

CARATTERIZZAZIONE DELL'ATTRITO SU COMPONENTI PER APPLICAZIONI ORTODONTICHE MEDIANTE UN SIMULATORE "IN VITRO"

L. D'Acquisto, M. Moscato

Dipartimento di Meccanica, Università degli Studi di Palermo
dacquisto@dima.unipa.it

Abstract

La diffusione delle tecniche a basso attrito (low friction) nell'ambito di terapie ortodontiche per lo spostamento di un dente mediante applicazione di una forza debole (0.5 – 0.7 N) o media (0.7-2.0 N) ha spinto la ricerca del settore odontoiatrico verso lo studio delle forze di attrito nel moto tra archetto ortodontico (archwire) e attacchi ortodontici (brackets). L'esame della letteratura ha mostrato alcuni approcci molto semplificati alla misura dell'attrito, con configurazioni piane, mediante simulazioni poco aderenti a quanto accade nel corso di una reale terapia ortodontica. Il presente lavoro si prefigge uno studio preliminare del fenomeno mediante caratterizzazione della forza di attrito citata, in condizioni sperimentali più simili a quelle reali, nelle quali la giacitura dei singoli brackets non è sul piano, come considerato in letteratura, ma nello spazio, replicando la geometria di una arcata dentaria completa. Le caratteristiche dimensionali e geometriche delle superfici striscianti tra le quali si genera attrito, sono tali da non consentire l'implementazione di trasduttori per la misura diretta della forza di attrito ricercata. La soluzione messa a punto, che consente l'utilizzo di un archwire e di brackets del tutto identici a quelli effettivamente impiegati nel trattamento del paziente, per la necessaria presenza dei cavi di collegamento per i segnali si presta esclusivamente ad uno studio 'in vitro', ma consente di ricavare informazioni localizzate lungo lo sviluppo curvilineo dell'archwire e quindi dell'arcata dentaria ad oggi non disponibili in letteratura.

Oggetto del lavoro è quindi la progettazione e messa a punto di un dispositivo di prova opportunamente strumentato, che riproduce una arcata dentaria mascellare, riconfigurabile per riprodurre 'in vitro' le patologie ortodontiche del canino, che sono tra le più frequenti in ortodonzia. Il dispositivo possiede opportuni gradi di libertà per consentire l'effettuazione di

test che riproducano la patologia del canino in esame.

La messa a punto del dispositivo ha riguardato la definizione della procedura di prova e la corretta selezione dei valori dei parametri operativi maggiormente influenti sulla qualità dei risultati.

I risultati ottenuti dal confronto quantitativo delle misure di valori di deformazione nell'intorno dei brackets interessati dalla terapia ortodontica del canino, hanno mostrato chiaramente la diversa efficacia di differenti tipologie di legature in termini di attrito allo scorrimento dell'archwire da cui consegue un diversa capacità di esplicitare la forza di richiamo lungo la direzione verticale che è il parametro qualificante della terapia ortodontica applicata alla correzione di dette patologie.

Tutto ciò, confermando la validità dell'approccio sperimentale basato sull'impiego del simulatore in vitro proposto che supera le significative limitazioni dei simulatori in configurazione rettilinea descritti in letteratura, permette il conseguimento di risultati quantitativi utili al confronto delle prestazioni di diversi componenti ortodontici, permettendo così di ottimizzare il trattamento stesso.

1. Introduzione e stato dell'arte

Il movimento dentario, sia esso per migrazione spontanea o per trazione ortodontica, si basa sul riassorbimento e l'apposizione ossea. Questo meccanismo consiste in una asportazione osteoclastica (con riassorbimento da parte dei tessuti) dell'osso nel verso dello spostamento e in una contemporanea generazione di nuovo osso sul lato opposto.

L'ortodonzia fissa nasce all'inizio del '900 ed il suo successo risiede nell'invenzione della tecnica "edgewise". Consiste nell'utilizzo di *bracket* incollati ai denti, accoppiati con un *archwire* a cui viene data particolare forma in modo da generare le forze necessarie per la terapia di riposizionamento di singoli denti. Grande impulso

è arrivato da un noto articolo [1] nel quale si illustrava la tecnica denominata "straight-wire".

La tecnica si basa sull'utilizzo di un filo dritto, abbinato a *brackets* con "informazioni" al loro interno. Con il termine "informazioni", si intendono particolari deformazioni della cavità interna dello slot, che modificano il tipo di contatto tra *bracket* e *archwire*, il loro modo di interagire e di conseguenza anche le forze che si scaricano sul dente.

Nel caso degli spostamenti dentari ortodontici si parla di biomeccanica perché le forze vengono applicate a un corpo biologico: il dente vincolato dai tessuti parodontali. Sul complesso dento-parodontale l'applicazione di forze genera aree di tensione e compressione che rappresentano la causa primaria dei processi di rimaneggiamento osseo che stanno alla base dello spostamento dentario.

Il movimento dentario risulta essere influenzato principalmente da tre fattori: intensità della forza applicata, caratteristiche della forza (continua, intermittente, etc), caratteristiche ossee.

Gli apparecchi ortodontici di tipo fisso, come illustrato in Fig.1, sono costituiti da: *brackets* (attacchi), *archwires* (archi) e legature (non mostrate in figura).

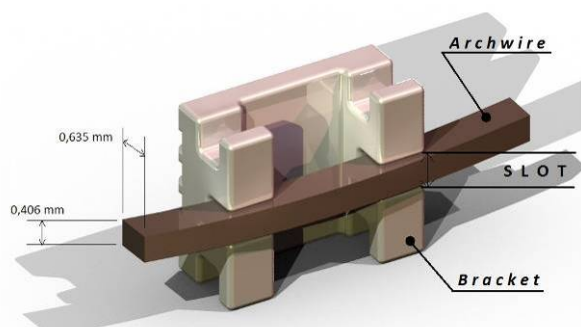


Fig. 1: vista d'insieme di componenti ortodontici

Il *bracket* è l'elemento fisso posizionato direttamente sul dente tramite particolari adesivi. Esso presenta una scanalatura chiamata *slot*. Il compito di questa cavità è di ospitare l'*archwire*. L'*archwire* è l'elemento atto a generare le forze, trasmettendole ai vari *brackets*. Può venire formato manualmente oppure essere del tipo a memoria di forma (leghe in Ni-Ti). Le legature sono elementi di tenuta, che servono a mantenere l'*archwire* all'interno dello slot del racket.

Con l'utilizzo di meccaniche di scorrimento diventa quindi fondamentale valutare l'attrito che viene generato dalle diverse componenti del sistema [2][3].

L'attrito in esame tra *bracket* e *archwire* può essere sia nocivo che necessario in diverse fasi del trattamento o, durante la medesima fase, in

diverse zone dell'arcata dentaria. Si intuisce quindi quanto sia importante poter disporre di valori ben precisi, in modo da dosare con efficacia l'intensità delle forze applicate ed ottenere una risposta biologica ottimale seguita da un adeguato spostamento del dente. La difficoltà di queste misurazioni risiede nella grande quantità di variabili che influenzano la tipologia di contatto nonché nelle caratteristiche peculiari del sito di misura.

Nel corso di un trattamento ortodontico è quindi necessaria la valutazione delle forze di attrito presenti all'interfaccia tra *bracket* e *archwire* per applicare il livello corretto di forza tale da superare l'attrito e ottenere una risposta biologica ottimale per realizzare un efficace movimento del dente oggetto del trattamento [2].

La grande diffusione delle tecniche a bassa frizione nell'ambito di terapie ortodontiche ha indirizzato la ricerca del settore odontoiatrico verso lo studio di tali forze di attrito. L'esame della letteratura recente ha evidenziato che l'obiettivo comune dei lavori esaminati è quello di valutare l'entità delle forze di attrito scambiate tra *brackets* e *archwires*; alla base dei diversi apparati realizzati dai vari ricercatori c'è una comune caratteristica di base: il movimento che si realizza nelle simulazioni effettuate è generalmente del tipo rettilineo uniforme. E' ovvio che tali simulazioni sono ben lontane dalle effettive condizioni di contatto che si determinano nel corso di una reale terapia odontoiatrica.

In [4] è utilizzato un apparato costituito da un blocco piano di materiale acrilico sul quale sono stati fissati 5 *brackets* allineati tra loro (mediante un adesivo a base di cianomonoacrilato): una porzione di *archwire* rettilineo indeformato è stato inserito negli slot dei *brackets* e vincolato superiormente tramite un morsetto; l'*archwire* è posto in movimento (15 mm/min per una corsa complessiva di 15 mm) per mezzo di una macchina prova-materiali ed i valori registrati dalla cella di carico della macchina sono stati considerati come valori della forza di attrito. Nel lavoro [5] vengono invece provate diverse tipologie di *archwire* (differenti sia per materiale che per dimensioni); il setup utilizzato è del tutto analogo al precedente: una base rigida ospita dieci *brackets* allineati e fissati tramite cianoacrilato, l'*archwire* viene ammorsato da un'estremità e fatto scorrere ad una velocità di 0,5 mm/min per un tempo complessivo di 5 minuti. Il test viene ripetuto in due differenti configurazioni: con tutti i *brackets* legati e poi solo con l'ultimo *bracket* legato. Lo scopo dichiarato è quello di isolare la forza dovuta esclusivamente all'attrito. Nel lavoro [6] è stato introdotto come fattore di influenza la

presenza di saliva che altera la natura del contatto superficiale agendo da lubrificante. La configurazione è ancora una volta rettilinea, ma viene utilizzato soltanto un *bracket* che viene agganciato da un loop realizzato con una porzione di *archwire*: funzione del loop è di sostenere il *bracket* e realizzarne il moto traslatorio verticale per una corsa complessiva di 8 mm ad una velocità di 20 mm/min mediante vincolo superiore del loop alla testa superiore di una macchina prova-materiali dotata di una cella di carico. Una innovazione rispetto all'uso di configurazioni rettilinee, è presentata in [7] che effettuano una serie di prove su un modello tridimensionale in resina di arcata dentaria equipaggiata con *brackets* e *archwire*, misurando con una apposita cella di carico multiassiale la forza trasmessa dall'*archwire* al *bracket* in corrispondenza del primo premolare sinistro, comparando le misure ottenute in corrispondenza di differenti tipologie di coppie *archwire-brackets* (traditional ligature e passive self-ligating *brackets*). Anche in [8] e in [9] lo studio è rivolto al confronto delle prestazioni in termini di attrito *brackets-archwire* di diverse combinazioni e tipologie di *archwire* e legature ortodontiche.

Appaiono evidenti le limitazioni degli studi precedenti che ricorrono a configurazioni geometriche semplificate: moto puramente rettilineo (ciò oltre a non essere realistico, altera le zone di contatto tra *bracket* ed *archwire*), limitato numero di *brackets*, velocità di moto relativo tra *brackets* e *archwire* non realistiche ed infine lubrificazione assente o scadente.

In tutti i casi di letteratura presi in considerazione, la tipologia delle informazioni di misura ottenute rimane inoltre limitata alla misura della forza complessiva trasmessa al singolo *bracket* preso in esame in ciascuna configurazione. Per le intrinseche ed oggettive limitazioni del problema preso in esame, tutti gli studi riportati in letteratura trattano con configurazioni "in vitro".

2. Studio e messa a punto di un simulatore ortodontico "in vitro" in configurazione tridimensionale

Gli autori dei lavori scientifici presi in esame, per la quasi totalità dei casi operano in campo odontoiatrico. Le prove quindi, sono state ideate e condotte da un punto di vista esclusivamente medico. Obiettivo di questo lavoro è di riprogettare questa tipologia di esperimenti, valutando il metodo, i fattori di influenza e le grandezze in esame, sotto un punto di vista

ingegneristico per un'analisi più dettagliata dei fenomeni di attrito al fine di fornire una metodologia di confronto attendibile delle prestazioni di diversi prodotti per applicazioni ortodontiche tale da consentire una valutazione quantitativa delle prestazioni in termini del già citato attrito per una più efficace terapia ortodontica.

2.1. Il problema di misura

Le caratteristiche peculiari del fenomeno di interesse (ridotte dimensioni dell'*archwire*, piccole superfici di contatto col *bracket*, variabilità dei punti di contatto *archwire-bracket*) da cui discende in ultimo una ridotta ampiezza della grandezza misurabile in termini di forza di attrito, hanno richiesto un approccio al problema parzialmente euristico. L'esame della letteratura ha mostrato alcuni approcci molto semplificati alla misura dell'attrito, con configurazioni piane, utilizzando un numero di *brackets* ridotto e ottenendo la misura globale della resistenza di attrito fornita dal moto relativo dell'*archwire* rispetto al *bracket*. Il presente lavoro di ricerca si prefigge lo scopo di ottenere misure comparative della forza di attrito citata al variare dei componenti ortodontici impiegati, in condizioni sperimentali più simili a quelle reali, nelle quali la giacitura dei singoli *brackets* non è sul piano come considerato dai lavori di letteratura sin qui esaminati, ma nello spazio, replicando le posizioni reali di una 'bocca media di riferimento'.

Le caratteristiche dimensionali e geometriche degli elementi in moto relativo tra i quali si genera attrito, visibili in Fig.1, sono tali da non consentire l'implementazione di trasduttori per la misura diretta della forza di attrito ricercata.

L'attenzione, nel prendere in considerazione tecniche di sperimentazione su modelli da laboratorio non essendo praticabili quelle 'in vivo', si è quindi rivolta a trasduttori e tecniche di misura con le seguenti caratteristiche: ridotte dimensioni (possibilità di posizionarli direttamente su *archwire* e/o *bracket*), misura di grandezze localizzate e non globali, elevata sensibilità (attesa la necessità di misurare forze di piccola ampiezza), assenza di effetti di carico strumentale. Allo scopo si è orientata la scelta verso la misura di deformazioni meccaniche sull'*archwire*, mediante sensori estensimetrici che potessero permettere la misura della deformazione quasi puntuale lungo l'*archwire* in posizioni intermedie tra due *brackets* successivi. È stato preso in considerazione l'impiego di estensimetri a resistenza posti in commercio recentemente, con

base di misura 0,3 mm e dimensioni del supporto di 2 x 1,2 mm². Le ridotte dimensioni del supporto di incollaggio, comparabili a quelle dello spessore di *archwires* di uso comune, consentono l'incollaggio diretto di singoli estensimetri per misurare in maniera quasi puntuale il livello di deformazione sull'*archwire* in prossimità di un determinato *bracket* (prima e dopo di esso). Si tratta in ogni caso di applicazioni non convenzionali, che hanno richiesto una taratura diretta dell'ER nelle effettive condizioni di impiego. Ciò consente di ricavare una maggior quantità di informazioni, localizzabili lungo lo sviluppo curvilineo dell'*archwire* e quindi in ultima sostanza dell'arcata dentaria ad oggi non disponibili in letteratura e sicuramente utili a studiare il fenomeno di interesse con maggior dettaglio in condizioni in parte assimilabili a quelle che si presentano nella bocca del paziente.

2.2. Realizzazione/descrizione del dispositivo di prova

L'approccio seguito nella sperimentazione, superando le limitazioni dei modelli piani rettilinei incontrati in letteratura si è indirizzato alla configurazione tridimensionale, con l'obiettivo di realizzare un modello che simulasse quanto più possibile le condizioni reali di un impianto ortodontico. Per ottenere ciò i vincoli dell'*archwire* sul dispositivo 'in vitro' dovrebbero essere tutti e solo quelli effettivamente presenti sull'*archwire* 'in vivo'. Nel caso reale, l'arco ha una curvatura differente a seconda del dente. Ciò implica che per ogni dente si manifesterà un contatto lievemente differente. L'utilizzo di archi con diametri della sezione trasversale che variano da 0,012 in a 0,016 in per *bracket* il cui slot ha una dimensione di 0,022 in, rende chiaro che, se l'arco fosse rettilineo, scorrerebbe all'interno dello slot con un tale gioco da rendere non significativa qualsiasi misura di attrito.

I test riportati in letteratura sono stati condotti con velocità relative di scorrimento tra *bracket* ed *archwire* comprese tra 0,5 e 20 mm/min. Tuttavia studi sui movimenti dentali mostrano come, con le tecniche più avanzate si riescano ad ottenere movimenti reali dell'ordine dei 3 mm in un mese, che corrisponderebbero a $7 \cdot 10^{-5}$ mm/min. Una velocità talmente lenta, lascia supporre che in questo moto si inneschi un attrito pressoché statico.

Il trattamento prevede che il *bracket* (e quindi il dente) subisca un lento spostamento che lo porta nella posizione corretta. In genere per questo tipo di malocclusioni, la componente verticale di tale

spostamento è preponderante rispetto le altre componenti su di un piano orizzontale. Ci si è quindi concentrati su tale componente di spostamento. La dinamica di questo tipo di trattamenti consiste in un'applicazione di forze costanti all'interfaccia *bracket-archwire*; per il principio di azione-reazione tali forze vengono scaricate sul dente ed infine sull'osso. Ciò che fisicamente avviene nell'intorno del dente durante queste fasi, è un riassorbimento ed una contemporanea creazione dell'osso che ingegneristicamente è schematizzabile come un cedimento dell'osso. La soluzione per simulare questo processo, rappresentata dal dispositivo che si propone in questo lavoro, consiste in una serie di elementi meccanici opportunamente collegati.

Avendo l'obiettivo di rivolgere l'attività di ricerca alla simulazione in vitro delle patologie più frequenti, la realizzazione del dispositivo è stata finalizzata allo studio delle patologie ortodontiche del canino. E' stato quindi realizzato il dispositivo di prova illustrato in Fig.2, la cui base superiore riproduce una arcata dentaria mascellare sana sulla base dei rilievi dimensionali effettuati su un modello di riferimento utilizzato in ortodonzia. I *brackets* sono tutti vincolati tramite incastro nella loro posizione "corretta", ad eccezione del *bracket* corrispondente al canino in esame (canino superiore sinistro). Tale *bracket*, infatti, possiede un grado di libertà lungo la direzione verticale.

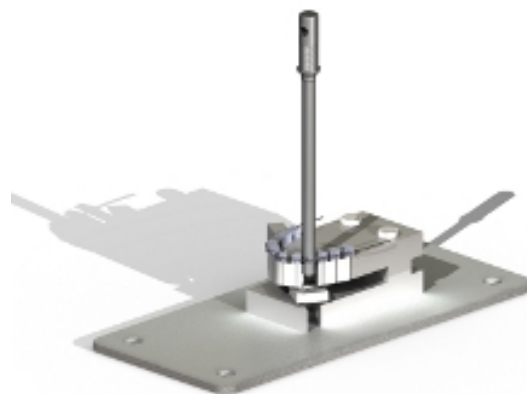


Fig. 2: Il dispositivo proposto

Il principio alla base di questa simulazione, è quello di invertire causa ed effetto. Nel processo reale, la forza causa un cedimento che genera a sua volta uno spostamento. In questo dispositivo, invece, ciò che viene imposto è lo spostamento del dente, che genera delle reazioni vincolari nel sistema. In questo modo, partendo dal movimento di un dente, è possibile innescare le complesse dinamiche che avvengono in un apparecchio ortodontico fisso.

Il dispositivo messo a punto risulta quindi costituito da una base superiore che porta i *brackets* fissi in corrispondenza dei denti che non sono oggetto del trattamento ortodontico, una base inferiore, una slitta verticale (visibile in Fig. 3) che porta il *bracket* corrispondente al canino che si vuole riposizionare nel corso della terapia, la quale si muove solidale alla traversa mobile della macchina prova materiali. Il foro in basso permette il centraggio verticale della slitta per il posizionamento del canino secondo la patologia che si vuole simulare.



Fig. 3: particolare della slitta verticale in corrispondenza del canino

L'insieme così realizzato consente quindi alla slitta verticale che funge da supporto del *bracket* mobile di possedere due gradi di libertà alla traslazione verticale ed orizzontale per potere simulare le diverse patologie. I gradi di libertà attribuibili devono permettere in fase di set-up del test di adattare il dispositivo al caso odontoiatrico in esame. Va sottolineato che tali spostamenti devono avvenire prima del test, in fase di preparazione. I gradi di libertà ad essi corrispondenti, quindi, devono essere annullati una volta terminata la fase di set-up del dispositivo.

La simulazione del movimento di spostamento dentale è rappresentata dalla traslazione della slitta verticale. Tale movimento viene comandato da una macchina prova-materiali Instron 3367.

2.3. Strumentazione di misura

La cella di carico da 1 kN in dotazione con la macchina Instron, termina nella parte inferiore con un cilindro cavo ad asse verticale che viene collegato all'estremità superiore della slitta verticale che porta il *bracket* mobile, quello del canino sinistro del quale si vuole simulare il riposizionamento verticale. Sarà così possibile misurare il carico verticale applicato al canino mediante il *bracket* ad esso solidale, al variare

della sua posizione verticale, durante l'esecuzione del trattamento ortodontico finalizzato al suo riposizionamento verticale (discesa del canino). Lo spostamento verticale del canino, è misurato contestualmente al carico applicato, mediante il trasduttore di posizione della traversa mobile della macchina prova materiali utilizzata.

Queste due misure, analogamente a quanto già esposto circa i lavori esaminati in letteratura, non consentono una efficace valutazione dell'entità dei fenomeni di attrito in prossimità del *bracket* posto sul canino oggetto della terapia.

Ulteriori informazioni sono quindi ottenute mediante impiego di estensimetri elettrici a resistenza da 120 Ω autocompensati per acciaio, con collegamento a quarto di ponte con ER compensatore comune, posti lungo l'*archwire* in posizioni adiacenti al *bracket* 'mobile' posto sulla slitta verticale.

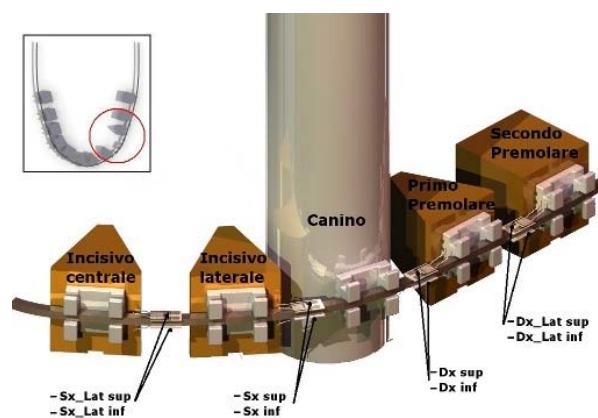


Fig. 4: posizione degli ER installati sull'archwire

2.4. Caratterizzazione degli ER installati

Il comune impiego di ER prevede la sua installazione su una superficie di dimensioni sufficientemente maggiori del supporto stesso dell'ER. I Micro-ER qui utilizzati (HBM LY-11-0.3/120) hanno una lunghezza di griglia di 0,3 mm e dimensioni del supporto pari a 1,2 mm x 2 mm. L'*archwire* che si è impiegato, invece, ha una larghezza di 0,025 in, pari a 0,635 mm. La griglia dell'estensimetro risulta quindi più larga della superficie sulla quale si deve installare come si osserva nello schema complessivo mostrato in Fig.4 e nell'immagine reale di dettaglio di Fig. 5, dove sono evidenziate le porzioni di griglia esterne alla larghezza dell'*archwire*. Appare necessario sottolineare che tale modello di *archwire* (0.016 in x 0.025 in), che presenta elevata rigidità, è quello utilizzato nelle fasi finali della terapia, quando cioè gli spostamenti previsti non superano il millimetro.

La scelta di adottare questa tipologia di *archwire*, che per le sue caratteristiche di impiego presenta una sezione trasversale più elevata ed inoltre di forma rettangolare, a differenza di quelli più flessibili e con sezione trasversale circolare (diam. 0.012 ÷ 0.014 in) si è resa necessaria per consentire l'installazione dei Micro-ER.

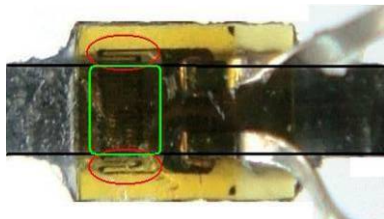


Fig. 5: particolare di un ER installato sull'archwire

In tali condizioni di impiego, non essendo più valido il fattore di taratura K dell'ER fornito dal produttore, per utilizzare questi Micro-ER in combinazione con l'*archwire* scelto si è reso necessario ricavare il nuovo valore di K , mediante taratura dell'estensimetro su un provino di geometria e materiale analogo all'*archwire* da utilizzare nelle prove.

Ricordando la definizione di fattore di taratura:

$$K = \frac{\Delta R/R}{\varepsilon} \quad \text{Eq. 1}$$

Nota la deformazione effettiva imposta all'*archwire* ε_{reale} , noto il valore del fattore di taratura del fornitore $K_{standard}$ ed il corrispondente valore di deformazione indicato $\varepsilon_{misurata}$ si ottiene il fattore di taratura nelle attuali condizioni di utilizzo K_{reale} come dalla espressione seguente:

$$K_{reale} = \frac{K_{standard} \varepsilon_{misurata}}{\varepsilon_{reale}} \quad \text{Eq. 2}$$

Il valore finale per il fattore di taratura K , risultato pari a $1,54 \pm 0,006$ è ottenuto come la media dei risultati di 3 test, verificati mediante applicazione del criterio di Chauvenet.

Determinato il valore del fattore di taratura K per il set-up descritto, è possibile adesso proseguire con l'installazione sull'*archwire* curvo che verrà utilizzato nei test per la caratterizzazione dell'attrito tra *archwire* e *brackets*.

3. Prove sperimentali

Le prove iniziali sono state effettuate utilizzando due differenti tipologie di legature (tipo Slide e tipo Slickers), su di un *archwire* strumentato con quattro Micro-ER. In questa prima versione di *archwire* strumentato, gli ER sono disposti solamente nell'intorno del canino mobile, e

identificati in base al loro posizionamento rispetto tale canino (Sx_{sup} , Sx_{inf} , Dx_{sup} , Dx_{inf}).

Le considerazioni sui risultati ottenuti hanno suggerito di integrare le informazioni sullo stato di deformazione dell'*archwire* ottenute ai lati del *bracket* del canino, ossia quello mobile, con ulteriori dati di misura anche a cavallo dei primi due *bracket* 'fissi' posti rispettivamente a destra e a sinistra del *bracket* del canino. Sono stati quindi aggiunti altri due ER, con lo scopo di indagare il fenomeno ad una maggiore distanza rispetto il dente mobile. I riscontri positivi mostrati da questi ER (identificati con il suffisso "Lat", ossia "laterali") hanno suggerito di allargare il campo di osservazione anche dal lato opposto, giungendo così ad un *archwire* strumentato complessivamente con otto ER, quattro sulla superficie superiore e quattro sulla superficie inferiore. È stato simulato il movimento di discesa del canino superiore sinistro, con velocità e rilevando il segnale della cella di carico in dotazione alla macchina stessa. In tutti i test eseguiti il moto verticale del *bracket* del canino si svolge in tre fasi: una prima fase, quella del posizionamento iniziale, in cui la slitta verticale, partendo dalla posizione di "dente sano" si porta, muovendosi ad una velocità di 0,5 mm/min, al livello opportuno a simulare la malocclusione desiderata, una seconda fase di sosta della durata di 30 s circa per raggiungere la stabilizzazione dell'assetto raggiunto e conseguentemente la stabilizzazione dei valori di misura del carico e delle deformazioni sull'*archwire*, ed infine una fase di discesa alla velocità prefissata.

Per quanto riguarda le velocità di discesa, tenendo conto anche di indicazioni raccolte in ambito medico con l'intenzione di valutare anche l'effetto della velocità di discesa simulata del canino per giungere ad una simulazione realistica del fenomeno, sono stati presi in considerazione differenti valori. Considerando un disallineamento verticale del canino pari ad 1 mm, il primo di tali valori (0,02 mm/min), ha permesso di effettuare simulazioni della durata di circa un'ora. Tale valore è inoltre prossimo a quelli riscontrati in letteratura. Esso è servito dunque come punto di riferimento per poter effettuare confronti con dei valori più bassi. Alcune prove effettuate alla velocità di 0,002 mm/min hanno permesso di osservare l'importanza di condurre questo tipo di simulazioni a velocità estremamente basse. Ci si è quindi spinti sino alla velocità di 0,0007 mm/min, impiegando circa 24 ore per la discesa della slitta mobile. Tale durata risulta essere notevolmente più vicina a quella di una reale terapia ortodontica, che in situazioni ottimali viene stimata in 3 mm/mese. Analoghe considerazioni

hanno condotto alla scelta di effettuare alcuni tests sotto condizioni di *archwire* lubrificato. In una reale terapia ortodontica, il contatto tra *archwire* e *bracket* avviene perennemente sotto lubrificazione grazie alla saliva costantemente secreta dalla ghiandole salivari. Cercando una sostanza di uso comune che potesse esplicitare un effetto simile, si è optato per un olio minerale paraffinico facilmente reperibile in commercio. Ci è si dunque posti il problema di assicurare, nelle prove con lubrificazione, un sottile meato di agente lubrificante tra le due parti in movimento relativo. L'operazione di lubrificazione avveniva tramite una siringa per uso medicale, deponendo una goccia di olio sul *bracket*, lasciando in questo modo che il lubrificante riempisse tutto lo slot.

Per le prove della durata di 24h, il meato di lubrificante è stato ricreato tramite una seconda lubrificazione introdotta durante il corso del test, all'incirca a metà delle 24h. I risultati emersi dai confronti tra prove con e senza lubrificazione, e prove a differenti velocità, hanno messo in evidenza l'importanza di questi due fattori nell'approccio allo studio del fenomeno. Basse velocità (0,0007 mm/min) e presenza di meato di lubrificante assicurano condizioni di prova apprezzabilmente differenti rispetto a quelle riscontrate utilizzando parametri suggeriti dagli studi in letteratura. Ritenendo dunque che i primi siano più vicini a riprodurre condizioni reali, ci si riferirà ad essi per effettuare confronti con tests condotti in differenti condizioni, allo scopo di ottimizzare la procedura di prova realizzata mediante l'impiego del simulatore "in vitro".

4. Risultati e discussione

Le prove condotte secondo la metodologia descritta sopra hanno fornito diverse indicazioni, che, per gli scopi perseguiti in questo lavoro, possono essere analizzati secondo due differenti chiavi di lettura: a) quella delle azioni esplicitate dall'*archwire* sul *bracket* mobile, che nel caso reale sono l'azione meccanica finalizzata al riposizionamento del dente trattato; b) quella delle sollecitazioni presenti sull'*archwire* a loro volta legate sia alle azioni di cui al punto precedente che alle azioni di attrito al contatto tra i *brackets* e l'*archwire*; queste ultime finora non adeguatamente analizzate nella letteratura esaminata.

L'osservazione dei risultati di misura dell'andamento dei livelli di carico applicato al dente da trattare al progredire del trattamento (cioè durante la discesa del dente stesso) consentono le considerazioni seguenti.

Nelle Figg. 6 e 7, per le prove eseguite ai due diversi livelli di velocità di discesa, è mostrato il confronto delle misure del carico verticale F_y , in funzione dello spostamento verticale della slitta che porta il *bracket* mobile, quello del canino del quale si vuole simulare il riposizionamento verticale, eseguite in condizioni di attrito secco e successivamente lubrificato, utilizzando legature di tipo SLIDE.

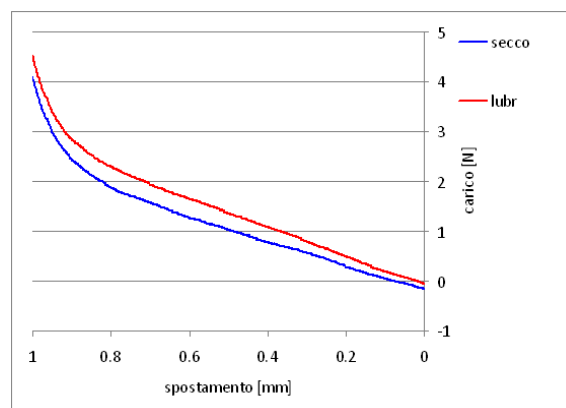


Fig. 6: carico verticale sul bracket mobile ($v_y = 0,02$ mm/min)

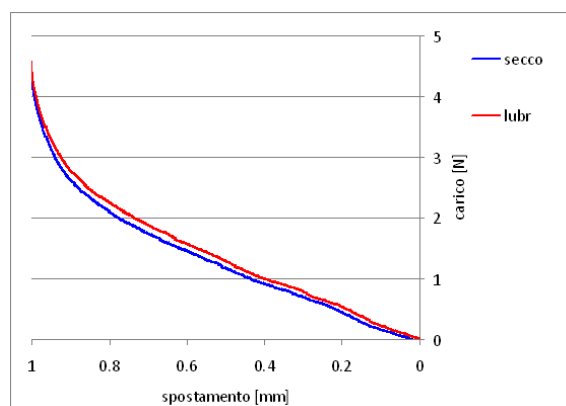


Fig. 7: carico verticale sul bracket mobile ($v_y = 7 \cdot 10^{-4}$ mm/min)

Si può osservare che in entrambe le prove, il carico verticale misurato in presenza di lubrificazione, a parità di tutte le altre condizioni è sempre maggiore in presenza di lubrificazione e l'effetto è più marcato per le prove eseguite con una velocità di discesa più elevata; i risultati ottenuti con l'altro tipo di legatura utilizzata (SLICKERS) mostrano un andamento analogo. Ciò comporta che in presenza di lubrificazione, ad una minore resistenza al moto relativo dell'*archwire* nello slot dei singoli *brackets*, ossia un minore attrito allo scorrimento, corrisponde un migliore azione di 'richiamo elastico' esercitata sul *bracket* mobile verso la condizione iniziale dell'*archwire* indeformato e quindi una maggiore efficacia della terapia. Questo effetto è più evidente alla velocità maggiore, ma, debitamente rapportato alle diverse condizioni di prova, è

apprezzabile anche alla velocità più bassa che è quella più significativa per l'utilizzo scientifico del simulatore realizzato.

Questo risultato rappresenta una prima conferma della validità dell'approccio sperimentale proposto, che opera in condizioni più realistiche di quelle dei simulatori rettilinei citati in letteratura.

Utilizzando poi gli stessi risultati per confrontare a parità di condizioni di lubrificazione, l'effetto della velocità di discesa simulata, rispettivamente pari a $v_y = 0,002$ mm/min nella prova di durata di circa un'ora e $v_y = 7 \cdot 10^{-4}$ mm/min nella prova di durata di circa ventiquattrore, per una corsa di 1 mm, si osserva dalla Fig. 8 che in condizioni di attrito secco, alla maggiore velocità di abbassamento del *bracket* mobile corrisponde un valore più basso del carico verticale F_y trasmesso dall'*archwire* al *bracket* mobile e quindi un maggiore dispendio di energia per superare l'attrito allo scorrimento dell'*archwire* all'interno dello slot dei *brackets*.

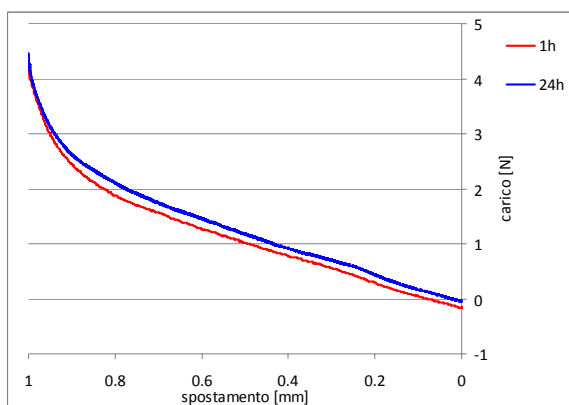


Fig. 8: carico verticale sul bracket mobile (assenza di lubrificazione)

Si osserva altresì in Fig. 9, che in condizioni di attrito lubrificato la differenza diventa trascurabile.

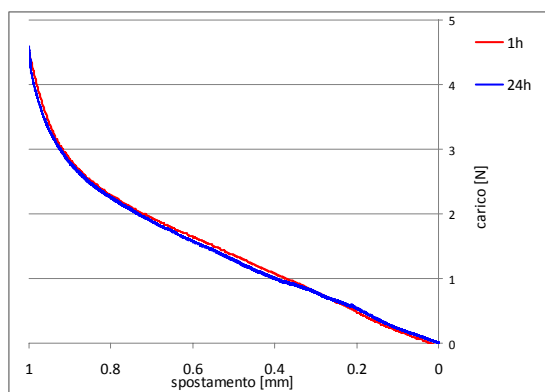


Fig. 9: carico verticale sul bracket mobile (in presenza di lubrificazione)

Da ciò si ricava che quando la velocità di riposizionamento del dente nel dispositivo

proposto, tende a valori sufficientemente bassi (seppure ancora superiori a quelle reali), tali da potersi ipotizzare condizioni di attrito 'statico', l'effetto della lubrificazione diviene trascurabile anche in considerazione della tipologia dei materiali a contatto e soprattutto della loro ottima finitura superficiale. Fin qui sono state formulate le considerazioni sui dati carico-spostamento, utilizzati anche da altri autori in letteratura, sebbene ottenuti su configurazioni meno realistiche (*archwire* rettilineo e minor numero di *brackets* utilizzati) di quella qui riprodotta.

La seconda chiave di lettura dei risultati ottenuti, peculiare del simulatore "in vitro" strumentato messo a punto nel presente lavoro, è quella fornita dalle misure dei Micro-ER disposti lungo lo sviluppo curvilineo dell'*archwire*.

La specifica disposizione geometrica degli ER, illustrata in Fig.4, a coppie sovrapposte (sulla faccia superiore e sulla faccia inferiore dell'*archwire*) lungo lo sviluppo curvilineo dell'*archwire* negli interspazi tra i *brackets*, consente di ottenere direttamente l'informazione sulla deformazione longitudinale in corrispondenza di ciascun Micro-ER, nonché mediante somma algebrica del dato misurato da ogni coppia sovrapposta di ER (trattandosi di porzioni di *archwire* soggette a sforzo normale e a flessione) anche il dato proporzionale alla componente di deformazione da attribuire al contributo dello sforzo normale. Quest'ultima, nel seguito denominata 'assiale', è in prima analisi causata dall'attrito tra *archwire* e i due *brackets* immediatamente a monte e a valle della singola coppia di ER considerati.

In Fig.10 sono mostrati gli andamenti delle deformazioni totali misurate dai quattro Micro-ER posti sulla faccia superiore dell'*archwire* nel corso della prova di durata 24 ore in presenza di lubrificazione. Si osserva che immediatamente a cavallo del *bracket* 'mobile' sono presenti i livelli di deformazione più elevati in modulo e con segno positivo.

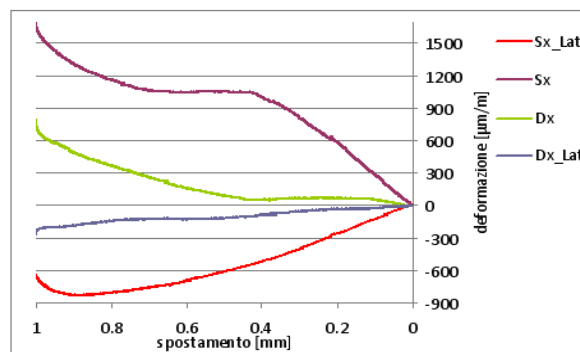


Fig. 10: andamento delle deformazioni totali misurate lungo la superficie superiore dell'*archwire*

L'elaborazione dei dati di misura mediante somma algebrica dei valori misurati da ciascuna coppia di Micro-ER disposti sulla faccia superiore e su quella inferiore dell'*archwire* consente di rimuovere dalla deformazione totale il contributo della flessione in quanto si opera la somma con segno delle misure di deformazione su superfici simmetriche rispetto al piano neutro della sollecitazione (da dividere per due) e fornisce così una stima di massima della sollecitazione di trazione/compressione sulla sezione trasversale dell'*archwire*.

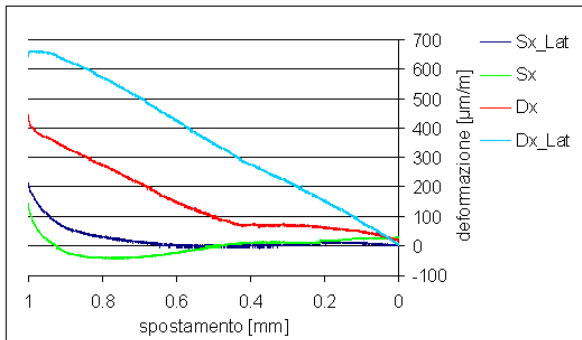


Fig. 11: andamento delle deformazioni assiali misurate sull'archwire

Dall'andamento delle deformazioni assiali mostrato in Fig.11 si osservano bassi valori in corrispondenza dei due ER Sx e Sx-Lat (lato incisivi) e ciò unitamente all'osservazione dei valori complessivi riportati per gli stessi ER in Fig.10 porta a concludere che per essi è preponderante la componente di deformazione flessionale. Inoltre è plausibile che in corrispondenza dell'ER Dx laterale, più vicino al vincolo di estremità lato molari (che non è tuttavia un vero e proprio incastro) e posto sul tratto dell'*archwire* a sviluppo longitudinale quasi rettilineo, si osservi il maggiore livello di deformazione assiale.

In Fig. 12 è riportato l'andamento delle differenze tra i valori di deformazione 'assiale' misurati a destra e a sinistra (a cavallo) rispettivamente dei brackets dell'incisivo, del canino e del premolare.

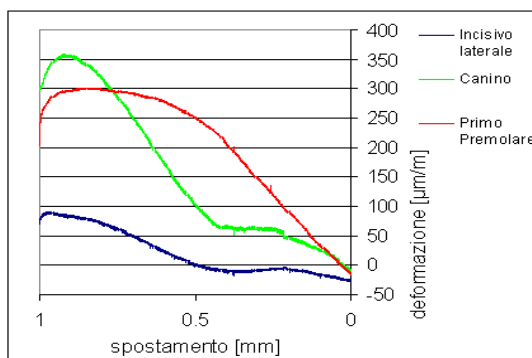


Fig. 12: andamento delle deformazioni assiali misurate sull'archwire

Questi andamenti ottenuti mediante elaborazione dei valori riportati nella precedente Fig. 11 forniscono una ulteriore indicazione seppure qualitativa sulla meccanica di scorrimento dell'*archwire* nello slot di ciascuno dei *bracket* menzionati.

I valori più bassi si osservano 'a cavallo' del *bracket* dell'incisivo. Sul canino si osservano invece i valori più alti nell'intorno della massima escursione (ossia all'inizio del trattamento ortodontico per il riposizionamento dello stesso), probabilmente a causa di impuntamenti sui bordi di attacco e di uscita dallo slot del *bracket* mobile a causa dell'andamento fortemente inflesso dell'*archwire* rispetto la sua condizione di riposo. Su tale *bracket*, i valori di deformazione discendono rapidamente a metà corsa fino al 20% circa del valore di picco, diminuendo poi blandamente. In corrispondenza del primo premolare, invece, si osservano valori di poco inferiori al canino nel tratto iniziale (da 1 a 0,75 mm di distanza dalla posizione di zero, ossia di dente riallineato) e per la restante parte della corsa valori superiori a quelli degli altri due *brackets*. Il confronto tra queste curve suggerisce che la perdita per attrito possa essere imputata maggiormente al *bracket* del canino solo per il primo tratto di corsa ed al premolare nel secondo tratto. Ciò trova giustificazione nella presenza di otto *brackets* dal lato sinistro del canino mobile in luogo dei soli 3 *brackets* sul lato destro, che ostacolano maggiormente lo scorrimento dell'*archwire* in tale direzione, che pertanto tende a scorrere in direzione del primo premolare, con maggiore attrito sui relativi *brackets*. Questa ipotesi è confermata dalla maggiore deformazione assiale osservata per gli ER Dx_lat, contrariamente a quanto osservato per gli speculari Sx_Lat.

In Fig. 13 infine si mostra l'andamento delle misure effettuate per un confronto tra due differenti tipologie di legature 'low friction' in condizioni di lubrificazione e con durata della prova di 24 ore.

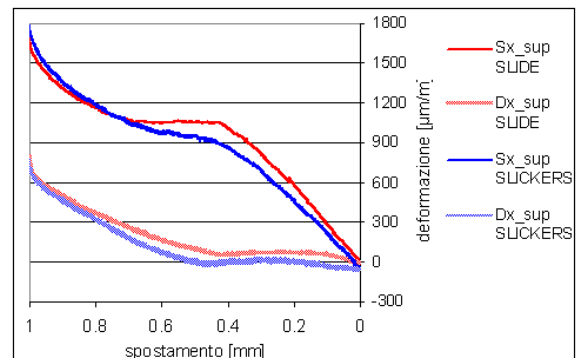


Fig. 13: confronto deformazioni sull'archwire per due differenti legature

Il confronto tra le deformazioni misurate in presenza di due differenti legature ha permesso di osservare gli effetti che tali legature hanno sul fenomeno di attrito. Si osservino, ad esempio, le deformazioni sulla faccia superiore dell'*archwire*, in prossimità del canino: a parità di spostamento per legature di tipo Slide corrisponde una maggiore deformazione rispetto la legatura di tipo Slickers. Congruentemente con quanto osservato circa la lubrificazione, tali maggiori deformazioni sono dovute ad una maggiore capacità dell'*archwire* di inflettersi, e dunque ad un migliore scorrimento dello stesso all'interno dello slot.

Questi ultimi risultati, rappresentano l'applicazione pratica del simulatore 'in vitro' proposto per effettuare la caratterizzazione di componenti per applicazioni ortodontiche.

5. Conclusioni

E' stato realizzato un simulatore in vitro innovativo opportunamente strumentato per la caratterizzazione dei fenomeni di attrito allo scorrimento tra *brackets* e *archwire* per terapie ortodontiche, che consente di ottenere informazioni sulla meccanica di scorrimento tra *archwire* e *brackets* non reperibili in letteratura.

E' stata messa a punto una procedura di prova che consente di riprodurre condizioni realistiche di moto relativo *archwire-brackets* verificando gli effetti sui risultati delle prove al variare dei due principali parametri operativi: velocità di riposizionamento del *bracket* mobile e condizioni di lubrificazione.

I risultati ottenuti, tra di loro consistenti, descrivono il comportamento dell'insieme *archwire-brackets*-legature in maniera sufficientemente dettagliata. Infine, tali risultati sono adeguati a fornire informazioni qualitative e quantitative per confrontare le prestazioni in termini di attrito di legature differenti per tipologia e/o materiale e valutare quindi la loro maggiore o minore efficacia ai fini della terapia. Ciò costituisce una preziosa informazione per i tecnici che impiegano questi prodotti che altrimenti sono selezionabili solo sulla base delle dichiarazioni delle case produttrici.

Bibliografia

[1] Andrews LF: The straight-wire appliance, origin, controversy, commentary. *Journal of Clinical Orthodontics*. 1976 Feb;10(2):99-114

- [2] Iwasaki L.R., Beatty M.W., Randall C.J., Nickel J.C.: Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003; 123:408-415.
- [3] Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG, et al. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 109 : 535-542
- [4] Franchi L., Baccetti T., Camporesi M., Barbato E. 2008, "Force released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures", *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 133, pp. 87-90.
- [5] Tecco S., Di Iorio D., Cordasco G., Verrocchi I., Festa F. 2007, "An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance", *European Journal of Orthodontics*, vol. 29, pp. 390-397.
- [6] Hain M., Dhopatkar A., Rock P. 2003, "The effect of ligation on friction in sliding mechanics", *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 123, pp. 416-422
- [7] Pandisa N., Eliadesb T., Partowic S., Bourauel C.: "Moments Generated during Simulated Rotational Correction with Self-Ligating and Conventional Brackets". *Angle Orthodontist*, Vol 78, n. 6, 2008, pp. 1030-1034
- [8] Smith D.V., Rossouw P.E., and Watson P.: Quantified Simulation of Canine Retraction: Evaluation of Frictional Resistance; *Seminars in Orthodontics*, Vol 9, n. 4 (December), 2003: pp 262-280
- [9] Griffiths H. S., Sherriff M., Ireland A. J. 2005, "Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules", *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 127, pp. 670-675.