

In english, please
En español, por favor

LA BIOCOMPATIBILITÀ DEI MATERIALI ORTODONTICI: REVISIONE DELLA LETTERATURA Prima Parte

E. Defraia*, A. Marinelli**, G. Mannori***

*MD, DDS, Researcher, Florence University [\[Medline Lookup\]](#)

**DDS, PhD Candidate, Florence University [\[Medline Lookup\]](#)

*** DDS, Florence University [\[Medline Lookup\]](#)

Corresponding author: Dr. Efsio Defraia c/o Dipartimento di Ododontostomatologia
Via del Ponte di Mezzo, 46/48 50127 Firenze Fax+39-55-411798 e-mail: e.defraia@odonto.unifi.it

Parole chiave: Nichel, Leghe ortodontiche, Allergie

Abstract: Una corretta terapia ortodontica non può prescindere dalla precisa conoscenza da parte del clinico della biocompatibilità dei materiali che compongono le apparecchiature. L'ortodontista infatti deve essere pienamente consapevole delle reazioni avverse che possono essere evocate dai materiali da lui utilizzati, per poter essere in grado di attuare nei loro confronti un'opportuna opera di prevenzione e, quando necessario, di intercettazione. Tali reazioni sono in parte poco conosciute, soprattutto per quanto concerne i materiali di più recente introduzione nella pratica ortodontica e non ancora passati attraverso un'esperienza clinica prolungata. In questo studio viene condotta una rassegna della letteratura relativa alle reazioni di incompatibilità nei confronti dei materiali ortodontici. Fra questi viene riservata un'attenzione particolare alle leghe metalliche per la possibilità che esse inducano reazioni di ipersensibilità nei confronti del nichel, un componente comunemente aggiunto ai composti metallici in qualità di antiossidante. L'insorgenza di reazioni avverse ai materiali per ortodonzia è risultata molto rara, consistendo di un totale di soli 23 casi riportati dalla letteratura. Di questi, 21 erano relativi a reazioni allergiche nei confronti degli ioni nichel e cromo presenti all'interno di leghe metalliche. Il rilascio di questi ioni, con il conseguente rischio di sensibilizzazione allergica, è risultato essere dipendere da tre fattori principali costituiti da: composizione elementare della lega, finitura superficiale della superficie metallica e omogeneità strutturale dell'apparecchiatura ortodontica finita. Un appropriato controllo di questi tre fattori, da mettere in atto durante il processo di produzione industriale dei materiali ma anche da parte dell'ortodontista in corso di applicazione clinica, rappresenta il modo più idoneo ad evitare l'insorgenza di reazioni avverse.

Introduzione:

La biocompatibilità dei materiali è un tema che nel corso degli anni ha riscosso un interesse sempre maggiore sia nell'ambito della comunità scientifica ortodontica che da parte della moderna ingegneria industriale. Il motivo di una così spiccata attenzione è in gran parte da ascrivere alla continua e progressiva evoluzione cui, particolarmente negli ultimi decenni, è andata incontro la tecnologia di produzione dei materiali ortodontici. Infatti, di pari passo con il perfezionarsi di una tecnologia altamente avanzata, negli anni si è venuto a realizzare lo sviluppo di una gamma di materiali sempre più sofisticati e versatili. E' indubbio che la disponibilità di mezzi così evoluti ha contribuito in modo notevole ad ampliare le possibilità di cura dell'ortodontista. E' stato, infatti, grazie anche ai "nuovi" materiali che il clinico è venuto a confrontarsi con prospettive di cura che non sarebbero state immaginabili prima dell'avvento dell'attuale era tecnologica (36,37). D'altra parte, una proliferazione così rapida di mezzi terapeutici ha sollevato perplessità crescenti sulle caratteristiche di sicurezza dei materiali nei confronti dei tessuti dell'organismo. Infatti, la proposta di nuovi materiali da parte della ricerca

industriale non ha tenuto sempre il passo con un adeguato processo di verifica clinica; è stato così che nella pratica ortodontica si sono verificate situazioni inattese di effetti dannosi nei confronti del paziente prodotti da parte di materiali decisamente innovativi ma non sufficientemente testati sotto il profilo delle caratteristiche di accettabilità biologica (46). Un ulteriore elemento di riflessione scaturisce dall'uso, peraltro molto frequente, dei materiali ortodontici in pazienti ancora in fase di crescita. E' noto, in proposito, che in età evolutiva le reazioni immunitarie nei confronti di sostanze estranee sono da considerarsi potenzialmente immature e quindi suscettibili di esprimersi con manifestazioni cliniche di tipo iperreattivo. In particolare, le risposte di ipersensibilità note come reazioni di tipo atopico sono decisamente più frequenti nelle età evolutive precoci rispetto a quanto si osserva a crescita ultimata (61). E' per questi motivi che l'avvicinarsi di proposte industriali sempre nuove, ma non sempre sufficientemente vagliate sotto il profilo allergologico, ha fatto sorgere motivate perplessità sull'uso dei materiali ortodontici in età pediatrica. Sulla base di queste considerazioni, si impone al clinico di oggi una pausa di riflessione sulle caratteristiche di biocompatibilità che sono proprie dei materiali per ortodonzia. L'obiettivo di questo studio è quello di condurre una revisione critica della letteratura relativa alle informazioni disponibili su questo argomento.

Considerazioni generali sulla biocompatibilità dei materiali ortodontici:

Qualunque materiale che venga introdotto nella cavità orale è sottoposto a continue sollecitazioni di natura chimica e fisica provenienti dall'ambiente esterno. Si ricorderà a questo proposito che l'introduzione di alimenti è in grado di produrre variazioni notevolissime e repentine sia della temperatura che del pH dei fluidi con i quali i materiali vengono a contatto. Il ristagno stesso di placca e la produzione salivare, soggetta a variazioni circadiane notevoli di quantità e composizione del proprio secreto, contribuiscono in modo significativo a modificare il pH e la composizione microbica del microambiente locale. Questi elementi concorrono a far sì che qualunque materiale, una volta esposto ad un ambiente mutevole ed aggressivo come quello orale, possa andare incontro ad alterazioni della composizione superficiale od anche della propria struttura e conformazione. In certi casi è possibile che la superficie del materiale venga ad esprimere una struttura chimico-fisica modificata che risulti non più biologicamente "accettabile" dai tessuti circostanti, oppure addirittura incapace di assolvere le funzioni per le quali era predisposta. Tale meccanismo è alla base di alcune situazioni di insuccesso di materiali ortodontici che, pur essendo risultati sicuri e funzionalmente affidabili in prove sperimentali preliminari, hanno ceduto in corso di applicazione clinica. Basterà citare, come esempio, l'invecchiamento e la dissoluzione nell'ambiente orale di certi materiali ceramici, con riduzione delle proprietà meccaniche, oppure il distacco di attacchi diretti dalle loro basette per effetto di saldature non sufficientemente resistenti ai carichi meccanici applicati (46). Un'evenienza ancor più temibile è costituita dalla possibilità che il parziale deterioramento della superficie di un materiale provochi il rilascio di componenti elementari dotati di un'intrinseca tossicità per l'organismo. E' questo il caso di alcuni composti polimerici, in grado di liberare componenti dotati di proprietà tossiche; oppure di certe leghe ortodontiche fra cui l'acciaio inossidabile. E' addirittura possibile che ioni prodotti dai fenomeni di corrosione dei materiali metallici vengano assorbiti dall'organismo e si distribuiscano attraverso la circolazione sistemica nei vari distretti corporei, esercitando eventualmente effetti tossici a distanza (10).

Le reazioni di incompatibilità:

A seguito di questi fenomeni degradativi, i materiali ortodontici sono in grado di evocare nell'organismo che li ospita delle autentiche reazioni di incompatibilità. Queste possono essere ricondotte a due tipologie fondamentali: le reazioni irritative e le reazioni allergiche. Nel caso delle reazioni irritative l'evento che scatena la risposta dell'organismo è costituito da un danno diretto di tipo tossico da parte di una o più componenti del materiale nei confronti degli elementi cellulari dell'ospite. L'agente di danno può essere costituito dalla superficie, corrosa o comunque degradata, del materiale stesso oppure da qualche suo componente elementare che viene rilasciato nei fluidi interstiziali. In ciascuno di questi due casi si genera un danno cellulare che si ripercuote in uno stato di sofferenza degli elementi tissutali, fino alla loro morte. In queste

circostanze, l'organismo monta una reazione di tipo infiammatorio volta ad eliminare il materiale ortodontico (44). Nel caso invece delle risposte di tipo allergico, il meccanismo di danno consiste in una reazione di ipersensibilità di tipo immunologico. E' noto che certi materiali, o loro componenti, possono presentare proprietà di allergeni e come tali evocare uno specifico riconoscimento da parte delle cellule dell'immunità. A tale processo segue l'instaurarsi di una reazione infiammatoria che, pur con tutti gli aspetti stereotipati ed automantenentesi tipici della flogosi acuta, presenta tuttavia un carattere di assoluta specificità nei confronti del materiale che l'ha evocata, o dei suoi componenti dotati di proprietà allergeniche. Se il meccanismo che è alla base delle reazioni irritative ai materiali appare piuttosto ben definito, sono a tutt'oggi numerosi gli aspetti delle risposte di tipo allergico che rimangono oscuri. Forse primo in ordine di importanza, è il quesito relativo al motivo per cui siano certi materiali, e non altri, ad esprimere la capacità di innescare reazioni di tipo allergico, una volta che vengono esposti all'ambiente orale. Sebbene non esista una risposta definita a tale domanda, si ritiene che componenti a basso peso molecolare del materiale, di per sé non dotate di proprietà di allergeni, possano diventare tali a seguito di combinazioni di tipo chimico con composti proteici o macromolecolari che sarebbero presenti nei tessuti circostanti. In base a questo modello di sensibilizzazione, risultano più soggetti ad indurre fenomeni allergici quei materiali che sono capaci di rilasciare piccoli componenti molecolari nell'ambiente circostante. Prime fra tutti sarebbero le leghe metalliche, grazie alla loro capacità di rilasciare ioni elementari nei fluidi interstiziali a seguito di fenomeni degradativi di tipo corrosivo. Indipendentemente dal meccanismo con cui un materiale assume potere allergizzante, le reazioni immunitarie che l'organismo può mettere in opera nei suoi confronti possono essere di due tipi: reazioni di ipersensibilità ritardata (dette anche di tipo IV) oppure reazioni di ipersensibilità immediata (di tipo I). La risposta dell'ospite apparterrà all'una od all'altra di queste due tipologie in funzione del tipo di materiale utilizzato e delle proprietà apteniche che esso presenta. Si rimanda alla letteratura specifica per una descrizione delle caratteristiche biologiche che sono proprie delle risposte allergiche (1,2,20,45), mentre si riserva una considerazione particolare per gli aspetti clinici e patogenetici delle più conosciute reazioni di incompatibilità ai materiali ortodontici.

Aspetti clinici delle reazioni di incompatibilità

Le manifestazioni cliniche delle reazioni di incompatibilità ai materiali per ortodonzia sono costituite dalle stomatiti e dalle dermatiti da contatto.

Reazioni di tipo irritativo. Le sostanze causali di queste reazioni sono prevalentemente agenti di origine chimica che costituiscono componenti di frequente riscontro in numerosi materiali per uso ortodontico. Fra questi possono essere ricordati l'acqua ed i suoi additivi, alcuni detergenti, adesivi, monomeri acrilici, acidi, alcali, oli, solventi organici, agenti anti-ossidanti, resine epossidiche. L'evento flogistico viene scatenato da un contatto continuo e ripetuto con le sostanze causali. Gli operatori sanitari, più che i pazienti, sono quindi gli individui più frequentemente colpiti da questo tipo di reazione. Clinicamente le lesioni di tipo irritativo si evidenziano nella sede di contatto con la sostanza causale, molto spesso rappresentata dalle mani; in proposito, l'ambiente occluso e umido in cui sono costrette ad operare le mani all'interno dei guanti chirurgici può costituire un elemento predisponente. A livello cutaneo le forme irritative si manifestano con eritema, vescicolazione, desquamazione, infiltrazione, talora fessurazioni più o meno profonde. In genere la xerosi e le screpolature prevalgono sulla vescicolazione. La prevalenza delle dermatiti irritative, rispetto a tutte le forme dermatitiche delle mani, presenta valori compresi fra il 24 ed il 35%. Queste forme possono manifestarsi anche con aspetti clinici più inusuali come ulcerazioni, follicoliti, lesioni acneiformi, iper o ipopigmentazioni, alopecie.

Reazioni da contatto di tipo allergico. Gli allergeni potenzialmente implicati nei processi di sensibilizzazione sono numerosi, ma quelli di interesse ortodontico sono costituiti da certi ioni metallici, fra cui il nichel, il palladio, il cobalto ed il cromo, da alcuni composti di natura gommosa ed infine dalle resine acriliche. Il meccanismo con cui queste sostanze producono

reazioni allergiche è principalmente costituito dall'ipersensibilità di tipo ritardato; comunque, sono state descritte anche reazioni di tipo immediato, sostenute soprattutto da materiali gommosi di origine vegetale, quali il lattice ed i suoi derivati. Le più comuni manifestazioni cliniche si verificano a livello cutaneo, con una notevole preferenzialità di sede per volto, collo, braccia e mani. Si riscontrano anche, seppur con minor frequenza, stomatiti, gengiviti e cheiliti. Sulla cute, le reazioni allergiche possono assumere aspetti clinici vari. Per quanto riguarda le forme di ipersensibilità di tipo ritardato, queste esordiscono solitamente come una dermatite acuta, cui può seguire un'evoluzione in forma cronica. Le manifestazioni iniziali sono costituite da eritema intenso e vescicolazione spesso accompagnati da notevole prurito, talvolta seguite da una essudazione sierosa che si concretizza in croste. In una fase successiva, con il termine dei fenomeni essudativi, inizia un processo di cheratinizzazione con iperproduzione di materiale corneo e desquamazione profusa. Se lo stimolo antigenico persiste, la lesione cronicizza e si verifica la comparsa di infiltrazione e lichenificazione. L'ultima fase è caratterizzata da cute secca, che si può fissurare con formazione di ragadi più o meno profonde. Le dermatiti, invece, sostenute da un meccanismo di ipersensibilità di tipo immediato hanno la tipica espressività clinica dell'orticaria, caratterizzata da un eritema intensamente pruriginoso che si manifesta in un arco di tempo di pochi minuti dal contatto con lo stimolo allergenico; la reazione può arrestarsi dopo poche ore, oppure può essere seguita da una fase tardiva caratterizzata da essudazione sierosa ed infiltrazione del derma. Poiché l'elemento allergizzante più comune è costituito dal contatto con il lattice che è un componente dei guanti indossati dalle mani dell'operatore, la reazione tipicamente si manifesta nel paziente in sede circumorale, con associato edema intenso della mucosa labiale. A differenza, però delle risposte di tipo ritardato, l'eruzione orticarica ha una notevole tendenza a diffondersi alla cute dei distretti corporei vicini, come il collo e gli arti superiori. A livello del cavo orale, l'obiettività clinica delle reazioni allergiche è in genere piuttosto povera, al punto da non consentire una reale differenziazione clinica fra le reazioni di tipo I e quelle di tipo IV. Sono invece prominenti i sintomi soggettivi, tipicamente costituiti da bruciore, parestesie, ipogeusia, ma non da prurito, che a livello orale è un sintomo poco frequente. I segni clinici più rilevanti sono costituiti dalla formazione di aree eritematose, che possono interessare la mucosa alveolare, quella geniena, il palato, la lingua; quest'ultima può apparire liscia per l'assottigliamento delle papille, fino alla loro scomparsa (9,19). Ci può essere anche una localizzazione a livello gengivale con l'espressività clinica della gengivite marginale, che può talvolta generare dubbi di diagnosi differenziale in merito alla malattia parodontale (62). Le labbra si possono presentare secche, screpolate, fessurate; può essere presente cheilite angolare (19,31,60).

I principali materiali ortodontici: caratteristiche di biocompatibilità

Composti metallici

Ruolo della corrosione

La biocompatibilità di questi materiali è strettamente condizionata dalla capacità di resistere agli attacchi di tipo corrosivo che si vengono ad instaurare all'interno della cavità orale. Infatti, l'elevata capacità corrosiva che è propria dei fluidi salivari ed interstiziali fa sì che qualunque composto metallico, esposto all'ambiente orale, sia soggetto ad andare incontro a fenomeni di dissoluzione della propria superficie (46). L'entità di tali fenomeni degradativi dipende da una serie di fattori, che possono essere fondamentalmente ricondotti ai seguenti tre: composizione elementare della lega, suo grado di finitura superficiale, omogeneità di struttura dell'apparecchiatura metallica finita.

A proposito della composizione della lega, le leghe ad alto contenuto di titanio, così come il titanio puro di tipo beta, presentano una resistenza elevatissima alla corrosione. Infatti, studi condotti mediante esposizione in vitro a soluzioni di saliva artificiale hanno dimostrato che il beta titanio è da ritenersi praticamente insensibile agli attacchi corrosivi che si possono generare nel cavo orale (26,27,34,57). Tale caratteristica è da attribuirsi alla formazione di una pellicola superficiale di ossidi di titanio che protegge il metallo dagli elettroliti presenti nel microambiente circostante. Risultati analoghi sono stati ottenuti con le leghe ad alto contenuto di titanio (57).

Anche l'acciaio inossidabile ha dimostrato una notevole resistenza alla corrosione, pur presentando discrete differenze fra le diverse tipologie di acciai (6,24,27,34,43,52,57,59,65). In particolare, i composti denominati 316L e 630 sono risultati quelli con il livello più basso di corrodibilità, ed il loro uso può essere raccomandato per la fabbricazione degli apparecchi ortodontici (43,55).

Le leghe al cromo cobalto, ampiamente utilizzate per la produzione di fili ortodontici, presentano una resistenza alla corrosione paragonabile a quella del titanio puro (27,55,57).

A differenza dei composti sopra menzionati, le leghe al nichel titanio mostrano, agli effetti della resistenza alla corrosione, una dipendenza particolarmente spiccata dal grado di finitura che viene fornito alla loro superficie durante le fasi di lavorazione industriale (6,27,34,57,65). I loro valori di corrodibilità infatti, piuttosto elevati allo stato di materiale grezzo, risultavano notevolmente ridotti una volta che i manufatti ortodontici erano sottoposti a lucidatura e rifinitura della superficie (27,65). Questo effetto della finitura è da ascrivere alla rimozione di porosità ed altri difetti presenti sulla superficie del metallo allo stato grezzo, vale a dire di zone di irregolarità in grado di innescare i fenomeni corrosivi superficiali (66). A questo proposito, è interessante l'osservazione che il rivestimento di apparecchi in nichel titanio con un materiale inerte di tipo epossidico riduceva drasticamente la loro sensibilità alla corrosione, per un effetto di isolamento della superficie metallica dall'ambiente esterno altamente corrosivo (34).

L'elemento, tuttavia, che condiziona in modo più rilevante la resistenza alla corrosione è costituito dal grado di omogeneità strutturale dell'apparecchiatura metallica, ovvero dalla presenza o meno, al suo interno, di componenti metalliche di natura diversa. E' infatti risultato che, indipendentemente dal tipo di lega che viene utilizzato, apparecchi ortodontici di tipo monocomposizionale, come ad esempio gli archi continui, presentano una resistenza elevatissima alla corrosione. Al contrario, apparecchiature costruite per assemblaggio di più componenti, soprattutto se questo avviene attraverso saldature che utilizzano leghe d'apporto, possono dare origine a correnti galvaniche tali da innescare una corrosione notevole della loro superficie (2749,2755,2748}. In proposito, le bande molari e gli archi facciali che compongono gli apparecchi per trazione extraorale sono risultati i dispositivi più suscettibili a corrosione, proprio in virtù del loro contenuto di componenti saldobrasate (24).

Prodotti di corrosione e loro tossicità. La conseguenza più temibile della dissoluzione superficiale dei materiali metallici è costituita dal rilascio di prodotti di corrosione che, venendo a contatto con i tessuti dell'organismo ospitante, sono in grado di produrre effetti dannosi nei loro confronti. In effetti, è stato documentato che alcune leghe ortodontiche possono rilasciare ioni metallici dotati di una tossicità intrinseca non trascurabile. Fra questi rivestono un'importanza particolare il nichel ed il cromo, che costituiscono i prodotti di corrosione quantitativamente più rilevanti; è stato anche dimostrato il rilascio, pur notevolmente inferiore, di rame, palladio ed argento. Studi quantitativi hanno dimostrato che un'apparecchiatura ortodontica completa, costituita da bande, attacchi ed archi in acciaio inossidabile o in nichel titanio, può liberare una quantità di ioni elementari pari a 40 mg di nichel e 36 mg di cromo in un giorno (52). Altri studi riportano valori di rilascio sensibilmente inferiori (6,24,59). E' probabile che queste variazioni quantitative all'interno dei vari studi sperimentali siano da ascrivere a differenze nel grado di finitura superficiale delle leghe, così come nei tipi di saldatura che sono stati utilizzati per assemblare le componenti metalliche degli apparecchi esaminati. Comunque, è importante menzionare che tutti i valori di rilascio riportati risultano sensibilmente inferiori rispetto alle quantità di ioni che, in media, vengono assunti giornalmente con la dieta; è noto infatti che l'assunzione quotidiana di nichel è compresa fra 200 e 500 mg e quella del cromo fra 5 e 100 mg (6,24,52,59). Quest'osservazione indica che, in corso di applicazione clinica, le leghe ortodontiche sono in grado di rilasciare quantità di ioni metallici decisamente ben tollerabili dall'organismo umano, visto che tali quantità sono decisamente inferiori rispetto a quelle che vengono assunte di media attraverso la dieta.

I quantitativi di nichel e cromo rilasciati sono risultati gli stessi sia nel caso che le apparecchiature ortodontiche fossero costruite in acciaio inossidabile od in nichel titanio (6,24),

confermando così le osservazioni che questi due tipi di leghe per ortodonzia presentano un livello analogo di corrodibilità. Come è già stato menzionato, è risultata invece determinante, agli effetti del rilascio di nichel e cromo, la presenza di leghe d'apporto per saldature all'interno delle apparecchiature ortodontiche (24)

Per quanto riguarda gli ioni argento, palladio e rame, vengono riportati valori di rilascio molto bassi, tali da essere al limite della possibilità di misura prevista dai sistemi sperimentali utilizzati. Anche la liberazione di questi elementi è risultata strettamente dipendente dalla presenza di paste per saldobrasatura all'interno delle apparecchiature ortodontiche (59).

Dall'insieme di questi studi emerge quindi che, pur in quantità molto modeste e con alcune differenze relative alla struttura ed alla composizione dei vari apparecchi, le leghe ortodontiche sono effettivamente in grado di liberare ioni metallici nell'ambiente circostante. Poiché tali ioni sono dotati di un'intrinseca tossicità per i tessuti biologici, è risultato determinante esaminare quali fossero i loro possibili effetti tossici e se tali effetti siano riscontrabili in corso di terapia ortodontica.

Dallo studio della letteratura risulta che l'azione tossica espletata dai prodotti di corrosione dei materiali metallici può essere ricondotta a tre meccanismi fondamentali: tossicità diretta, cancerogenesi, stimolazione allergica.

Tossicità diretta. Lo studio di questa modalità di azione tossica si è avvalsa principalmente di modelli di studio costituiti da sistemi di colture cellulari in vitro. Tali colture sono state valutate per la presenza di segni di tipo tossico dopo coincubazione con i materiali metallici in esame. E' risultato che, seppur con alcuni elementi differenziativi, tutte le leghe ortodontiche erano in grado di indurre alterazioni di tipo tossico dell'attività metabolica e riproduttiva delle cellule coltivate in vitro. Fra i vari composti, il titanio puro e le leghe che lo contengono come loro costituente principale erano i materiali dotati della minor tossicità nei confronti delle colture cellulari (4,13,53,54,63). Questi studi sono in accordo con l'osservazione che il titanio presenta una resistenza elevatissima alla corrosione, tale da produrre un rilascio molto basso di prodotti di reazione.

Per le leghe al nichel titanio, invece, la letteratura riporta risultati alquanto discordanti. Secondo alcuni autori, queste leghe presenterebbero caratteristiche di citotossicità praticamente sovrapponibili a quelle del titanio (53,54). Da un altro studio, invece, emerge una capacità decisamente maggiore del nichel titanio di interferire con la capacità proliferativa e metabolica delle colture cellulari (4). E' possibile che piccole differenze nella morfologia superficiale delle leghe al nichel titanio che sono state utilizzate dai vari autori, e dunque nella loro corrodibilità, siano responsabili delle discrepanze di comportamento biologico riscontrate all'interno degli studi.

Sia l'acciaio inossidabile che le leghe al cromo cobalto hanno presentato una certa capacità di alterare la capacità riproduttiva dei monostrati cellulari. Alcuni studi riferiscono infatti un'inibizione della crescita cellulare pari all'85% da parte dell'acciaio inossidabile dei tipi 304 e 316 (38,39). Altri studi riportano, sempre per l'acciaio, livelli di tossicità molto minori (4,13,25,63). Anche le leghe al cromo cobalto risulterebbero dotate di una notevole citotossicità (54).

Al di là delle differenze che si riscontrano fra i vari studi sperimentali, l'effetto tossico più marcato veniva dimostrato da quei dispositivi ortodontici che presentavano una composizione multifasica, vale a dire caratterizzata dalla presenza di leghe metalliche diverse all'interno della stessa struttura. Infatti, i livelli maggiori di citotossicità sono stati riferiti agli archi facciali, alle bande molari ed agli attacchi diretti, proprio in virtù della compresenza al loro interno di elementi metallici di saldobrasatura nonché di tipi diversi di acciaio. Gli archi continui, invece, sia che fossero composti da acciaio inossidabile che da leghe al nichel titanio, non risultavano tossici per i monostrati cellulari perché dotati di una struttura monofasica (25).

Gli studi in vitro che sono stati fin qui menzionati suggerirebbero la possibilità che i prodotti di corrosione rilasciati dalle leghe per ortodonzia siano dotati di una certa tossicità nei confronti degli elementi cellulari e tissutali dell'organismo ospitante. Tuttavia, le casistiche di tipo clinico che sono state condotte sull'argomento non forniscono una conferma a tale ipotesi. Infatti, non

sono state riscontrate a tutt'oggi evidenze cliniche che indichino questi materiali possano risultare citotossici per i tessuti orali dell'organismo umano. E' possibile che le notevoli differenze biologiche che esistono fra i sistemi di colture cellulari ed il microambiente interstiziale e tissutale che è proprio cavo orale siano di entità tale da non consentire di estrapolare alla realtà clinica i risultati sperimentali che sono stati ottenuti in vitro.

Fine Prima Parte

Seconda Parte

BIBLIOGRAFIA

- 1) ABBAS AK, LICHTMAN AH, POBER JS. Immunoglobulin E and mast cell/basophil-mediated immune reactions. In: Abbas AK, Lichtman AH, Pober JS, eds. Cellular and molecular immunology. Philadelphia: Saunders Co.; 1991. p. 284-297.
- 2) ABBAS AK, LICHTMAN AH, POBER JS. Effector cells of cell-mediated immunity. In: Abbas AK, Lichtman AH, Pober JS, eds. Cellular and molecular immunology. Philadelphia: Saunders Co.; 1991. p. 245-258.
- 3) ASSAD M, LEMIEUX N, RIVARD CH. Immunogold electron microscopy in situ end-labeling (EM-ISEL): assay for biomaterial DNA damage detection. Biomed Mater Eng 1997;7:391-400.
- 4) ASSAD M, LOMBARDI S, BERNECHE S, DESROSIERS EA, YAHIA LH, RIVARD CH. [Assays of cytotoxicity of the Nickel-Titanium shape memory alloy]. Ann Chir 1994;48:731-736.
- 5) ASSAD M, YAHIA LH, RIVARD CH, LEMIEUX N. In vitro biocompatibility assessment of a nickel-titanium alloy using electron microscopy in situ end-labeling (EM-ISEL). J Biomed Mater Res 1998;41:154-161.
- 6) BARRETT RD, BISHARA SE, QUINN JK. Biodegradation of orthodontic appliances. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. Am J Orthod Dentofac Orthop 1993;103:8-14.
- 7) BASS JK, FINE H, CISNEROS GJ. Nickel hypersensitivity in the orthodontic patient. Am J Orthod Dentofac Orthop 1993;103:280-285.
- 8) BENCKO V. Nickel: a review of its occupational and environmental toxicology. J Hyg Epidemiol Microbiol Immunol 1983;27:237-247.
- 9) BISHARA SE. Oral lesions caused by an orthodontic retainer: a case report. Am J Orthod Dentofac Orthop 1995;108:115-117.
- 10) BISHARA SE, BARRETT RD, SELIM MI. Biodegradation of orthodontic appliances. Part II. Changes in the blood level of nickel. Am J Orthod Dentofac Orthop 1993;103:115-119.
- 11) BURDEN DJ, EEDY DJ. Orthodontic headgear related to allergic contact dermatitis: a case report. Br Dent J 1991;170:447-448.
- 12) BURROWS D. Hypersensitivity to mercury, nickel and chromium in relation to dental materials. Int Dental J 1986;36:30-34.
- 13) CRAIG RG, HANKS CT. Cytotoxicity of experimental casting alloys evaluated by cell culture tests. J Dent Res 1990;69:1539-1542.
- 14) DE SILVA BD, DOHERTY VR. Nickel allergy from orthodontic appliances. Contact Dermatitis 2000;42:102-103.
- 15) DELESCLUSE J, DINET Y. Nickel allergy in Europe: the new European legislation. Dermatology 1994;189 (suppl. 2):56-57.
- 16) DIAZ LA, PROVOST TT. Dermatologic diseases. In: Stites DP, Stobo JD, Wells JV, eds. Basic & clinical immunology. Norwalk: Appleton & Lange; 1987. p. 517-533.

- 17) DICKSON G. Contact dermatitis and cervical headgear. *Br Dent J* 1983;155:112.
- 18) DORAN A, LAW FC, ALLEN MJ, RUSHTON N. Neoplastic transformation of cells by soluble but not particulate forms of metals used in orthopaedic implants. *Biomaterials* 1998;19:751-759.
- 19) DUNLAP CL, VINCENT SK, BARKER BF. Allergic reaction to orthodontic wire: report of a case. *JADA* 1989;118:449-450.
- 20) FRICK OL. Immediate hypersensitivity. In: Stites DP, Stobo JD, Wells JV, eds. *Basic & Clinical Immunology*. Norwalk: Appleton & Lange; 1987. p. 197-227.
- 21) GJERDET NR, ERICHSEN ES, REMLO HE, EVJEN G. Nickel and iron in saliva of patients with fixed orthodontic appliances. *Acta Odontol Scand* 1991;49:73-8..
- 22) GRANDJEAN P. Human exposure to nickel. *IARC Sci Publ* 1984;53:469-485.
- 23) GREIG D. Contact dermatitis reaction to a metal buckle on a cervical headgear. *Br Dent J* 1983;155:61-62.
- 24) GRIMSDOTTIR MG, GJERDET NR, HENSTEN-PETTERSEN A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992;101:525-532.
- 25) GRIMSDOTTIR MG, HENSTEN-PETTERSEN A, KULLMANN A. Cytotoxic effects of orthodontic appliances. *Eur J Orthod* 1992;14:47-53.
- 26) HAMULA DW, HAMULA W, SERNETZ F. Pure titanium orthodontic brackets. *JCO* 1996;30:140-144.
- 27) HUNT NP, CUNNINGHAM SJ, GOLDEN CG, SHERIFF M. An investigation into the effects of polishing on surface hardness and corrosion of orthodontic archwires. *Angle Orthod* 1999;69:433-440.
- 28) HUTCHINSON I. Hypersensitivity to an orthodontic bonding agent. A case report. *Br J Orthod* 1994;21:331-333.
- 29) JACOBSEN N, HENSTEN-PETTERSEN A. Occupational health problems and adverse patient reactions in orthodontics. *Eur J Orthod* 1989;11:254-264.
- 30) JANSON GR, DAINESI EA, CONSOLARO A, WOODSIDE DG, DE FREITAS MR. Nickel hypersensitivity reaction before, during, and after orthodontic therapy. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1998;113:655-660.
- 31) KEROSUO H, KANERVA L. Systemic contact dermatitis caused by nickel in a stainless steel orthodontic appliance. *Contact Dermatitis* 1997;36:112-113.
- 32) KEROSUO H, KULLAA A, KEROSUO E, KANERVA L, HENSTEN-PETTERSEN A. Nickel allergy in adolescents in relation to orthodontic treatment and piercing of ears. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;109:148-154.
- 33) KEROSUO H, MOE G, HENSTEN-PETTERSEN A. Salivary nickel and chromium in subjects with different types of fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;111:595-58..
- 34) KIM H, JOHNSON J. Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires. *Angle Orthod* 1999;69:39-44.
- 35) KOCADERELI I, ATILLA A, KALE S, OZER D. Salivary nickel and chromium in patients with fixed orthodontic appliances. *Angle Orthod* 2000;70:431-434.
- 36) KUSY RP. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *Angle Orthod* 1997;67:197-208.
- 37) KUSY RP. The future of orthodontic materials: The long-term view. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1998;113:91-95.

- 38) LOCCI P, GUERRA M, CALVITTI M, et al. Biocompatibilità in vitro delle leghe ortodontiche. *Ortognatodonzia Italiana* 1998;7:447-455.
- 39) LOCCI P, MARINUCCI L, LILLI C, et al. Biocompatibility of alloys used in orthodontics evaluated by cell culture tests. *J Biomed Mater Res* 2000;51:561-568.
- 40) LOWEY MN. Allergic contact dermatitis associated with the use of an Interlandi headgear in a patient with a history of atopy. *Br Dent J* 1993;175:67-72.
- 41) MAGNUSSON B, BERGMAN M, BERGMAN B, SOREMARK R. Nickel allergy and nickel-containing dental alloys. *Scand J Dent Res* 1982;90:163-167.
- 42) MAIJER R, SMITH DC. Corrosion of orthodontic bracket bases. *Am J Orthod* 1982;81:43-48.
- 43) MAIJER R, SMITH DC. Biodegradation of the orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1986;90:195-198.
- 44) MAJNO G, JORIS I. Cell injury and cell death. In: Majno G, Joris I, eds. *Cells, tissues, and disease: principles of general pathology*. Cambridge, MA: Blackwell Science; 1996. p. 175-228.
- 45) MAJNO G, JORIS I. Hypersensitivity reactions. In: Majno G, Joris I, eds. *Cells, tissues, and disease: principles of general pathology*. Cambridge, MA: Blackwell Science; 1996. p. 509-556.
- 46) MATASA C. Biomaterials in orthodontics. In: Graber T, Vanarsdall R, eds. *Orthodontics. Current principles and techniques*. St. Louis: Mosby, Inc.; 2000. p. 305-339.
- 47) MOLLER DR, BROOKS SM, BERNSTEIN DI, CASSEY K, ENRIONE M, BERNSTEIN IL. Delayed anaphylactoid reaction in a worker exposed to chromium. *J Allergy Clin Immunol* 1986;77:451-456.
- 48) MOSTARDI G, SICILIANI G, PUJIA A. Le problematiche allergiche nel paziente ortodontico. *Doctor Os* 1999;10:57-62.
- 49) NATTRASS C, IRELAND AJ, LOVELL CR. Latex allergy in an orthognathic patient and implications for clinical management. *Brit J Or Maxillofac Surgery* 1999;37:11-13.
- 50) NIEBOER E, EVANS SL, DOLOVICH J. Occupational asthma from nickel sensitivity: II. Factors influencing the interaction of Ni²⁺, HSA, and serum antibodies with nickel related specificity. *Br J Ind Med* 1984;41:56-63.
- 51) NOVEY HS, HABIB M, WELLS ID. Asthma and IgE antibodies induced by chromium and nickel salts. *J Allergy Clin Immunol* 1983;72:407-412.
- 52) PARK HY, SHEARER TR. In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances. *Am J Orthod* 1983;84:156-159.
- 53) PUTTERS JL, KAULESAR SUKUL DM, DE ZEEUW GR, BIJMA A, BESSELINK PA. Comparative cell culture effects of shape memory metal (Nitinol), nickel and titanium: a biocompatibility estimation. *Eur Surg Res* 1992;24:378-382.
- 54) ROSE EC, JONAS IE, KAPPERT HF. In vitro investigation into the biological assessment of orthodontic wires. *J Orofac Orthop* 1998;59:253-264.
- 55) SERNETZ F: *Materiali ortodontici e biocompatibilita'*. Syllabus S.I.D.O. (7),1997. 1997. (UnPub)
- 56) SMART E, MACLEOD R, LAWRENCE C. Allergic reactions to rubber gloves in dental patients: report of three cases. *Br Dent J* 1992;172:445-447.
- 57) SPECK KM, FRAKER AC. Anodic polarization behavior of Ti-Ni and Ti-6Al-4V in simulated physiological solutions. *J Dent Res* 1980;59:1590-1595.
- 58) STAERKJAER L, MENNÈ T. Nickel allergy and orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 1990;12:284-289.

- 59) STAFFOLANI N, DAMIANI F, LILLI C, et al. Ion release from orthodontic appliances. J Dent 1999;27:449-454.
- 60) TEMESVARI E, RACZ I. Nickel sensitivity from dental prosthesis. Contact Dermatitis 1988;18:50-64.
- 61) TERR AI. Allergic diseases. In: Stites DP, Stobo JD, Wells JV, eds. Basic & clinical immunology. Norwalk: Appleton & Lange; 1987. p. 435-456.
- 62) TOSTI R, FIORILLO G, SICILIANI G. Aspetto anatomopatologico di gengivite marginale in corso di terapia ortodontica in pazienti positivi al patch test del nichel. Ortognatodonzia Italiana 2001;10:25-29.
- 63) TRENTZ OA, ZELLWEGER R, AMGWERD MG, UHLSCHMID GK. [Testing bone implants in cell lines and human osteoblasts]. Unfallchirurg 1997;100:39-43.
- 64) TROMBELLI L, VIRGILI A, CORAZZA M, LUCCI R. Systemic contact dermatitis from an orthodontic appliance. Contact Dermatitis 1992;27:259-260.
- 65) VAN MOORLEGHEM W, BESSELINK P. Shape memory and superelastic alloys: the new medical materials with growing demand. In: . Amsterdam: Atti del congresso "Medical design and materials"; 1995. p. 93-112.
- 66) WICHELHAUS A, CULUM T, SANDER F. Composition de surface des alliages orthodontiques: investigations particulières sur le taux de nickel. Rev Orthop Dento Faciale 1997;31:99-118.
- 67) WILSON A, GOULD D. Nickel dermatitis from a dental prosthesis without buccal involvement. Contact Dermatitis 1989;21:53.

To cite this article please write:

E. Defraia, A. Marinelli, G. Mannori. Biocompatibility of orthodontic materials: A review. Virtual Journal of Orthodontics [serial online] 2002 July 30; 4(4): Available from URL: <http://www.vjo.it/044/bio.htm>

[about us](#) | [current issue](#) | [home](#)

Virtual Journal of Orthodontics ISSN - 1128 6547
Issue 4.4 - 2002 - <http://www.vjo.it/vjo044.htm>
Copyright © 1996-2002 All rights reserved
E-mail: staff@vjo.it