo compreso tra 0 e 0,5 secondi, la curva di PARA coincide a quella di CLE, dopodiché presenta i valori più alti rispetto alle altre due distribuzioni fino a 1 secondo, per poi decrescere e andare a coincidere con la curva di sviluppo di APE; La curva di CLE, invece, da 1 secondo in poi presenta i valori più alti rispetto alle altre due curve di sviluppo.

## Grafici a linee della forza resistente dei muscoli flessori della gamba (esplosiva)



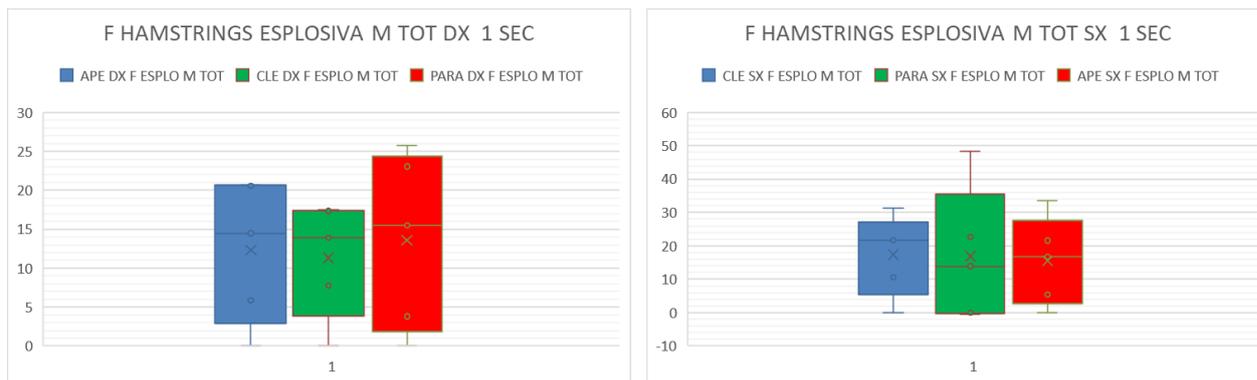
- Forza esplosiva:** La prestazione migliore, per entrambi gli arti, è sicuramente quella per la variabile PARA, poiché raggiunge i picchi di forza più alti, a parità di intervalli di tempo. Nel grafico relativo alla forza esplosiva degli hamstring di destra, si assiste a un particolare sviluppo della forza per la variabile APE, che presenta due picchi ben distinti, il primo a 0,25 secondi, e il secondo a 0,75 secondi.

## Diagrammi a scatola e baffi della forza resistente dei muscoli flessori della gamba



- Forza resistente:** per quanto riguarda l'arto destro, il box di PARA presenta un valore massimo e un Q3 simili a quelli relativi al box di CLE e APE; si presenta attorno al medesimo valore anche la mediana (Q2) di CLE e PARA. il box della variabile PARA presenta un Q1, una media e un valore minimo superiori rispetto a quelli degli altri due box. Nel diagramma relativo all'arto sinistro, invece, il box di CLE presenta valori maggiori rispetto agli altri due box, poiché presenta valore minimo, valore massimo, Q1, Q2, Q3 e media superiori rispetto a quelli relativi alle altre due variabili. I box di PARA e di APE presentano valori simili, tranne che per il valore minimo di PARA, che risulta superiore a quello di APE.

## Diagrammi a scatola e baffi della forza resistente dei muscoli flessori della gamba



- **Forza esplosiva:** nel diagramma relativo all'arto destro, PARA presenta valore massimo, Q3, Q2 e media più alti rispetto agli altri due grafici, mentre il Q1 è il più basso; la lunghezza del box, ossia la distanza tra il Q1 e il Q3, ci dà un'indicazione sulla quantità di moto: il fatto che la distanza tra il Q1 e il Q3 di PARA sia maggiore, oltre al fatto che il Q3 di PARA abbia il valore più alto degli altri due, ci suggerisce prima di compiere un calcolo diretto dell'area sottostante alla curva, che la quantità di moto della forza esplosiva media degli hamstring di destra per la variabile PARA, sia maggiore rispetto a quella espressa per le altre due variabili. Per quanto riguarda l'arto sinistro, il box di CLE non solo presenta valore massimo e Q3 più alti delle altre due variabili, ma anche la distanza Q1-Q3 maggiore. Ciò ci suggerisce che, quindi, la variazione di quantità di moto più elevata sia stata espressa mediamente con la variabile CLE. I box PARA e APE risultano avere valori abbastanza simili tra loro, ad eccezione della mediana, più alta in APE.

## Grafici Fit Normal relativi all'andamento della forza muscolare dei muscoli flessori della gamba

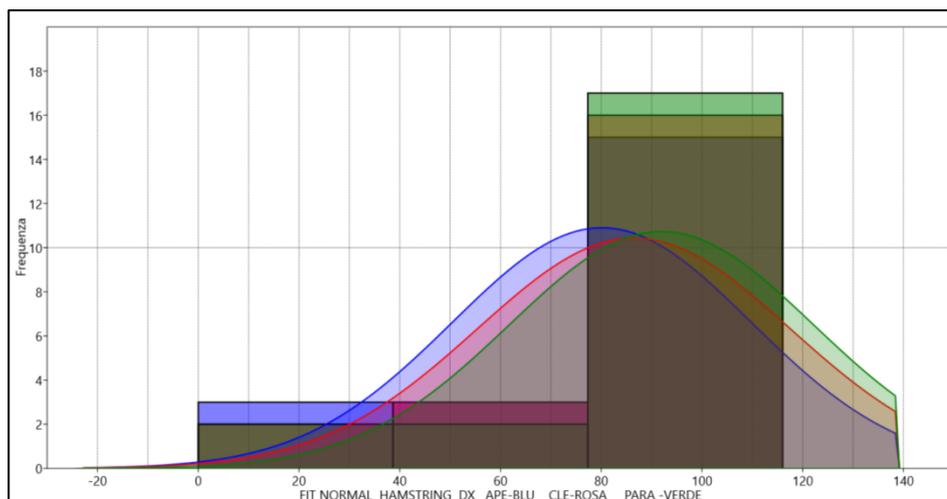


Grafico Fit Normal relativo all'andamento della forza resistente, **arto destro**.

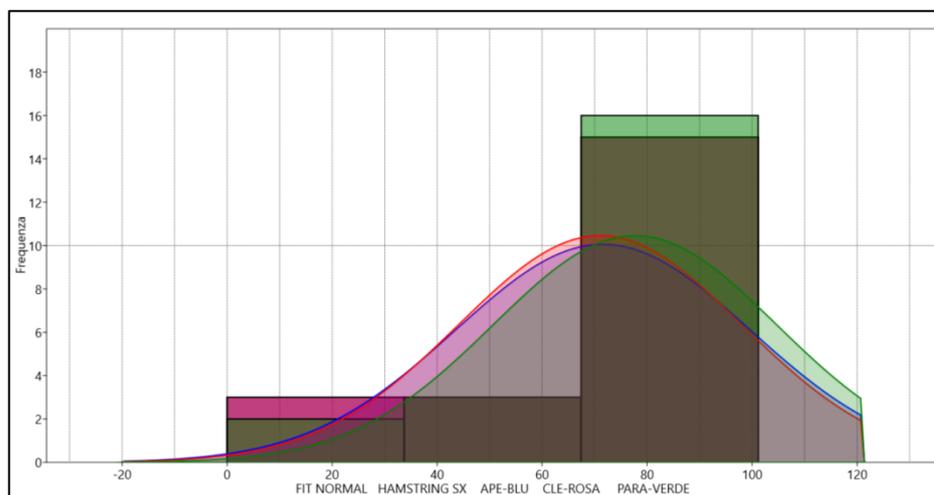


Grafico Fit Normal relativo all'andamento della forza resistente, **arto sinistro**.

### Grafici Fit Normal, flessione della gamba

Nell'arto destro, la prestazione migliore è quella relativa alla variabile PARA (in verde), a seguire la variabile CLE (in rosa), mentre la prestazione peggiore sembra essere quella per la variabile APE (in blu), poiché presenta i valori di forza più bassi;

Nell'arto sinistro, la prestazione migliore risulta quella relativa alla variabile PARA (in verde), mentre le curve gaussiane di APE e CLE sono nuovamente coincidenti, suggerendo una simile prestazione in termini di forza muscolare media erogata nei 5 secondi di test.

APE e PARA (in blu e in rosso), sembrano assomigliarsi per forma e dimensioni.

**Tabella relativa alle differenze di quantità di moto per intervallo di tempo, relativamente allo sviluppo della forza resistente media del campione, muscoli flessori della gamba**

Area sottesa (IMPULSO) dei muscoli flessori della gamba, forza resistente						
secondi	APE DX F M TOT	APE SX MEDIA TOT	CLE DX F M TOT	CLE SX F M TOT	PARA DX F M TOT	PARA SX F M TOT
0,25	1,8	0,7	1,0	2,7	2,9	2,8
0,5	6,2	4,8	5,1	12,0	11,9	14,5
0,75	13,8	15,7	13,6	28,2	26,0	34,0
1	26,7	33,0	26,0	48,5	42,5	55,2
1,25	43,6	52,7	41,2	70,1	59,4	75,7
1,5	62,0	72,3	57,5	91,3	76,2	95,4
1,75	80,0	91,6	74,1	112,2	93,4	115,2
2	97,2	111,6	91,3	133,6	111,4	135,6
2,25	114,2	132,1	109,8	155,7	130,5	156,4
2,5	131,9	152,9	129,7	178,5	150,6	177,2
2,75	150,9	174,0	150,3	201,8	171,1	198,2
3	170,8	195,4	171,3	225,5	192,1	219,6
3,25	191,3	217,2	192,7	249,8	213,7	241,5
3,5	212,2	239,4	214,4	274,4	235,7	263,9
3,75	233,7	262,3	236,4	299,0	258,1	286,5
4	255,6	285,5	258,8	323,8	280,8	309,6
4,25	277,9	308,8	281,6	348,7	303,9	333,2
4,5	300,4	332,3	304,6	373,8	327,3	357,1
4,75	323,4	356,2	327,7	399,1	350,9	381,1
5	346,7	380,3	351,0	424,5	374,4	405,4

**Tabella relativa alle differenze di quantità di moto per intervallo di tempo, relativamente allo sviluppo della forza esplosiva media del campione, muscoli flessori della gamba**

Area sottesa (IMPULSO) dei muscoli flessori della gamba, forza esplosiva (1 sec.)						
secondi	APE DX F M TOT	APE SX MEDIA TOT	CLE DX F M TOT	CLE SX F M TOT	PARA DX F M TOT	PARA SX F M TOT
0,25 sec	1,8	0,7	1,0	2,7	2,9	2,8
0,5 sec	4,4	4,1	4,1	9,3	9,0	11,7
0,75 sec	7,7	11,0	8,5	16,1	14,1	19,5
1 sec	12,8	17,3	12,4	20,4	16,5	21,2

**Analisi della differenza percentuale della quantità di moto per variabile occlusale**

DIFF % F RES TOT M FLESSORI DELLA GAMBA	
APE-CLE% DX TOT	1,24
APE-PARA% DX TOT	7,98
APE-CLE% SX TOT	11,61
APE-PARA% SX TOT	6,59

La tabella relativa alle differenze percentuali tra i valori dell'impulso per variabile occlusale riporta che, per quanto riguarda l'andamento della forza resistente dei muscoli flessori della gamba destra, la variazione

di quantità di moto per la variabile CLE è superiore dell'1% rispetto a quella per la variabile APE, e la variazione di moto per la variabile PARA è superiore a quella per la variabile APE di quasi l'8%; per quanto riguarda i flessori della gamba sinistra, la variazione della quantità di moto per la variabile CLE è superiore dell'11% rispetto a quella per la variabile APE, mentre la variazione di quantità di moto per la variabile PARA è superiore a quella per la variabile APE del 6%.

DIFF % F EXP TOT M FLESSORI DELLA GAMBA	
APE-CLE% DX EXPL	-3,32
APE-PARA% DX EXPL	28,99
APE-CLE% SX EXPL	17,85
APE-PARA% SX EXPL	22,46

La tabella relativa alla differenza percentuale dell'impulso nella forza esplosiva dei muscoli flessori della gamba riporta che, per quanto riguarda i flessori della gamba destra, la variazione di quantità di moto

per la variabile CLE è inferiore a quella per la variabile APE del 3%, mentre la variazione di quantità di moto per la variabile PARA risulta essere superiore del 29% rispetto a quella per la variabile APE. Per quanto riguarda i flessori della gamba sinistra, la variazione di quantità di moto per la variabile CLE risulta superiore del 17% rispetto a quella per la variabile APE, mentre la variazione di quantità di moto per la variabile PARA risulta superiore del 22% rispetto a quella per la variabile APE.

### **Analisi generale della prestazione media dei muscoli flessori della gamba in base alla variabile occlusale**

In conclusione, dall'analisi delle forze dei flessori è verificato che la variabile PARA dà risultati migliori rispetto alle altre due variabili. Questo test risponde alla prima domanda del nostro lavoro, riguardante la forza muscolare isometrica.

### **MUSCOLI ESTENSORI DELLA GAMBA - analisi della forza con le tre variabili**

## Tabelle della statistica univariata dei muscoli estensori della gamba

Univariate statistics						
	APE DX M TOT	APE SX MEDIA T	CLE DX M TOT	CLE SX M TOT	PARA DX M TOT	PARA SX M TOT
<b>N</b>	21	21	21	21	21	21
<b>Min</b>	0	0	0	0	0	0
<b>Max</b>	477,0741	459,2593	476,48	460,3333	478,8889	454,5185
<b>Sum</b>	8781,037	8230,296	8807,36	8507,037	9153,704	8315,296
<b>Mean</b>	418,1446	391,9189	419,3981	405,097	435,8907	395,9665
<b>Std. error</b>	27,2549	25,23414	26,31462	24,53672	24,40491	22,70495
<b>Variance</b>	15599,42	13372	14541,65	12643,07	12507,6	10825,81
<b>Stand. dev</b>	124,8976	115,6374	120,5887	112,4414	111,8374	104,0472
<b>Median</b>	466,5926	428,1852	463,76	447,1481	474,5185	430,6296
<b>25 prcnil</b>	447,5556	403,963	448,78	420,2963	467,6481	393,1667
<b>75 prcnil</b>	471,963	451,8333	471,54	456	477,7778	451,1296
<b>Skewness</b>	-2,742901	-2,696776	-2,886645	-2,961143	-3,44244	-3,144436
<b>Kurtosis</b>	7,028733	7,115374	8,048869	8,933333	12,48581	11,01731
<b>Geom. mean</b>	0	0	0	0	0	0
<b>Coef. var</b>	29,86948	29,50543	28,75281	27,75666	25,65721	26,27676

Tabella riassuntiva dei **muscoli estensori della gamba destra e sinistra**;

## Test di Shapiro-Wilk per la normalità delle distribuzioni (m estensori della gamba destra e sinistra)

Tests for normal distribution						
	APE DX M TOT	APE SX MEDIA T	CLE DX M TOT	CLE SX M TOT	PARA DX M TOT	PARA SX M TOT
<b>N</b>	21	21	21	21	21	21
<b>Shapiro-Wilk W</b>	0,5119	0,5913	0,5064	0,5307	0,4396	0,5819
<b>p(normal)</b>	2,621E-07	1,596E-06	2,332E-07	3,955E-07	5,904E-08	1,275E-06

I valori di p risultanti dal test sono tutti  $p < 0,05$ , affermando che tutte e tre le distribuzioni, sia dell'arto destro che di quello sinistro, sono di tipo **asimmetrico**.

## ANOVA (estensori della gamba):

Several-sample tests					
One-way ANOVA	Residuals	Tukey's pairwise	Kruskal-Wallis	Mann-Whitney pairwise	Dunn's post hoc
<b>Test for equal means</b>					
	<b>Sum of sqrs</b>	<b>df</b>	<b>Mean square</b>	<b>F</b>	<b>p (same)</b>
<b>Between groups:</b>	28686,6	5	5737,33	0,4331	0,8248
<b>Within groups:</b>	1,58979E06	120	13248,3		<b>Permutation p (n=99999)</b>
<b>Total:</b>	1,61848E06	125			0,8356
<b>Components of variance (only for random effects):</b>					
<b>Var(group):</b>	-357,663	<b>Var(error):</b>	13248,3	<b>ICC:</b>	-0,0277461
<b>omega<sup>2</sup>:</b>	0				

## Indice di Fisher (estensori della gamba)

L'Indice di Fisher è di poco superiore allo 0:

**F=0,4 con p=0,8**

C'è una scarsissima differenza tra le distribuzioni, perché il valore di F è quasi coincidente allo 0. Il valore di p superiore a 0,05 indica la mancanza di significatività del valore F, pertanto, dal punto di vista statistico, non è possibile comprendere se i tre test sono differenti o meno.

**Test di Kruskal-Wallis (estensori della gamba)**

Kruskal-Wallis test for equal medians	
H (chi <sup>2</sup> ):	40,62
H <sub>c</sub> (tie corrected):	40,62
p (same):	1,119E-07
There is a significant difference between sample medians	

chi<sup>2</sup>=40,62, valore nettamente superiore a 0;

p=1,119E-07, valore di gran lunga <0,05;

Contrariamente a quanto affermato dall'ANOVA, **il test di Kruskal-Wallis rileva una significativa differenza tra le mediane dei campioni.**

**Test di Mann-Whitney (estensori della gamba)**

	APE DX M TOT	APE SX MEDIA T	CLE DX M TOT	CLE SX M TOT	PARA DX M TOT	PARA SX M TOT
APE DX M TOT		0,0009388	0,6237	0,002057	0,009918	0,0007151
APE SX MEDIA T	0,0009388		0,001227	0,2321	0,0001016	0,7917
CLE DX M TOT	0,6237	0,001227		0,003381	0,004653	0,0005421
CLE SX M TOT	0,002057	0,2321	0,003381		0,0002068	0,2177
PARA DX M TOT	0,009918	0,0001016	0,004653	0,0002068		0,0001127
PARA SX M TOT	0,0007151	0,7917	0,0005421	0,2177	0,0001127	

Il test di **Mann-Whitney** mostra differenze significative tra le seguenti distribuzioni relative all'arto inferiore destro:

**p(APE DX-PARA DX)=0,009;**

**p(CLE DX-PARA DX)= 0,004;**

mentre il **p(APE DX-CLE DX)=0,6**, quindi la differenza di questo confronto non è significativa.

Per quanto riguarda l'arto inferiore sinistro, i confronti hanno un valore di p non significativo.

Andiamo ora ad analizzare le correlazioni tra le distribuzioni tramite il **test di correlazione di Spearman's rs**:

## Test di correlazione di Spearman's rs (estensori della gamba)

		APE DX M TO	APE SX MEDI	CLE DX M TO	CLE SX M TOT	PARA DX M T	PARA SX M TI
APE DX M TO			5,4269E-06	0,00047861	2,8848E-05	0,002883	1,7026E-05
APE SX MEDI	0,81975			1,2803E-09	1,2568E-14	0,022177	1,3332E-08
CLE DX M TO	0,69438	0,92857			2,9967E-10	0,026987	2,4729E-07
CLE SX M TOT	0,78142	0,97922	0,93896			0,015196	3,3194E-09
PARA DX M T	0,61708	0,4961	0,48182	0,52208			0,0016715
PARA SX M TI	0,79441	0,90779	0,87273	0,92078	0,64286		

### Correlazioni arto destro

APE DX-CLE DX:  $rs=0,69$  e  $p=0,0004$ : altissima correlazione significativa;

APE DX-PARA DX:  $rs=0,61$  e  $p=0,002$ : alta correlazione significativa;

CLE DX-PARA DX:  $rs=0,48$  e  $p=0,02$ : alta correlazione significativa.

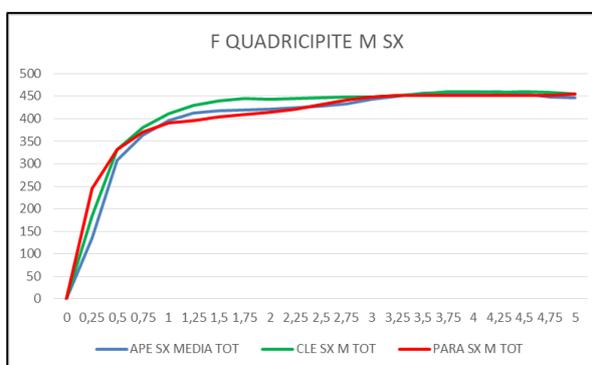
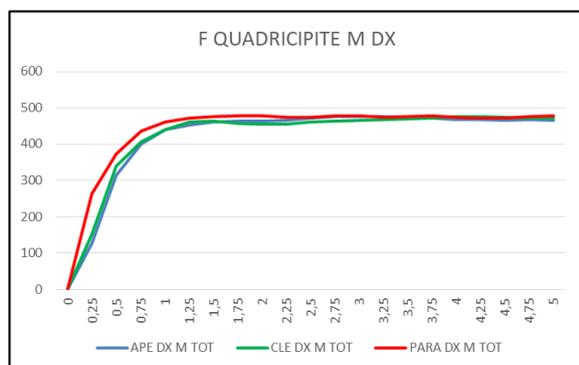
### Correlazioni arto sinistro

APE SX-CLE SX:  $rs=0,97922$  e  $p=1,2568E-14$ : altissima correlazione significativa;

APE SX-PARA SX:  $rs=0,90779$  e  $p=1,3332E-08$  altissima correlazione significativa;

CLE SX-PARA SX:  $rs=0,87273$  e  $p=3,3194E-09$  altissima correlazione significativa.

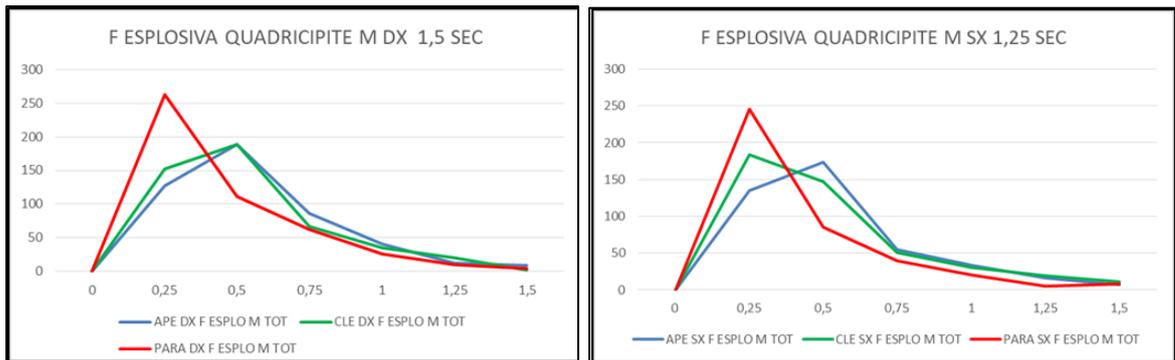
### Grafici a linee della forza resistente dei muscoli estensori della gamba



- **Forza resistente:** per quanto riguarda l'arto destro, la curva di sviluppo della forza dei muscoli estensori della gamba per la variabile PARA ha valori più alti fino a 2 secondi dall'inizio del test, poi le tre curve proseguono con uno sviluppo coincidente; le curve di CLE e APE, invece, coincidono per tutti i 5 secondi di test.

Per quanto riguarda l'arto sinistro, nei primi 0,5 secondi la curva di sviluppo della forza per la variabile PARA presenta valori superiori rispetto alle altre due distribuzioni, per poi omologarsi e presentare i valori di forza più bassi dopo 1 secondo; La curva di CLE e di APE si sviluppa nei 5 secondi in maniera analoga, con la presenza di valori leggermente più alti nella prima.

## Grafici a linee della forza esplosiva dei muscoli estensori della gamba



- Forza esplosiva:** nel grafico relativo all'arto destro si nota che la curva relativa alla variabile PARA raggiunge un picco di forza maggiore e in un intervallo di tempo più breve rispetto alle altre tre variabili, a 0,25 secondi. Le curve di CLE e APE invece presentano un picco di forza coincidente, che si presenta allo stesso intervallo temporale (0,5 secondi). Nel grafico relativo all'arto sinistro, invece, il picco più alto è sempre quello relativo alla variabile PARA, raggiunto a 0,25 secondi; le distribuzioni di APE e CLE presentano un valore di picco simile, ma quello relativo alla variabile CLE è raggiunto a 0,25 secondi, mentre quello di APE è raggiunto a 0,5 secondi.

## Diagrammi a scatola e baffi della forza resistente dei muscoli estensori della gamba



- Forza resistente:** Per quanto riguarda l'arto destro, si può osservare come il box di PARA presenti i valori più alti in termini di valore minimo e massimo, Q1, Q2, Q3 e media; tuttavia la distanza tra Q1 e Q3 è minore rispetto a quella relativa ai box delle altre due variabili. I box di CLE e APE invece sono molto simili tra loro per quanto riguarda i quartili, media, valore minimo e valore massimo.

Per quanto riguarda l'arto sinistro, i tre box presentano simile valore massimo, Q3, media e mediana; il Q1 di APE è di poco il più alto, mentre quello relativo a CLE è poco più basso di PARA; il valore minimo più alto è quello relativo alla variabile APE, a seguire quello di

PARA, e il più basso è quello di CLE. In generale, quindi, per quanto riguarda i valori di forza esplosiva raggiunti con i quadricipiti di sinistra, c'è stata una prestazione del campione simile con tutte e tre le variabili, mentre per quanto riguarda la quantità di moto, possiamo affermare che l'impulso maggiore è stato raggiunto con la variabile CLE, poiché il relativo box presenta la distanza Q1-Q3 più elevata.

### Diagrammi a scatola e baffi della forza esplosiva dei muscoli estensori della gamba



- **Forza esplosiva:** Per quanto riguarda l'arto destro, il valore massimo più alto è stato raggiunto con la variabile PARA, mentre i valori massimi per le variabili CLE e APE sono più bassi risultano quasi coincidenti. La media è quasi coincidente in tutte e tre le variabili, mentre Q2 (mediana) è simile in CLE e PARA e migliore in APE.

Nel grafico relativo all'arto sinistro, si osserva come i tre box presentano valori simili in termini di Q1, Q2 e media, mentre, per quanto riguarda Q3, i valori più alti sono quelli relativi al box CLE e PARA, a seguire APE. Il valore massimo più alto registrato è quello relativo alla variabile PARA, a seguire quello di CLE, e di poco più inferiore è quello per la variabile APE. Il box PARA risulta la migliore performance delle tre variabili.

## Grafici Fit Normal relativi all'andamento della forza muscolare dei muscoli estensori della gamba (quadricipiti)

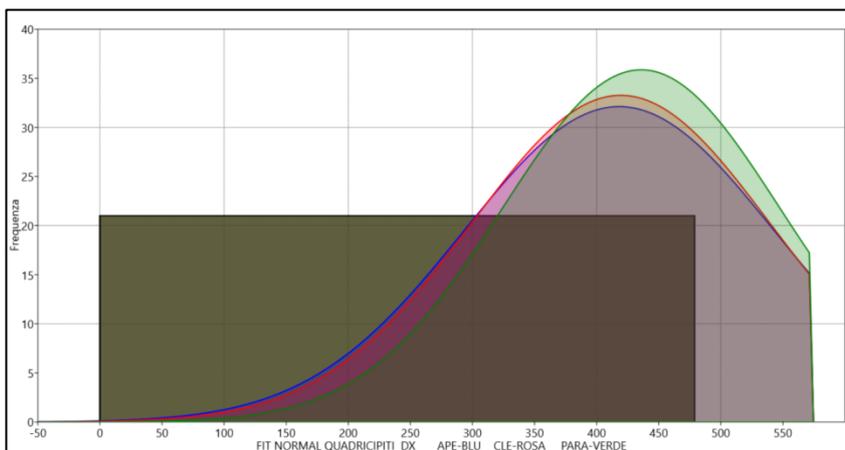


Grafico Fit Normal relativo all'andamento della forza resistente, **arto destro**;

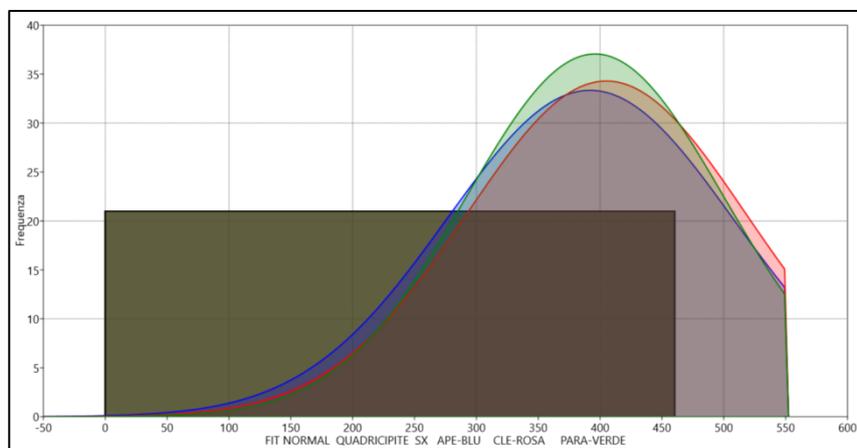


Grafico Fit Normal relativo all'andamento della forza resistente, **arto sinistro**;

### Grafici Fit Normal, estensore della gamba

Per quanto riguarda l'arto destro, si osserva che la prestazione migliore è relativa alla variabile PARA (in verde) poiché presenta l'apice della curva con un valore più alto ed è maggiormente traslata verso destra. Le curve gaussiane delle variabili CLE e APE risultano quasi coincidenti e più basse di PARA. Nell'arto sinistro, come nell'arto destro, l'apice della curva PARA (verde) è più alta delle altre due variabili.

Ciò indica che la variabile PARA determina un'espressione maggiore di forza muscolare.

**Tabella relativa alle differenze di quantità di moto per intervallo di tempo, relativamente allo sviluppo della forza resistente media del campione, muscoli estensori della gamba**

<b>Area sottesa (IMPULSO) dei muscoli estensori della gamba, forza resistente</b>						
<b>secondi</b>	<b>APE DX F M TOT</b>	<b>APE SX MEDIA TOT</b>	<b>CLE DX F M TOT</b>	<b>CLE SX F M TOT</b>	<b>PARA DX F M TOT</b>	<b>PARA SX F M TOT</b>
0,25	15,9	16,9	19,0	23,0	32,9	30,7
0,5	71,2	72,3	80,5	87,2	112,6	102,7
0,75	160,8	156,2	173,9	176,1	214,0	190,3
1	266,2	251,1	279,9	275,0	326,5	285,3
1,25	378,1	352,1	392,7	380,1	443,4	383,6
1,5	492,6	455,9	508,5	488,8	562,1	483,6
1,75	608,3	560,5	623,8	599,4	681,5	585,2
2	724,3	665,5	738,2	710,4	801,1	688,1
2,25	840,7	771,1	852,3	821,4	920,1	792,5
2,5	957,9	877,7	966,9	932,9	1038,7	899,1
2,75	1076,5	985,3	1082,5	1044,8	1157,8	1008,1
3	1195,7	1094,6	1198,8	1156,9	1277,2	1119,4
3,25	1314,8	1206,1	1315,5	1269,3	1396,3	1231,9
3,5	1433,6	1319,3	1432,5	1382,5	1515,2	1344,8
3,75	1551,9	1433,7	1550,1	1496,9	1634,6	1457,7
4	1669,5	1548,4	1668,5	1611,9	1753,7	1570,5
4,25	1786,6	1663,1	1787,5	1726,8	1872,2	1683,2
4,5	1903,5	1777,2	1906,4	1841,5	1990,4	1795,9
4,75	2020,2	1890,1	2024,7	1956,1	2109,1	1908,7
5	2136,9	2001,9	2142,7	2070,0	2228,6	2022,0

**Tabella relativa alle differenze di quantità di moto per intervallo di tempo, relativamente allo sviluppo della forza esplosiva media del campione, muscoli estensori della gamba**

<b>Area sottesa (IMPULSO) dei muscoli estensori della gamba, forza esplosiva (1 sec.)</b>						
<b>secondi</b>	<b>APE DX F M TOT</b>	<b>APE SX MEDIA TOT</b>	<b>CLE DX F M TOT</b>	<b>CLE SX F M TOT</b>	<b>PARA DX F M TOT</b>	<b>PARA SX F M TOT</b>
0,25 sec	15,9	16,9	19,0	23,0	32,9	30,7
0,5 sec	55,3	55,4	61,5	64,3	79,7	72,0
0,75 sec	89,6	83,9	93,4	88,9	101,4	87,6
1 sec	105,4	94,9	106,0	98,9	112,5	95,1

**Analisi della differenza percentuale della quantità di moto per variabile oclusale**

<b>DIFF % F RES TOT M ESTENSORI DELLA GAMBA</b>	
APE-CLE% DX TOT	0,27
APE-PARA% DX TOT	4,29
APE-CLE% SX TOT	3,40
APE-PARA% SX TOT	1,01

La tabella relativa alla differenza percentuale dell'impulso, nella forza resistente, dei muscoli estensori della gamba per variabile oclusale esprime, per l'arto destro, che la differenza percentuale tra

l'impulso generato per la variabile CLE e quello generato per la variabile APE è molto esiguo, pari a 0,27% in più a favore della variabile CLE; l'impulso generato per la variabile PARA, invece, risulta superiore del 4% rispetto a quello generato per la variabile APE.

Per quanto riguarda l'arto sinistro, la variazione della quantità di moto per la variabile CLE risulta superiore del 3% rispetto a quella per la variabile APE, mentre la variazione di quantità di moto per la variabile PARA risulta superiore a quella per la variabile APE di una percentuale molto bassa, 1%.

DIFF % F EXP TOT M ESTENSORI DELLA GAMBA	
APE-CLE% DX EXPL	0,60
APE-PARA% DX EXPL	6,73
APE-CLE% SX EXPL	4,23
APE-PARA% SX EXPL	0,17

La tabella mostra come, per l'impulso relativo alla forza esplosiva dei muscoli estensori della gamba, per variabile oclusale:

nell'arto destro, la differenza percentuale tra la variazione di quantità di moto per la variabile CLE e quella per la variabile APE è di 0,6% (quasi trascurabile), mentre la variazione di quantità di moto per la variabile PARA supera del 6% quella relativa alla variabile APE.

Per quanto riguarda all'arto sinistro, invece, la variazione di quantità di moto per la variabile CLE risulta superiore del 4% quella della variabile APE, mentre la differenza percentuale tra l'impulso generato per la variabile PARA e la variazione di quantità di moto per la variabile APE risulta quasi nulla (0,17% in più a favore della variabile PARA).

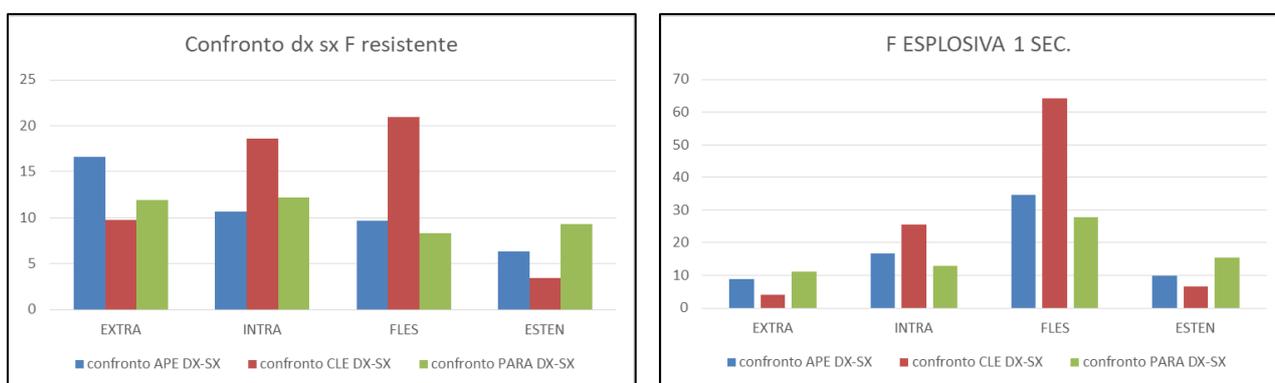
### **Analisi generale della prestazione media dei muscoli estensori della gamba in base alla variabile oclusale**

In conclusione, dall'analisi delle forze dei m. estensori è verificato che la variabile PARA dà risultati migliori rispetto alle altre due variabili. Questo test risponde alla prima domanda del nostro lavoro, riguardante la forza muscolare isometrica.

## Valutazione della differenza percentuale tra arto destro e sinistro, relativamente alla variazione di quantità di moto e alla variabile occlusale

DIFFERENZE PERCENTUALI DX-SX			
	confronto APE DX-SX	confronto CLE DX-SX	confronto PARA DX-SX
EXTRAROTAZIONE DELL'OMERO, F RES (5 sec.)	17	10	12
EXTRAROTAZIONE DELL'OMERO, F EXP (1 sec.)	9	4	11
INTRAROTAZIONE DELL'OMERO, F RES (5 sec.)	11	19	12
INTRAROTAZIONE DELL'OMERO, F EXP (1 sec.)	17	25	13
FLESSIONE DELLA GAMBA, F RES (5 sec.)	10	21	8
FLESSIONE DELLA GAMBA, F EXP (1 sec.)	35	64	28
ESTENSIONE DELLA GAMBA, F RES (5 sec.)	6	3	9
ESTENSIONE DELLA GAMBA, F EXP (1 sec.)	10	7	15

La tabella riassume le differenze percentuali relative agli impulsi totali



Dal confronto delle tre variabili occlusali (APE, CLE e PARA), il valore più basso è l'obiettivo migliore.

Dalla tabella delle differenze si ricavano questi due grafici, nei quali si osserva che tra APE, CLE c'è l'assenza di un comportamento univoco tra l'impulso generato con l'arto destro e l'impulso generato con l'arto sinistro.

Con l'utilizzo del Parabite (verde), equalizzatore dell'occlusione dentale, la differenza tra l'arto destro e l'arto sinistro (braccia e gambe), presenta una similitudine di differenza percentuale.

La differenza percentuale è simile tra i muscoli intra- ed extra-rotatori dell'omero (12% in entrambi i casi), e tra i muscoli flessori ed estensori delle gambe (8% nei flessori, 9% negli estensori). Analogamente, osserviamo che lo stesso comportamento è avvenuto nel calcolo della forza esplosiva, ad eccezione dei muscoli flessori (28%).

**In clinica:** Noi riteniamo che osservando questo costante rapporto di differenza tra arto destro e sinistro, possiamo valutare il recupero funzionale di un arto incidentato: essendo la forza esplosiva (1 secondo) facente parte dello stesso test della forza resistente (5 secondi), vuol dire che la differenza

è causata da un disturbo in un arto che non riesce a contrarsi velocemente, ma esercita la sua azione probabilmente tramite meccanismi compensatori, resi possibili nel tempo.

Per quanto riguarda la variabile APE e CLE, nella forza resistente non si trova questo comportamento di similitudine: infatti, vediamo che la variabile APE si è comportata in tutti e quattro i test in maniera diversa, come per la variabile CLE; analogamente, anche nella forza esplosiva osserviamo il medesimo comportamento. Si deduce che il comportamento muscolare di un atleta, sia nell'arto superiore che nell'arto inferiore, in condizione di inoclusione (APE) oppure in presenza di malocclusione (CLE) ha un modo di agire non prevedibile tra l'arto destro e l'arto sinistro.

Abbiamo preso tutti i valori registrati dal dinamometro nell'arco dei 5 secondi della durata del test, e abbiamo correlato i valori dell'arto inferiore con quelli dell'arto superiore di destra e di sinistra, per comprendere se un test eseguito sull'arto superiore ha una validità anche per gli arti inferiori, o viceversa.

L'indice di correlazione è stato calcolato con il test di Spearman's rs.

**Tabella riassuntiva degli indici di correlazione di Spearman rs, relativamente al confronto tra arti superiori e arti inferiori:**

correlazione Spearman's rs		EXTRA BRACCIO	INTRA BRACCIO	correlazione Spearman's rs		EXTRA BRACCIO	INTRA BRACCIO
ESTENSORI GAMBA	APE DX	0,73	0,73	FLESSORI GAMBA	APE DX	0,97	0,97
	APE SX	0,73	0,92		APE SX	0,99	0,99
	CLE DX	0,92	0,92		CLE DX	0,99	0,99
	CLE SX	0,92	0,94		CLE SX	0,98	0,98
	PARA DX	0,56	0,56		PARA DX	0,99	0,99
	PARA SX	0,96	0,96		PARA SX	0,92	0,92

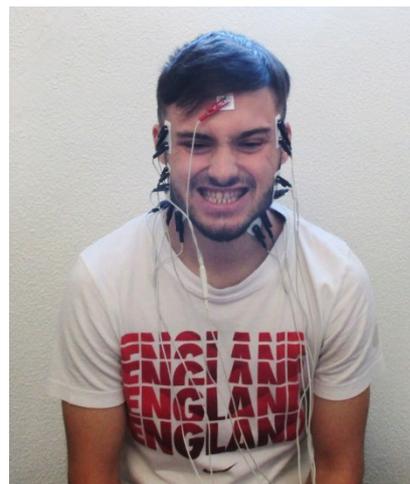
Dalla tabella emerge che c'è un alto indice di correlazione tra gli arti superiori e inferiori, all'interno della stessa variabile oclusale e indipendentemente dal variare della condizione oclusale.

Tra i muscoli degli arti superiori e i muscoli degli arti inferiori le correlazioni sono tutte di tipo diretto, altissime e significative: le correlazioni registrate più basse sono quelle in cui è presente il muscolo quadricipite, ma stiamo parlando di indici che comunque esprimono una forza di correlazione altissima.

**CONSIDERAZIONI FINALI**

### Ottimizzazione dell'occlusione: risultati

Dall'analisi statistica dei dati raccolti mediante EMG ed elaborati dal software *Past3*, abbiamo dimostrato che l'ottimizzazione dell'occlusione, nel nostro caso ricavata tramite l'utilizzo del Parabite Malpezzi®, determina un miglior equilibrio dei baricentri occlusali (attivazione e asimmetria), una minor torsione (torque) a livello dell'A.T.M., e un aumento della forza di contatto dentale. Inoltre, con il Parabite® si assiste alla diminuzione dei conflitti occlusali e all'ottimizzazione della dimensione verticale dei denti. Tutte queste osservazioni sono supportate anche dalla miglior



azione dei muscoli elevatori della mandibola (masseteri e temporali), e dei muscoli del collo sternocleidomastoideo (SCOM) e trapezio (TRP), coinvolti nell'occlusione.

Dall'analisi elettromiografica abbiamo inoltre osservato che, con il Parabite®, si ha un minor reclutamento dei muscoli SCOM e trapezio in fase occlusale, poiché i valori medi relativi alla forza muscolare in fase di occlusione e la relativa deviazione standard (che, come sappiamo, corrisponde alla dispersione dei valori attorno alla media) per la variabile PARA risultano inferiori rispetto a quelli per le altre due variabili, CLE (occlusione dentale) e CLE INSP

(occlusione dentale al termine dell'inspirazione forzata e mantenuta).

Ciò porta alla conclusione che non solo una buona occlusione salvaguarda dalle disfunzioni dell'A.T.M., ma garantisce anche un risparmio dell'attività dei muscoli del collo implicati nell'occlusione; viceversa, alla malocclusione corrisponde un maggior impegno muscolare da parte degli SCOM e del trapezio e a lungo andare, può generare la iperfunzione disfunzionale muscolare.



### Test su I-Moove®: risultati

L'elaborazione statistica dei valori registrati su I-Moove® riporta i seguenti risultati:

per quanto riguarda gli **arti superiori**, la generalità del campione ha avuto la tendenza ad esercitare una forza di trazione maggiore con l'arto sinistro per le variabili APE e CLE, mentre per la variabile PARA la forza di trazione è maggiore con l'arto destro.

Inoltre, con il Parabite® si osserva la dominanza dell'arto di destra rispetto a quella per le altre due variabili APE e CLE. Di conseguenza, possiamo ipotizzare che, nel campione preso in esame, **ottimizzando l'occlusione dentale con il Parabite®, c'è stato un miglior equilibrio di trazione nei due arti superiori.**

statistica braccio I-MOOVE®	APE BRACCIO	CLE BRACCIO	PARA BRACCIO
MEDIA	-4,9	-4,6	1,6
DEV. STANDARD	5,4	6,5	6,2

A supporto di ciò che è stato appena osservato, la tabella di fianco mostra confrontati tra loro i valori

di media e deviazione standard riportati sulla tabella della statistica univariata degli arti superiori su I-Moove®, precedentemente allegata nel relativo paragrafo (pag. 107).

Da come si osserva, la media di PARA BRACCIO (1,6) è più vicina al valore 0 rispetto ai valori medi -4,9 e -4,6 di APE BRACCIO e CLE BRACCIO, mentre le deviazioni standard di tutte e tre le variabili sono più o meno simili.

Per quanto riguarda gli **arti inferiori**, analizzando il comportamento del modulo nel tempo per il piede destro e sinistro, abbiamo constatato che non si può accettare il calcolo del modulo medio, in quanto non descrive adeguatamente il test.

IMPULSO F RESISTENTE media	APE		CLE		PARA	
	DX	SX	DX	SX	DX	SX
DESTRIMANI	1880	5248	1640	5541	2006	4731
MANCINI	1927	4619	1802	5063	1661	5183

Con la teoria dell'impulso, abbiamo calcolato la quantità di moto sul piede destro e sul piede

sinistro e abbiamo riscontrato che, **nei 60 secondi di test, i mancini si sono comportati come i destrimani, caricando maggiormente il loro peso corporeo sul piede sinistro.** Quando la pedana generava uno squilibrio a destra, quindi, sia i mancini che i destrimani recuperavano meglio l'equilibrio con il piede destro. Viceversa, uno squilibrio a sinistra determinava una maggior difficoltà a recuperare l'equilibrio con il piede sinistro, sia nei mancini che nei destrimani.

AREA SD (precisione)		piede SX	piede DX
DESTRIMANI	APE	5969	8425
	CLE	5615	8554
	PARA	7247	9180
MANCINI	APE	17385	8060
	CLE	20264	9523
	PARA	14735	8819
minore SD, più preciso è l'appoggio del piede			

Un altro fenomeno interessante che abbiamo osservato riguarda le deviazioni standard attorno al punto medio di carico podalico di piede destro e sinistro nei mancini e nei destrimani.

La tabella a sinistra raggruppa le deviazioni standard ricavate, ed evidenzia in giallo quelle che presentano un

valore più piccolo rispetto a quello del piede opposto.

Possiamo constatare che i destrimani presentano per il piede sinistro una deviazione standard (precisione) più piccola rispetto a quella del piede destro, al contrario i mancini presentano una deviazione standard nel piede destro più piccola rispetto a quella del piede sinistro.

Questo dato si riassume così: **i destrimani sono stati più “precisi” con il piede sinistro, i mancini sono stati più “precisi” con il piede destro.**

Inoltre, sempre dalla medesima tabella dell’area di deviazione standard, vediamo che il comportamento tra mancini e destrimani con il piede destro è molto simile, mentre cambia enormemente il comportamento del piede di sinistra. I destrimani sono più precisi con il piede di sinistra rispetto al piede destro, viceversa per i mancini.

diff % media dx-sx modulo I-MOOVE® DESTRIMANI e MANCINI			
	confronto APE dx sx	confronto CLE dx-sx	confronto PARA dx-sx
diff % media DESTRIMANI	18	41	15
diff % media MANCINI	5	32	38

Dall’analisi del confronto percentuale tra piede destro e sinistro, per variabile occlusale,

la variabile occlusale ha influito sul movimento ellisso-sferico relativamente all’erogazione dell’impulso di carico sulla pedana da parte del piede destro e sinistro. Per i destrimani, ha condizionato negativamente la variabile CLE (malocclusione), mentre la variabile PARA (normo-occlusione) ha ottenuto il valore migliore. Per i mancini il campione era troppo ristretto e il risultato non risulta coerente come nei destrimani.

### Test di forza muscolare con dinamometro: risultati



In ultimo, abbiamo eseguito dei test di forza muscolare tramite l’utilizzo di un dinamometro digitale e di un computer, e abbiamo registrato e raccolto i relativi valori tramite un software dedicato.

I muscoli presi in esame sono quelli agenti nell’intra ed extra-rotazione dell’omero, i muscoli flessori della gamba (a coscia estesa), e i muscoli estensori della gamba (a coscia flessa).

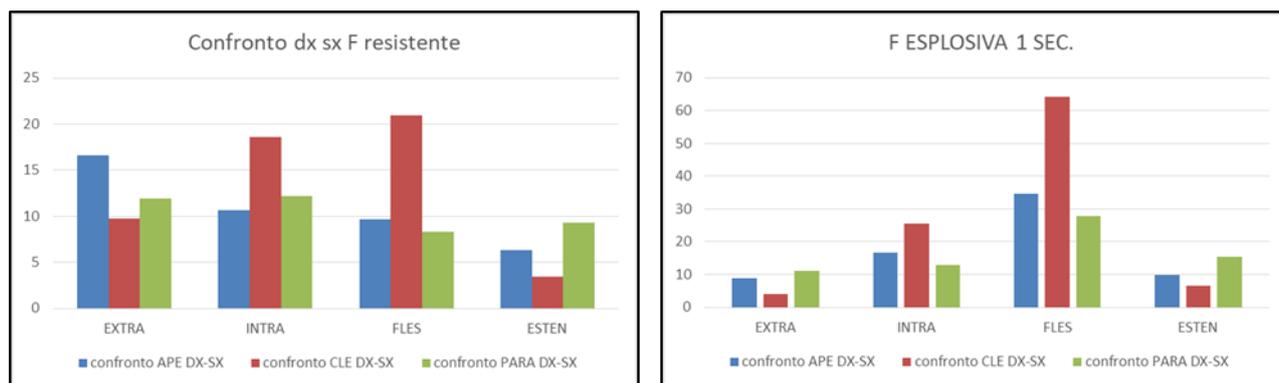
Dall’elaborazione grafica e statistica dei dati, abbiamo ricavato dei grafici a linee e a baffi che hanno rappresentato il comportamento della forza resistente ed esplosiva media del campione. È stato osservato, in tutti e quattro i gruppi muscolari di destra e di sinistra, la prestazione migliore per la variabile PARA.

Per analizzare meglio il fenomeno, abbiamo calcolato l’impulso esercitato dai muscoli sul dinamometro e ciò che abbiamo constatato è analogo a quello scritto appena sopra: gli impulsi maggiori sono stati erogati, indipendentemente dalla lateralità dell’arto e dal gruppo muscolare, con il Parabite®. Quindi, anche in questo caso, osserviamo una **miglior prestazione muscolare ottimizzando l’occlusione** e ciò conferma nuovamente l’ipotesi che **la variabile occlusale influisce sulla forza muscolare.**

Dopodiché, abbiamo calcolato le differenze percentuali, in termini di impulso erogato, tra arto destro e arto sinistro, per valutare se in questo caso la variabile oclusale andasse a modificare i rapporti di forza percentuali, come abbiamo fatto per l'appoggio podalico su I-Moove®.

Analizzando le differenze percentuali per variabile oclusale, abbiamo riscontrato che **la variabile oclusale influisce sulla ripartizione percentuale tra arto destro e sinistro** come è stato osservato in un precedente lavoro di tesi magistrale, dove si osservava una minor differenza percentuale interponendo dei rulli salivari tra le arcate dentali e quindi un miglior equilibrio di lavoro tra arto destro e sinistro (12).

Per quanto riguarda la forza resistente (grafico a sinistra) e la variabile PARA (in verde), una cosa interessante che abbiamo notato in merito a queste differenze percentuali è la similitudine di differenza percentuale tra arto destro e sinistro, questo nei muscoli intra- ed extrarotatori dell'omero e nei muscoli flessori ed estensori della gamba.



Abbiamo un comportamento analogo per la forza esplosiva (grafico a destra), fatta eccezione per il confronto tra i flessori e gli estensori della gamba. Come sostenuto nel relativo paragrafo, possiamo valutare il recupero funzionale di un arto incidentato.

Essendo la forza esplosiva (1 secondo) facente parte dello stesso test della forza resistente (5 secondi), vuol dire che la differenza è causata da un disturbo in un arto che non riesce a contrarsi velocemente, ma esercita la sua azione massima probabilmente tramite meccanismi compensatori, resi possibili nel tempo.

Da questa analisi ricaviamo che il comportamento muscolare di un atleta, sia nell'arto superiore che nell'arto inferiore, in condizione di inocclusione oppure in presenza di malocclusione ha un modo di agire non prevedibile in termini di differenza percentuale tra l'arto destro e l'arto sinistro.

**Correlazione tra la forza resistente degli arti superiori e inferiori.**

Tra i muscoli degli arti superiori e i muscoli degli arti inferiori le correlazioni sono tutte di tipo diretto, altissime e significative. Ciò suggerisce che il test, in assenza di patologie e infortuni, può essere indicativo per i quattro arti del corpo.

Alla luce di questa esperienza clinica, dalle valutazioni statiche e dinamiche ricavate dai risultati dei test sulla forza muscolare con dinamometro e sull'equilibrio dinamico con I-Moove®, emerge che la variabile oclusale influisce sulla forza muscolare: infatti, ottimizzando l'occlusione abbiamo registrato un aumento generale della forza resistente nei 5 secondi ed esplosiva nel primo secondo di test.

Anche nell'equilibrio dinamico abbiamo constatato che la variabile oclusale PARA (normocclusione) influenza positivamente il soggetto sia a livello degli arti superiori che a quelli inferiori, con miglior equilibrio tra l'arto Dx con quello di Sx.

La squadra oggetto di studio, neopromossa in serie A2, ha iniziato a indossare il Parabite Malpezzi® a inizio girone di andata e al momento, a metà del girone di ritorno, si trova al terzo posto in classifica, a 2 punti di distacco dalla prima. L'eccellente lavoro dei ragazzi è frutto di un'ottima preparazione fisica e tecnico-tattica garantita dal Mister Alberto Carobbi, il preparatore atletico Matteo Rinaldi e dal resto dello staff. Siamo del parere che l'aggiunta del Parabite Malpezzi® abbia contribuito al miglioramento delle prestazioni fisiche degli atleti. Infatti, nei nostri test, si evidenzia la significativa differenza di forza a favore dell'utilizzo del Parabite®.

Quindi, alla luce di ciò che è stato appena affermato, il nostro consiglio è quello di considerare l'occlusione come un fattore che condiziona la forza muscolare e quindi la prestazione sportiva.

Sottoporre l'atleta a una visita gnatologica permette di valutarne lo stato oclusale ed eventualmente intervenire con apparecchi che equilibrano l'occlusione, che abbiamo visto essere importante non solo per la performance sportiva, ma anche, secondo la letteratura(14), a prevenire infortuni e recidive. Avremo quindi un atleta che non solo è più prestativo, ma che riesce a garantire la sua performance sportiva in maniera più continuativa.

*L'uomo impara sempre imitando un altro che ha già imparato, guardando un altro che sta camminando nella vita. I suoi calcoli non fanno altro che dare forma al suo desiderio e illustrarlo...  
Voi perderete la guerra se non desiderate nulla.*

*Dante Alighieri - canto I del Paradiso*

## **BIBLIOGRAFIA:**

1. F. H. Martini, M. J. Timmons, R. B. Tallitsch "Anatomia Umana", quinta edizione,

casa editrice EdiSES 2016

2. T. W. Myers, “Meridiani Miofasciali, percorsi anatomici per terapeuti del corpo e del movimento”, terza edizione, casa editrice Nuove Tecniche
3. Kapandji I. A., Fisiologia articolare. Tronco e rachide. Editions Maloine. Monduzzi Editore. 5° Edizione italiana. 2009.
4. Franchi F., Dispense lezioni di “Fisiologia”, facoltà di Scienze Motorie di Ferrara, A. S. 2015-2016
5. Craighero L., Dispense lezioni di “Psicobiologia”, facoltà di Scienze Motorie di Ferrara, A. S. 2015-2016
6. Bonifazzi C., Dispense lezioni di “Analisi Dati”, facoltà di Scienze Motorie di Ferrara, A. S. 2014-2015
7. Bertagnolo V., Dispense lezioni di “Neuroanatomia”, facoltà magistrale di Scienze e Tecniche dell’Attività Motoria Preventiva e Adattata, A. S. 2017-2018
8. D’Ausilio A., Dispense lezioni di “Fisiologia”, facoltà magistrale di Scienze e Tecniche dell’Attività Motoria Preventiva e Adattata, A. S. 2017-2018
9. Fabbri M., appunti delle lezioni di Teoria, tecnica e didattica dell’attività motoria e sportiva per l’età evolutiva, adulta e anziana. 2018.
10. Malpezzi P., Appunti del corso di Gnatologia, 2018
11. Fogli M., Malpezzi P., Palamin V., tesi triennale “Valutazione della forza esplosiva e resistente in relazione alla variabile occlusale 2017
12. Fogli M., Malpezzi P., Daniotti G., tesi magistrale “L’influenza dell’occlusione dentale sulla forza esplosiva in extrarotazione dell’arto superiore”, 2018
13. Malpezzi P., Uliari S., Myers J., Spiridonova M., Grossi G., Terranova F., Collini G., Amabile L., Bernardi E., Mazzoni G., Conconi F., and Grazi G.. Influence of a custom made maxillary mouthguard on gas exchange parameters during incremental exercise in amateur road cyclists. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2015; 29(3): 672-677
14. (Isokinetic Book - XXVI International Conference on Sports Rehabilitation and Traumatology - The Future of Football Medicine - “Effect of cervical stabilization using MALPEZZI PARABITE in a professional football player”. Dott. Biolo G., Dott. Malpezzi P. - Camp Nou, Barcellona • 13-15 Maggio, 2017)
15. W. J. Hendelman, “Atlante di Neuroanatomia Funzionale”, seconda edizione, casa

editrice Ambrosiana

16. Hue OA, Seynnes O, Ledrole D, Colson SS, Bernard PL. Effects of a physical activity program on postural stability in older people. Aging Clin Exp Res. 2004 Oct; 16(5):356-62

### **SITOGRAFIA:**

- A. <https://www.youmath.it/>
- B. <http://www.giovanichetta.it/catenemuscolari.html>
- C. <https://www.posturafacile.it/2015/07/le-catene-muscolari-classificazione/>
- D. <https://www.mypersonaltrainer.it/>

### **RINGRAZIAMENTI:**

Ringrazio il professor Marco Fogli, il quale in tutti questi anni di università mi ha saputo far amare la sua materia, ed è stato per me esempio di professionalità e fonte di grande esperienza e conoscenza.

Lo ringrazio per la fiducia che ha riposto in me affidandomi questa importante tesi: per me è stata una grande occasione per realizzare un lavoro importante, non solo a livello scientifico, ma anche di crescita personale.

Esprimo profonda gratitudine nei confronti del dottor Piero Malpezzi, correlatore di questa tesi, per l'infinita pazienza e la disponibilità dimostrate. La tenacia e la perseveranza nel raggiungere un obiettivo, la passione e l'entusiasmo che mi ha trasmesso durante questi mesi di lavoro sono qualità e insegnamenti preziosi, che porterò con me per tutta la vita.

Ringrazio i ragazzi dell'Imolese Calcio a 5, senza i quali questa tesi non si sarebbe realizzata, in ordine alfabetico: "Pica Pao" Barp Douglas, Victor Butturrini, Mauro Castagna, Adriano Foglia, Riccardo Fort, Francesco Liberti, Cristian Ortiz, Matteo Paciaroni, Enzo Paganini, William Radesco, Matteo Rinaldi, Diego Vittori. In particolare, ho avuto modo di apprezzare la loro pazienza e cortesia nell'affrontare con attenzione e disponibilità quanto veniva chiesto loro. Un ringraziamento speciale è dedicato anche a chi ha permesso di poter lavorare con questi atleti: il direttore generale Gianluca Matera, il presidente Lorenzo Spagnoli, il mister Alberto Carobbi, e anche la collaboratrice organizzativa Stefania Gelsumino.

Ringrazio l'ing. Gianfranco Tudico per la grande disponibilità professionale dimostrata, accettando non solo la nostra richiesta di poter utilizzare l'I-Moove® a scopo scientifico, ma anche la nostra proposta di effettuare una modifica del software della macchina che ha permesso la realizzazione di una parte di questa tesi.

Ringrazio il fisioterapista dott. Ugo Cavina (Fisiodome), che ci ha cortesemente prestato lo spazio per realizzare i test con la macchina I-Moove® e per i suoi preziosi consigli, unitamente a quelli della dott.ssa Claudia Marino, facente parte del suo staff. A Claudia riservo un profondo sentimento di riconoscenza per la disponibilità che mi ha saputo offrire e per i suoi preziosi consigli sul tema delle catene miofasciali, ma soprattutto per il profondo amore per la materia che mi ha saputo trasmettere. Ringrazio inoltre il dott. Roberto Roveri, che mi ha gentilmente aiutato e consigliato durante questi mesi di ricerca.

Un sincero ringraziamento va anche al dott. Angelo Pasquale, al dott. Paolo Fugazzola e al dott. Davide Diprima per averci aiutato attivamente nella gestione ed esecuzione dei test, e anche alla laureanda in Fisica Sofia Bisero per i preziosi consigli.

Un ringraziamento finale è anche rivolto a chi mi è stato accanto e mi ha sostenuto in questo periodo: grazie Francesca, Andrea ed Elisa, vi voglio bene.

In ultimo, ringrazio tutti i miei parenti, in particolare i miei genitori, per l'infinito amore che mi dimostrano ogni giorno e per non avermi mai fatto mancare il loro sostegno e il loro aiuto durante tutti questi anni.

