

Forze Prodotte da Sistemi Diversi di Attacchi o Legature Non Convenzionali durante l'Allineamento di Denti Spostati Apicalmente

Tiziano Baccetti^a; Lorenzo Franchi^b; Matteo Camporesi^c; Efisio Defraia^d; Ersilia Barbato^e

SOMMARIO

Obiettivo: Analizzare le forze esercitate da quattro tipi di attacchi autoleganti (SLB) passivi in acciaio inox, e da due sistemi non convenzionali di legature elastomeriche ed attacchi rispetto alla legatura elastomerica convenzionale su attacchi convenzionali in acciaio inox durante l'allineamento di denti spostati apicalmente all'arcata mascellare.

Materiali e Metodi: un modello sperimentale consistente in cinque attacchi è stato utilizzato per determinare le forze esercitate dai sette diversi sistemi di legatura ed attacchi con filo superelastico in nichel-titanio da 0,012" o 0,014" in presenza di uno spostamento apicale dei canini di diversa intensità (compreso tra i 1,5 mm ed i 6 mm). I raffronti tra i diversi tipi di sistemi attacco/filo/legatura sono stati effettuati per mezzo di analisi della varianza (ANOVA) per ranghi con il test post-hoc di Dunnett ($P < 0,05$).

Risultati: Quando si tenta la correzione di un disallineamento maggiore di 3 mm, una notevole quantità di forza per l'allineamento è generata dai sistemi di SLB passivi e dai sistemi non convenzionali di legature elastomeriche ed attacchi, mentre una quantità nulla di forza è esercitata in presenza di legature elastomeriche convenzionali su attacchi convenzionali.

Conclusioni: Quando lo spostamento apicale richiesto è minimo (1,5 mm), le differenze prestazionali tra i sistemi a basso attrito e convenzionali sono minime. Tali differenze divengono, invece, significative quando si tenta la correzione di un disallineamento maggiore di 3,0 mm. (*Angle Orthod.* 2009;79:533-539.)

PAROLE CHIAVE: Attrito; Materiali Ortodontici; Attacchi autoleganti

INTRODUZIONE

Durante la terapia con apparecchio fisso, la forza maggiore che contrasta il movimento dei denti è la forza di attrito sviluppata

^a Ricercatore, Reparto di Ortodonzia, Università di Firenze, Firenze, Italia; Thomas M. Graber, Studioso Ospite, Reparto di Ortodonzia e Odontoiatria Pediatrica, Scuola di Odontoiatria, Università del Michigan, Ann Arbor.

^b Ricercatore, Reparto di Ortodonzia, Università di Firenze, Firenze, Italia; Thomas M. Graber, Studioso Ospite, Reparto di Ortodonzia e Odontoiatria Pediatrica, Scuola di Odontoiatria, Università del Michigan, Ann Arbor.

^c Assistente, Reparto di Ortodonzia, Università di Firenze, Firenze, Italia.

^d Professore Associato, Reparto di Ortodonzia, Università di Firenze, Firenze, Italia.

^e Professore e Direttore di Dipartimento, Reparto di Ortodonzia, Università degli Studi di Roma, Roma, Italia.

Corrispondente: Dott. Lorenzo Franchi, Reparto di Ortodonzia, Università di Firenze, Via del Ponte di Mezzo, 4648, Firenze, Italia 50127 (e-mail: t.baccetti@odonto.unifi.it)

Ricevuto: luglio 2008. Presentato: maggio 2008.

© 2009 della The EH Angle Education and Research Foundation, Inc.

tra l'interfaccia dello slot dell'attacco e l'arco metallico.¹ Una serie di metodi sono stati proposti allo scopo di limitare l'attrito a carico dell'interfaccia attacco/filo/legatura, quali le legature in acciaio inox a fissaggio libero,² gli attacchi autoleganti (SLB)³⁻⁷ e i sistemi a legatura non convenzionali.^{6,8-11} Negli scorsi anni, è stata sviluppata una varietà di SLB, incluso quelli che comprendono una molla di fissaggio che preme contro l'arco metallico (SLB "attivo" o "interattivo") e quelli in cui l'anello autolegante non preme contro l'arco metallico (SLB "passivo"). Gli SLB passivi hanno costantemente mostrato una minor quantità di attrito rispetto agli SLB attivi, ad eccezione dell'impiego di archi metallici tondi di misura inferiore alla norma.^{3,4} Una significativa riduzione dell'attrito è stata riferita anche per la legatura elastomerica non convenzionale su attacchi convenzionali^{6,9,10} e combinazioni a basso attrito di convenzionale legatura elastomerica su appositi attacchi speciali.^{8,11}

Le forze di attrito prodotte dagli SLB sono state testate su sistemi typodont con spostamento dei denti di diversa intensità. In tali studi, tuttavia, l'attrito avente effetti sulla meccanica di slittamento è stato valutato

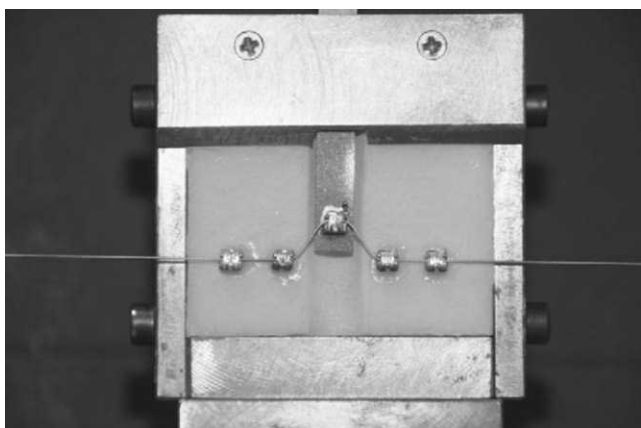


Figura 1. Modello sperimentale in vitro con attacco disallineato dei canini.

"tirando" l'arco metallico ortodontico attraverso una serie di attacchi autoleganti allineati/disallineati. Recentemente, un dispositivo per test specifico è stato proposto per ricreare le condizioni cliniche della fase di livellamento ed allineamento di una tecnica a filo dritto, ovvero, per studiare le forze esercitate durante l'allineamento di un dente spostato. Tali test sono stati condotti per mezzo di legature non convenzionali su attacchi convenzionali in presenza di diverse intensità di disallineamento di un attacco (attacco canino) in direzione apicale rispetto ai quattro restanti attacchi allineati.¹⁰

Lo scopo del presente studio era quello di analizzare le forze esercitate da quattro tipi di SLB in acciaio inox e da due sistemi non convenzionali di legature elastomeriche ed attacchi rispetto alla legatura elastomerica convenzionale su attacchi convenzionali durante l'allineamento di denti spostati apicalmente all'arco mascellare.

MATERIALI E METODI

Un modello sperimentale consistente in cinque attacchi riproducenti il segmento buccale destro dell'arcata superiore (benché non fossero allineati lungo una curvatura) è stato utilizzato per determinare le forze esercitate durante l'allineamento di canini spostati apicalmente. Sono stati testati i diversi tipi di attacchi seguenti: quattro tipi di SLB passivi (Carriere, Ortho Organizers, Carlsbad, Calif; Damon 3 MX, SDS Ormco, Orange, Calif; SmartClip, 3M Unitek, Monrovia, Calif; and Opal-M, Ultradent Products, South Jordan, Utah), attacchi convenzionali in acciaio inox (attacchi Logic Line, Prodotti Ortodontici Leone, Firenze, Italia) e attacchi Synergy (Synergy, Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colo). Il modello sperimentale consisteva in cinque attacchi dello stesso tipo per il secondo premolare, il primo premolare, il canino, l'incisivo laterale e l'incisivo centrale. La distanza tra gli attacchi è stata regolata a 8,5 mm.

L'attacco dei canini era saldato ad una sbarra scorrevole che consentiva diverse posizioni verticali, mentre gli altri attacchi erano stati fissati su di un blocco in acrilico per mezzo di adesivo ortodontico light-cure – polimerizzazione a luce (Prodotti Ortodontici Leone) (Figura 1). Un filo in acciaio inox di sezione di 0,0215" x 0,028" è stato usato per allineare gli attacchi prima di fissarli al blocco in acrilico. Per quanto concerne i sistemi a legamento su attacchi diversi dai quattro SLB passivi, è stata applicata o la

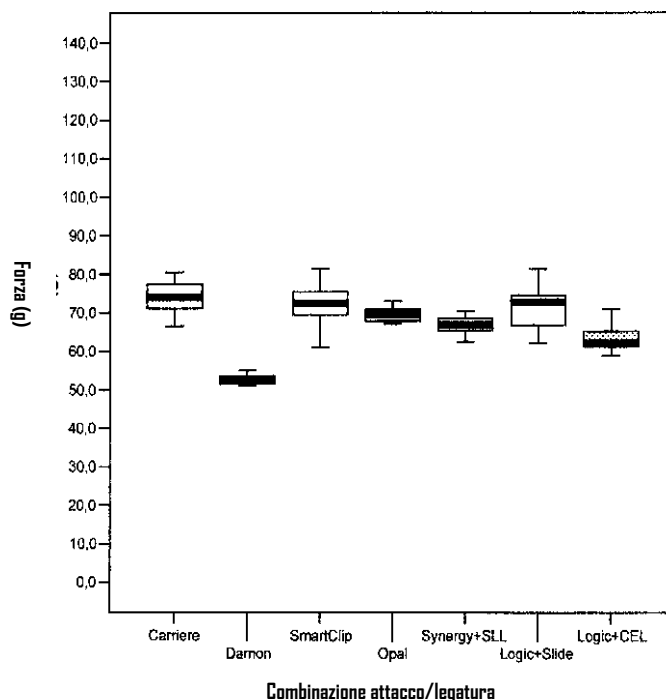


Figura 2. Diagramma a scatola delle forze (g) esercitate dai sette tipi di combinazioni legatura-attacco in presenza di un filo superelastico al nichel titanio da 0,012" e disallineamento dei canini di 1,5 mm. Il diagramma a puntini corrisponde alla combinazione Logic + CEL (Conventional Elastomeric Ligatures), che è stata considerata come gruppo di controllo nelle comparazioni statistiche a fronte delle altre sei combinazioni legatura-attacco c (Tav. 1). Il diagramma a scatola indica il primo quartile (in fondo al diagramma), il terzo quartile (in alto al diagramma), il mediano (la linea in grassetto del diagramma), i valori non erratici (non-outlier) minori (baffi inferiori), i valori non erratici (non-outlier) maggiori (baffi superiori), e i valori erratici (circoli) definiti come dati lontani di oltre 1,5 mm di piega del diagramma a scatola. LSB (in inglese: SLL, Synergy Low-friction Ligatures) indica le Legature Synergy a Basso Attrito; CEL (Conventional Elastomeric Ligatures), le legature elastiche convenzionali.

legatura elastomerica non convenzionale (Slide, Prodotti Ortodontici Leone) o la legatura elastica convenzionale (CEL; mini-moduli in argento, Prodotti Ortodontici Leone) su attacchi convenzionali in acciaio inox. Speciali legature elastomeriche (legature bianche opache a basso attrito Synergy [Rocky Mountain Orthodontics] con l'opzione legante a zero attrito) sono state usate per gli attacchi Synergy. Riassumendo, sono state testate sette combinazioni attacco/legatura: quattro SLB passivi, attacchi Synergy con legature Synergy a basso attrito, attacchi convenzionali in acciaio inox con legature Slide e attacchi convenzionali in acciaio inox con CEL.

Due diverse misure di filo superelastico tondo al nichel titanio (filo Memoria, Prodotti Ortodontici Leone)

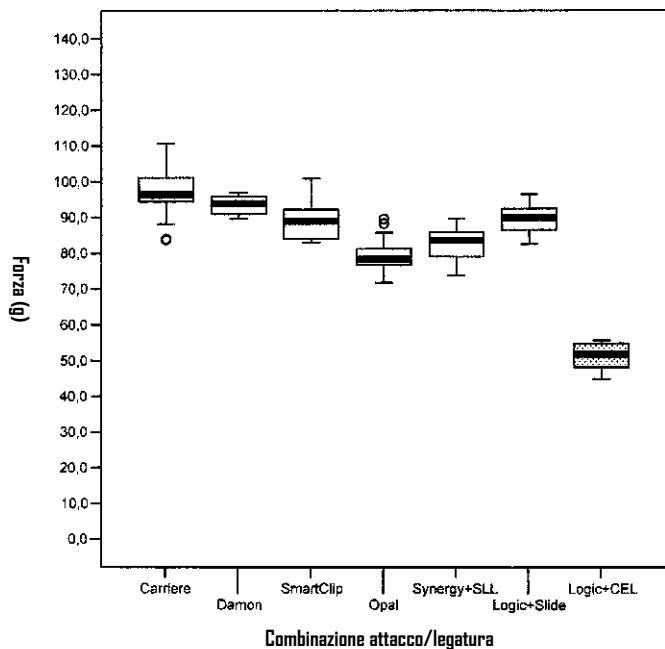


Figura 3. Diagramma a scatola delle forze (g) esercitate dai sette tipi di combinazioni legatura-attacco in presenza di un filo superelastico al nichel titanio da 0,012" e di disallineamento dei canini di 3,0 mm. SLL (=LSB) indica le legature Synergy a basso attrito; CEL, le legature elastiche convenzionali.

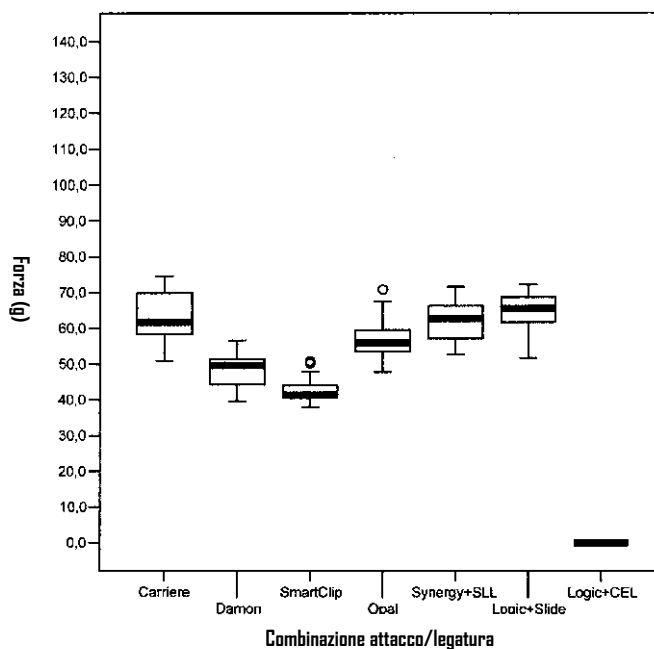


Figura 5. Diagramma a scatola delle forze (g) esercitate dai sette tipi di combinazioni legatura-attacco in presenza di un filo superelastico al nichel titanio da 0,012" e di disallineamento dei canini di 6,0 mm. SLL (=LSB) indica le legature Synergy a basso attrito; CEL, le legature elastiche convenzionali.

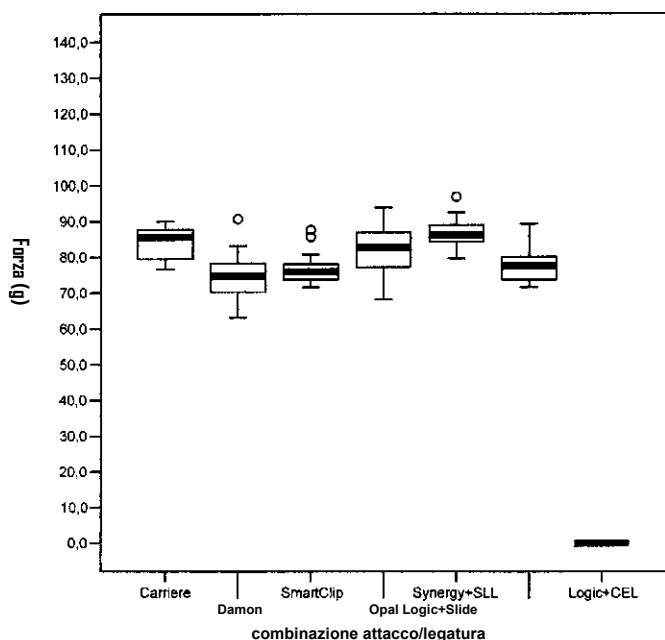


Figura 4. Diagramma a scatola delle forze (g) esercitate dai sette tipi di combinazioni legatura-attacco in presenza di un filo superelastico al nichel titanio da 0,012" e di disallineamento dei canini di 4,5 mm. SLL (=LSB) indica le legature Synergy a basso attrito; CEL, le legature elastiche convenzionali.

sono stati testati: da 0,012" e da 0,014". Quando si è ricorso ad una nuova legatura elastomerica, è stata collocata in maniera convenzionale (figura modello O) immediatamente prima di ciascun test, al fine di evitare un calo di forza della legatura. L'estremità superiore della barra scorrevole portante l'attacco dei canini è stata collegata alla testa a croce della macchina di collaudo Instron 4301 (Instron Corp, Canton, Mass) (Figura 1). La forza registrata dalla macchina Instron nel momento in cui è stata effettuata la trazione verso l'alto della barra scorrevole con l'attacco dei canini in assenza di qualsiasi filo ortodontico era di 0 grammi (g). La macchina Instron con cellula di carico di 10 Newton ha registrato le forze esercitate dalla combinazione attacco/filo/legatura a seguito di quattro diverse grandezze di spostamento verso l'alto dell'attacco dei canini (disallineamento dei canini): disallineamento di 1,5 mm, 3 mm, 4,5 mm e 6 mm. Al rilascio della barra scorrevole, l'attacco dei canini tende a ritornare in posizione allineata e la forza esercitata dal sistema (forza disponibile per l'allineamento dell'attacco) viene registrata.

Le forze esercitate da ciascuna combinazione attacco/filo/legatura a quattro diverse intensità di disallineamento verticale dei canini sono state testate 20 volte con nuovi fili e legature (ove sia stata utilizzata una legatura elastomerica) ad ogni occasione. In tutto, è stato effettuato un totale di 1.120 test (160 test per ciascun tipo di combinazione attacco/filo/legatura). Tutti i test sono stati eseguiti in condizioni di secco e a temperatura ambiente (20 ± 2°C).

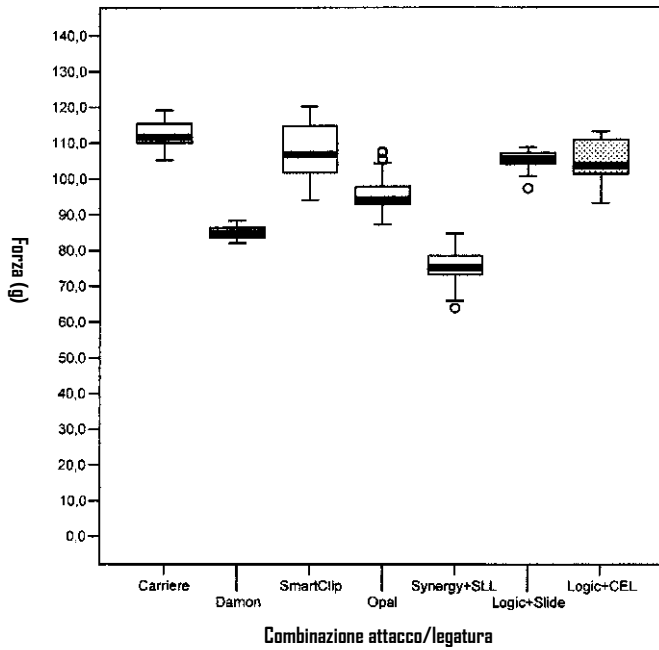


Figura 6. Diagramma a scatola delle forze (g) esercitate dai sette tipi di combinazioni legatura-attacco in presenza di un filo superelastico al nichel titanio da 0,014" e disallineamento del canino di 1,5 mm. SLL (=LSB) indica le legature Synergy a basso attrito; CEL, le legature elastiche convenzionali.

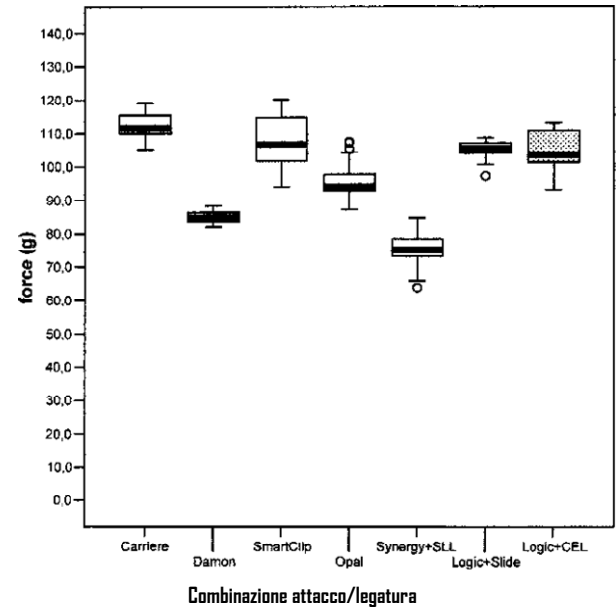


Figura 7. Diagramma a scatola delle forze (g) esercitate dai sette tipi di combinazioni legatura-attacco in presenza di un filo superelastico al nichel titanio da 0,014" e d7. Diagramma a scatola delle forze (g) esercitate dai sette tipi di combinazioni legatura-attacco in presenza di un filo superelastico al nichel titanio da 0,014" e d7. Diagramma a scatola delle forze (g) esercitate dai sette tipi di combinazioni legatura-attacco in presenza di un filo superelastico al nichel titanio da 0,014" e d7. SLL (=LSB) indica le legature Synergy a basso attrito; CEL, le legature elastiche convenzionali.

Analisi Statistica

La statistica descrittiva è stata calcolata per l'intensità di forza esercitata dalle varie combinazioni attacco/filo/legatura a quattro diverse intensità di disallineamento dei canini. La normale distribuzione dei dati e l'uguaglianza di varianza non sono state rilevate (test Shapiro-Wilk e test di Levene). Si è pertanto usato un test non parametrico (analisi della varianza [ANOVA] su ranghi con test post hoc di Dunnett; $P < 0,05$) (SigmaStat 3.5, Systat Software Inc, Point Richmond, Calif) per mettere a confronto sei "sistemi a basso attrito" (quattro SLB passivi, attacchi Synergy con legature Synergy a basso attrito e attacchi convenzionali in acciaio inox con legature Slide) a fronte del sistema convenzionale (attacchi convenzionali in acciaio inox con CEL considerato come il gruppo di controllo).

RISULTATI

La statistica descrittiva e la comparazione statistica delle forze esercitate dalle diverse combinazioni attacco/filo/legatura in presenza di diverse intensità di disallineamento dei canini sono mostrate nelle Figure da 2 a 9 e nella Tavola 1.

In presenza di un filo superelastico al nichel titanio da 0,012" o 0,014", tutti i sistemi a basso attrito hanno prodotto un'intensità sensibilmente maggiore di forza disponibile per il movimento dei denti rispetto al sistema convenzionale ad ciascuna delle diverse intensità di disallineamento dei canini.

Le uniche eccezioni sono state rilevate ad una intensità di disallineamento dei canini di 1,5 mm: con il filo da 0,012", l'intensità di forza generata da un SLB passivo (Damon) e da legature elastomeriche su attacchi specifici (Synergy) non è stata significativamente differente dal sistema convenzionale, ma con il filo da 0,014", due SLB passivi (Damon ed Opal) e la legatura elastomerica su attacchi specifici (Synergy) hanno dimostrato di esercitare un'intensità di forza significativamente minore.

Tutti i sistemi hanno mostrato una tendenza a diminuire l'intensità di forza esercitata dai 3,0 mm ai 6,0 mm di disallineamento dei canini in presenza di un filo da 0,012" o 0,014". In particolare, con il filo da 0,012", i sistemi a basso attrito hanno mostrato una caduta di forza dai 3,0 mm di disallineamento dei

canini (gamma da 78,2 a 96,3 g) ai 6,0 mm di disallineamento dei canini (gamma da 41,2 a 65,3 g). Il sistema a basso attrito che ha mostrato la maggior intensità di caduta di forza con il filo da 0,012" dai 3,0 mm ai 6,0 mm di disallineamento dei canini è stato l'attacco SmartClip (47,7 g), mentre il sistema a basso attrito che ha dimostrato la minor intensità di caduta di forza è stato l'attacco Synergy (21,0 g).

In presenza del filo da 0,014", i sistemi a basso attrito hanno mostrato una caduta di forza dai 3,0 mm di disallineamento dei canini (gamma da 107,9 a 125,8 g) ai 6,0 mm di disallineamento dei canini (gamma da 96,1 a 122,4 g). Il sistema a basso attrito che ha mostrato la maggior intensità di caduta di forza con filo da 0,014" dai 3,0 mm ai 6,0 mm di disallineamento dei canini è stato l'attacco SmartClip (25,9 g), mentre il sistema a basso attrito che ha mostrato la minor intensità di caduta di forza è stato l'attacco Synergy (2,0 g).

Per quanto attiene al sistema convenzionale (gruppo di controllo), l'intensità di forza esercitata ad un disallineamento dei canini di 1,5 mm è stata simile alle intensità mostrate dai sistemi a basso attrito in presenza di un filo da 0,012" o 0,014". Con un disallineamento dei canini da 3,0 a 6,0 mm, l'intensità di forza esercitata dal sistema è scesa drasticamente da 51,6 g e 52,5 g ad un disallineamento dei canini di 3,0 mm (con fili, rispettivamente, da 0,012" e 0,014") a 0 g ad un disallineamento dei canini di 4,5 mm e 6,0 mm con entrambi i tipi di filo superelastico al nichel titanio.

DISCUSSIONE

Lo scopo del presente studio è stato quello di mettere a confronto le forze esercitate dal filo superelastico al nichel titanio durante l'allineamento di un dente spostato apicalmente in presenza di sei sistemi a basso attrito (quattro SLB passivi, attacchi Synergy con legature Synergy a basso attrito e attacchi convenzionali in acciaio inox con legature Slide) a fronte di un sistema convenzionale (CEL su attacchi convenzionali in acciaio inox). Un dispositivo per test in vitro descritto in uno studio precedente¹⁰ è stato utilizzato per calcolare le forze disponibili per movimento dentale ortodontico.

L'intensità di forza esercitata dai sistemi a basso attrito e

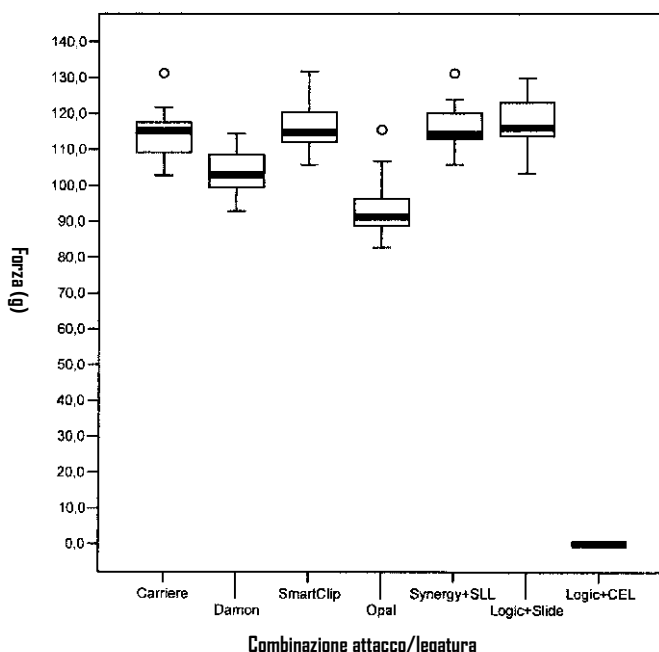


Figura 8. Diagramma a scatola delle forze (g) esercitate dai sette tipi di combinazioni legatura-attacco in presenza di un filo superelastico al nichel titanio da 0,014" e disallineamento dei canini di 4,5 mm. SLL (=LSB) indica le legature Synergy a basso attrito; CEL, le legature elastiche convenzionali.

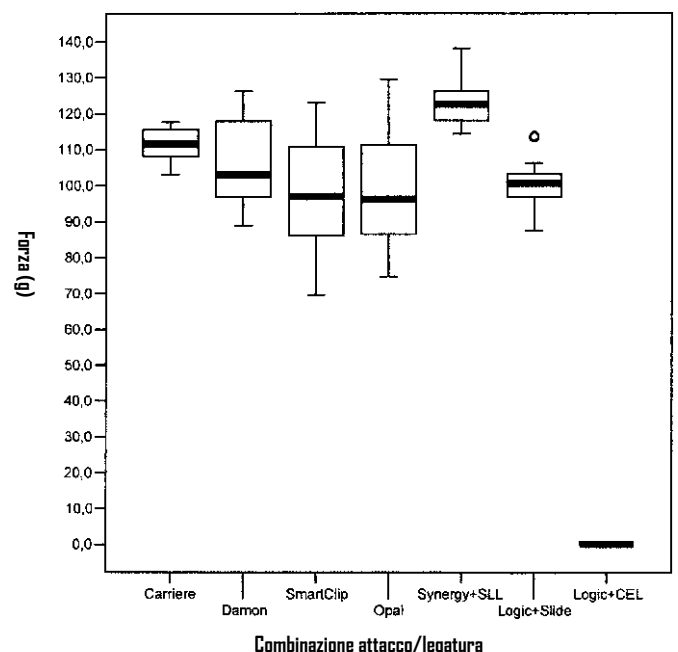


Figura 9. Diagramma a scatola delle forze (g) esercitate dai sette tipi di combinazioni legatura-attacco in presenza di un filo superelastico al nichel titanio da 0,014" e di disallineamento dei canini di 6,0 mm. SLL (=LSB) indica le legature Synergy a basso attrito; CEL, le legature elastiche convenzionali.

convenzionali in presenza del filo da 0,012" è stata minore che in presenza del filo da 0,014". In presenza di un canino spostato apicalmente di 1,5 mm, le forze prodotte dai sistemi a basso attrito e dal sistema convenzionale sono state piuttosto simili, variando da 52,5 - 74,0 g per il filo da 0,012" a 103,4 - 111,6 g per il filo da 0,014". Benché statisticamente significativa, la differenza media tra l'intensità di forza esercitata dai sistemi a basso attrito a fronte di quella esercitata dal sistema convenzionale con i due fili superelastici in nichel titanio variava solo tra i -28,3 g e i 12,2 g. Tutti i sistemi hanno mostrato una tendenza a diminuire l'intensità di forza esercitata dai 3,0 mm ai 6,0 mm di disallineamento dei canini in presenza di un filo da 0,012" o 0,014". Con un disallineamento dei canini di 3,0 mm, tutti i sistemi a basso attrito hanno prodotto un'intensità di forza esercitata per l'allineamento ortodontico significativamente maggiore rispetto al sistema convenzionale sia con il filo da 0,012" che da 0,014". Con un disallineamento apicale dei canini di 4,5 mm e 6,0 mm, l'intensità di forza esercitata dal sistema convenzionale con uno qualsiasi dei due fili tondi superelastici al nichel titanio è stata di zero grammi, mentre le forze prodotte dai sistemi a basso attrito variavano dai 41,2 - 85,6 g per il filo da 0,012" ai 96,1 - 122,4 g per il filo da

autoleganti passivi durante il livellamento e l'allineamento di denti spostati apicalmente.

L'intensità di forza esercitata misurata nel dispositivo di test in esame è stata influenzata dall'attrito a carico dell'interfaccia attacco/filo/legatura che tende a contrastare l'allineamento dell'attacco dei canini. Maggiore è l'attrito a carico dell'interfaccia attacco/filo/legatura, minore è la forza esercitata dal sistema per produrre l'allineamento dell'attacco. La resistenza allo scorrimento al gruppo attacco/filo/legatura rappresenta una combinazione di attrito prodotto dal metodo di legatura, dal fissaggio filo-attacco e dall'intaccatura del filo.¹²

In questo esperimento, ci si aspettava che l'attrito prodotto dal metodo di legatura sarebbe stato presente solo quando la legatura elastomerica convenzionale fosse stata applicata su attacchi convenzionali in acciaio inox. Questo tipo di attrito, tuttavia, non ha subito variazioni a causa dello spostamento verticale dell'attacco dei canini. Infatti, la forza di attrito sarebbe cambiata solamente se l'attacco dei canini fosse stato mosso orizzontalmente in dentro o in fuori rispetto agli attacchi allineati. La componente di resistenza allo scorrimento effettivamente cambiata durante il presente esperimento è stata la forza agente tra il bordo dell'attacco ed il filo;

Tavola 1. Statistica Descrittiva e Messa a Confronto tra Forze (g) Esercitate da Diversi Sistemi Attacco/Arco metallico/Legatura^a

	Carriere (1)			Damon (2)			SmartClip (3)			Opal (4)		
	Med.	25%	75%	Med.	25%	75%	Med.	25%	75%	Med.	25%	75%
0,012' SENT 1,5 mm di CM	74,0	71,2	77,3	52,5	51,6	53,6	72,5	69,4	75,4	69,5	67,9	71,0
0,012' SENT 3,0 mm di CM	96,3	94,5	101,1	93,9	90,9	95,8	88,9	83,9	92,1	78,2	76,7	81,1
0,012' SENT 4,5 mm di CM	85,6	79,4	87,6	74,6	70,2	78,3	75,8	73,7	77,9	82,5	77,1	86,7
0,012' SENT 6,0 mm di CM	61,6	58,3	69,8	49,6	44,3	51,3	41,2	40,3	44,0	55,8	53,4	59,4
0,014' SENT 1,5 mm di CM	111,6	110,1	115,4	84,8	83,5	86,3	106,7	101,6	114,6	94,0	92,9	97,7
0,014' SENT 3,0 mm di CM	125,8	124,1	129,7	107,9	104,6	109,8	122,7	115,6	126,0	110,6	103,1	114,2
0,014' SENT 4,5 mm di CM	115,1	109,2	117,5	102,9	99,5	108,5	114,7	112,0	120,3	91,2	88,6	96,3
0,014' SENT 6,0 mm di CM	111,5	108,1	115,6	102,9	96,9	117,9	96,8	86,1	110,6	96,1	86,4	111,2

^a SENT sta per superelastico al nichel titanio; CM, per disallineamento dei canini (Canine Misalignment); SLL (=LSB) sta per legature Synergy a basso attrito; CEL sta per legatura elastica convenzionale; Med., per mediano; 25%, per 25° percentile 75% per 75° percentile. * La significanza statistica è stata fissata a $P < 0,05$.

0,014".

I risultati oggetto del presente studio confermano quelli di un'indagine precedente¹⁰ che hanno mostrato come, quando si richiede una leggera intensità di allineamento dentale sul piano verticale (1,5 mm), le differenze prestazionali da parte di un sistema convenzionale (consistente in attacchi convenzionali con legatura elastomerica) a fronte dei sistemi a basso attrito sono minime, e tali differenze divengono estremamente significative laddove si tenti la correzione di un disallineamento maggiore di 3 mm. Un'intensità di forza nulla per l'allineamento è di fatto esercitata in presenza del sistema convenzionale laddove il disallineamento sia uguale o maggiore ai 4,5 mm. Inoltre, il presente studio ha dimostrato come i sistemi non convenzionali di legature elastomeriche ed attacchi (attacchi Synergy con legature Synergy a basso attrito e attacchi convenzionali in acciaio inox con legature Slide) siano in grado di produrre una intensità di forza significativa disponibile per il movimento dentario; tali sistemi possono perciò rappresentare una valida alternativa agli attacchi

ciò avviene indipendentemente dal metodo di legatura (fissaggio filo-attacco, angolo di contatto θ uguale o maggiore dell'angolo di contatto critico θ_c).¹³ Nel modello sperimentale usato qui, ci si potrebbe aspettare il fissaggio all'aspetto mesiale dell'attacco del primo premolare, all'aspetto distale dell'attacco dell'incisivo laterale e sia all'aspetto mesiale che a quello distale dell'attacco dei canini.¹³ per i due tipi di filo superelastico al nichel titanio utilizzati nel presente studio, l'angolo di contatto θ ha superato l'angolo di contatto critico θ_c a tutte e quattro le intensità di spostamento dei canini (l'angolo di contatto θ variava dai 10 ai 35,2 gradi; l'angolo di contatto critico θ_c variava dai 4,3 ai 6,0 gradi per il filo da 0,012" e dai 3,4 ai 4,7 gradi per il filo da 0,014"). Si è pertanto potuto verificare il fissaggio per tutte le condizioni riprodotte qui. Man mano che aumentava lo spostamento dell'interattacco verticale, il fissaggio aumentava drasticamente. Infatti, tutti i sistemi analizzati hanno mostrato una diminuzione dell'intensità di forza esercitata dai 3,0 mm ai 6,0 mm di disallineamento dei canini in presenza di un filo sia da 0,012" che da 0,014". In quei sistemi in cui l'attrito prodotto dal metodo di legatura era massimo (legatura

elastomerica convenzionale su attacchi convenzionali in acciaio inox), l'intensità di forza esercitata è scesa a zero in presenza di un maggior spostamento verticale dei canini (4,5 mm e 6,0 mm) a causa dell'effetto aggiuntivo del fissaggio. Tuttavia, nei sistemi a basso attrito, le forze disponibili per l'allineamento ortodontico sono state esercitate a tutti i livelli di spostamento dell'attacco dei canini, con l'intensità di forza in calo all'aumentare dello spostamento (a causa del fissaggio). Ciò ha consentito ai sistemi a basso attrito di

generare forze ortodontiche da circa 50 a 100 g anche con spostamento massimo dell'attacco dei canini (6,0 mm). Il ruolo dell'intaccatura sull'attrito all'interfaccia attacco/filo/legatura non è stato valutato nel presente studio. Articolo et al¹⁴ ha constatato che, usati con attacchi in acciaio inox, i fili al nichel titanio sono più resistenti all'intaccatura rispetto ai fili in acciaio inox. l'interpretazione clinica dei risultati della presente indagine,

Tavola 1. Esteso

Richiede un'ulteriore considerazione. Primo, lo strumento di test non ha consentito agli attacchi contigui all'attacco disallineato di muoversi (riproducendo, dunque, una condizione di "ancoraggio assoluto"). Secondo, nel presente studio non è stato fatto alcun tentativo di valutare gli effetti del tempo e dell'ambiente orale

attacchi pre-regolati sul bordo fissati con legatura elastomerica. *Eur J Orthod.* 1998;20:589-596.

- Henao SP, Kusy RP. Valutazioni dell'attrito di modelli dentali typodont per mezzo di quattro modelli autoleganti ed un modello convenzionale. *Angle Orthod.* 2005;75:75-85.

- Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Barbato E. Forze esercitate durante
Comparazioni
 statisticamente
 significative

Synergy + SLL (5)			Logic + Slide (6)			Logic + CEL (7) (Gruppo di Controllo [GC])			contro GC (7)*		
Med.	25%	75%	Med.	25%	75%	Med.	25%	75%	Med.	25%	75%
66,7	65,3	68,5	72,6	66,7	74,4	61,8	61,0	65,1	1, 3, 4, 6		
83,5	78,9	85,8	89,8	86,4	92,3	51,6	48,0	54,7	1, 2, 3, 4, 5, 6		
86,0	84,1	88,8	77,4	73,5	79,8	0,0	0,0	0,0	1, 2, 3, 4, 5, 6		
62,5	56,9	66,1	65,3	61,5	68,58	0,0	0,0	0,0	1, 2, 3, 4, 5, 6		
75,1	73,1	78,4	105,3	104,1	107,0	103,4	101,1	110,7	1, 2, 4, 5		
124,4	116,6	128,0	121,1	116,8	126,5	52,5	45,2	54,0	1, 2, 3, 4, 5, 6		
114,1	112,7	120,1	115,9	113,6	123,0	0,0	0,0	0,0	1, 2, 3, 4, 5, 6		
122,4	117,9	126,1	100,4	96,6	103	0,0	0,0	0,0	1, 2, 3, 4, 5, 6		

sull'intensità di forza esercitata in presenza di diversi tipi di legatura elastomerica.¹⁵

CONCLUSIONI

- Allorquando si richieda l'allineamento di un dente con spostamento apicale minimo (1,5 mm), le differenze prestazionali tra i sistemi a basso attrito e quelli convenzionali sono minime.
- Tali differenze divengono significative quando si tenta la correzione di un disallineamento superiore ai 3,0 mm. Con un disallineamento dentale di 4.5 mm o più, l'intensità media di forza esercitata in presenza di un sistema convenzionale ha potuto essere approssimata a zero, ma in presenza di sistemi a basso attrito le forze erano comprese tra i 40 e 120 g.

RICONOSCIMENTI

Un ringraziamento a 3M Unitek, Ortho Organizers Inc, Prodotti Ortodontici Leone e Ultradent Products Inc per averci fornito i materiali per il testo.

RIFERIMENTI

- Frank CA, Nikolai RJ. Studio comparato delle resistenze di attrito tra attacco e arco metallico. *Am J Orthod.* 1980;78:593-609.
- Hain M, Dhopatkar A, Rock P. L'effetto del metodo a legamento sull'attrito nelle meccaniche di scorrimento. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123:416-422.
- Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Forze di attrito connesse agli attacchi autoleganti. *Eur J Orthod.* 1998;20:283-291.
- Thomas S, Sherriff M, Birnie D. Studio comparato in vitro sulle caratteristiche di attrito di due tipi di attacchi autoleganti e due tipi di

le meccaniche di scorrimento con attacchi autoleganti passivi o legatura elastomerica non convenzionale. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133:87-90.

- Kim TK, Kim KD, Baek SH. Comparazione delle forze di attrito durante la fase iniziale di livellamento in varie combinazioni di attacchi autoleganti ed archi metallici con un sistema typodont personalizzato. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133:187.e15-e24.
- Thorstenson GA, Kusy RP. Effetti del tipo e del metodo di legamento sulla resistenza allo scorrimento di nuovi attacchi ortodontici con angolazione di secondo ordine negli stati di secco e bagnato. *Angle Orthod.* 2003;73:418-430.
- Baccetti T, Franchi L. Attrito prodotto dai tipi di legature elastomeriche nelle meccaniche di trattamento con apparecchio pre-regolato. *Angle Orthod.* 2006;76:211-216.
- Franchi L, Baccetti T. Forze esercitate durante l'allineamento con un apparecchio pre-regolato con diversi tipi di legatura elastomerica. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129:687-690.
- Yeh CL, Kusnoto B, Viana G, Evans CA, Drummond JL. Valutazione in vitro della resistenza di attrito tra attacchi con modelli a legamento passivo. *Am J Orthod Dentofacial Or-thop.* 2007;131:704.e11-e22.
- Kusy RP, Whitley JQ. Attrito tra diverse configurazioni filo-attacco e materiali. *Semin Orthod.* 1997;3:166-177.
- Kusy RP, Whitley JQ. Influenza dell'arco metallico e delle dimensioni dell'attacco sulle meccaniche di scorrimento: derivazioni e determinazioni degli angoli di contatto critico per il fissaggio. *Eur J Orthod.* 1999;21:199-208.
- Articolo LC, Kusy K, Saunders CR, Kusy RP. Influenza degli attacchi in ceramica ed acciaio inox sull'intaccatura degli archi metallici durante il trattamento clinico. *Eur J Orthod.* 2000;22: 409-425.
- Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Calo di forza e deformazione e delle legature elastomeriche ortodontiche. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;111:1-11.