

Biocorrosione

Insuccessi protesici causati da ioni metallici

J. Wirz*

S. Siervo*

F. Schmidli**

*Istituto per la Scienza dei Materiali Dentali, Tecnologia e Propedeutica Centro di Medicina Odontoiatrica, Università degli Studi di Basilea, Dir. Prof. Dr. J. Wirz

** Odontotecnico responsabile del laboratorio scientifico

Introduzione

Recentemente abbiamo pubblicato lavori svolti dal nostro gruppo presso il Centro di Medicina Odontoiatrica dell'Università di Basilea, che hanno dimostrato che la maggior parte delle leghe impiegate nelle riabilitazioni protesiche orali possono andare incontro alla corrosione a fessura. Questa corrosione, che si innesca sul cosiddetto elemento locale e che perciò non ha bisogno di nessun fenomeno di bimetallismo in senso stretto, può portare a gravi implicazioni cliniche con risvolti che interessano tutti gli operatori del campo (5, 6, 7). Da queste osservazioni sono state redatte dalla nostra Università delle indicazioni molto restrittive circa l'impiego delle leghe nelle riabilitazioni orali oppure della loro lavorazione, che si sono dimostrate impegnative da seguire, ma estremamente incoraggianti per l'affidabilità clinica.

Oggi sappiamo in maniera certa che i metalli che escono dalla lega in forma ionizzata sono in grado di diffondere nei tessuti duri e molli dell'organismo umano. Tale diffusione e la penetrazione dei tessuti è un fenomeno complesso influenzato da diversi fattori, come per es. il pH,

la temperatura, ecc. Le reazioni tossiche locali che vengono scatenate da questi ioni si manifestano clinicamente in forma diversa, come per es. con algie, tumefazioni, flogosi e necrosi (3).

Per poter porre diagnosi corretta di queste patologie e per poterne identificare la valenza relativa, è inderogabile essere a conoscenza del carico fisiologico normale a cui sono sottoposti i vari tessuti dell'organismo. Mentre i valori del carico dei metalli nel tessuto muscolare è noto da molti anni grazie agli studi effettuati da Merian già nel 1984 (1), i valori soglia fisiologici dei tessuti di pertinenza odontoiatrica sono stati determinati solo molto recentemente (4).

L'iconografia presentata nelle figure 1 e 2 ci mostra il contenuto in metallo della gengiva sana umana, sia da un punto quantitativo sia qualitativo. Questi dati si riferiscono ad un campione di 20 soggetti adulti con assenza di carie e senza ricostruzioni protesiche in metallo. I valori registrati sono stati convertiti in concentrazioni molarari dei rispettivi metalli rapportati al peso umido del tessuto in esame, secondo quanto già descritto da Steinemann (2). Lo zinco è il metallo meglio rappresentato in tutti i campioni di tessuto analizzati raggiungendo valori nella fascia millimolare. In modo differente il rame e il nickel si trovano circa nella metà dei soggetti analizzati e i loro valori sono definitivamente minori, muovendosi nella fascia micromolare. In sette casi è stato possibile osservare la presenza di cadmio e di argento nella fascia nanomolare, mentre lo stagno si è trovato in due soli campioni. L'oro in forma libera è stato riscontrato in un unico caso, che a tutti gli effetti viene considerato come eccezione. Il palladio, l'indio e il gallio non sono assolutamente rilevabili con il metodo sofisticato impiegato per queste valuta-

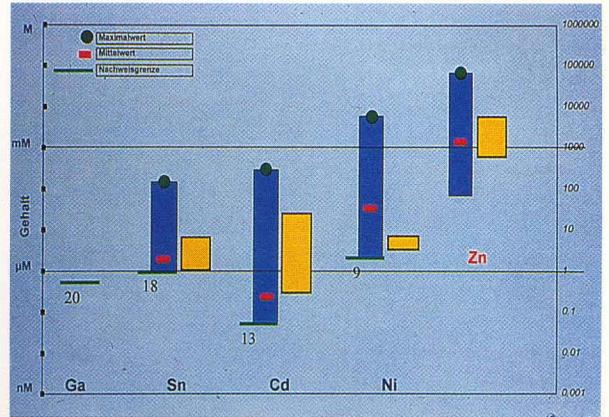
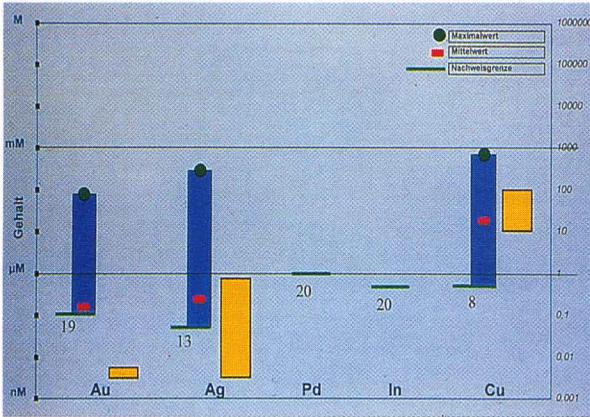


Fig. 1, 2 - Carico fisiologico con metalli della gengiva. Gruppo di 20 soggetti volontari sani senza ricostruzioni metalliche in cavità orale. Questi valori vengono paragonati a quelli descritti da Merian per il tessuto muscolare sano. Valori medi, valori massimali e limite di detectabilità. Il numero segnato sotto alla barra che indica il limite di detectabilità mostra il numero di soggetti in cui non è stato possibile identificare l'elemento. Punto verde=valore massimale; Rettangolo rosso=valore medio; Linea Verde=limite di detectabilità

zioni, la spettrometria di assorbimento atomico (AAS Atomic Absorbance Spectrometry). Se paragoniamo il carico fisiologico dei diversi metalli nel tessuto muscolare e nel tessuto gengivale, troviamo che i valori sono assolutamente paragonabili, ad eccezione del nickel. E' interessante notare a questo proposito, come il nickel venga spesso impiegato nelle leghe che servono per ottenere le posate generalmente riscontrabili sulle nostre tavole. Anche da queste leghe possiamo ottenere un incremento del carico da metalli a livello della cavità orale e del sistema gastroenterico.

Solo la perfetta ed esatta conoscenza del carico fisiologico di base con i diversi metalli per i diversi tessuti ci permette di descrivere e di in-

terpretare le diverse patogenesi generate da ioni metallici. Le reazioni tossiche locali - che non vanno confuse con delle presunte reazioni allergiche - sono state per lungo tempo nel dimenticatoio. Per alcune Scuole addirittura queste forme non venivano considerate. Oggi sappiamo però che gli ioni metallici liberati durante i processi di corrosione dispongono di potenze tossiche differenti. In modo assolutamente analogo a quanto descritto per le tossine batteriche, questi ioni tossici possono essere il primum movens nello scatenare le patologie osservabili a carico dei tessuti del sistema stomatognatico (3, 5, 6, 7).

Con alcuni brevi esempi clinici, vorremmo richiamare l'attenzione del lettore circa l'origine

Tabella 1 - Cause di insuccessi tardivi				
Paziente	Sovrastruttura	Tessuto	Insuccesso	Causa
1	Corona, pilastro di ponte su impianto	Tessuto osseo aderente ad impianto	Espianto	Corrosione sulla spalla della corona
2	Corona, pilastro di ponte su impianto	Tessuto osseo e connettivale	Espianto	Corrosione margine coronale, corrosione a livello del punto di saldatura
3	Due corone su impianti	Tessuto aderente alla superficie implantare	Mobilità impianto	Corrosione ai margini coronali e al passaggio metallo-ceramica
4	Corona singola su elemento parodontale con perno moncone	Tessuto parodontale, dentina radicolare	Parodontopatia, lisi ossea	Corrosione ai margini coronali e al passaggio metallo-ceramica e al perno
5	Corona, pilastro di ponte su impianto	Tessuto osseo aderente alla superficie implantare	Lisi ossea e frattura implantare	Corrosione a livello della spalla coronale

di questi ioni, il loro destino, e il tipo e grado di patologia che essi sono in grado di provocare.

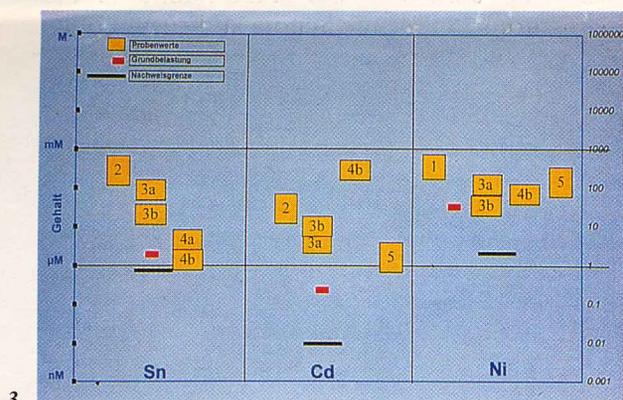
Casi clinici

Dalla vasta collezione di casi clinici che abbiamo studiato ed analizzato in questi anni, abbiamo scelto cinque casi rappresentativi che sono stati ben documentati clinicamente e dove la relazione tra causa ed effetto dei prodotti della corrosione rispetto alla genesi della patologia è assolutamente indiscutibile. Nella tabella 1 abbiamo riportato in modo sintetico le varie notizie anamnestiche necessarie per leggere la storia clinica. Salta subito all'occhio che le ricostruzioni implantoprotetiche giocano un ruolo di primaria importanza in questa raccolta di insuccessi. Ciò non è un caso, ma il dato è facilmente interpretabile se si ricorda che il tessuto osseo periimplantare è molto più suscettibile all'influenza dei prodotti della corrosione, di quanto non sia l'elemento naturale sostenuto dai propri tessuti parodontali (3, 6).

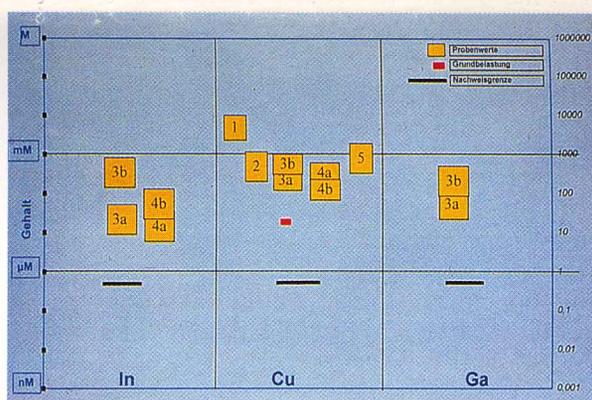
Risultati

Le leghe delle ricostruzioni prese in esame sono state determinate ad un valore di 1% tramite analisi EDX (Tab. 2). I tessuti patologici (Tab. 3) sono stati analizzati con analisi AAS sia da un punto di vista qualitativo, sia quantitativo. Si è posta estrema attenzione ad identificare tutti gli ioni metallici eventualmente presenti nei campioni. Al fine di ottenere una base di paragone con i valori di carico fisiologici registrati nei tessuti sani, si sono convertiti i valori assoluti in valori molari rapportati alla loro concentrazione nel tessuto umido, come abbiamo già descritto prima. Nelle figure da 3 a 5 si vede la rappresentazione grafica di questi risultati: è bene notare come le scale di riferimento siano logaritmiche e non lineari, per ben intendere l'importanza del problema.

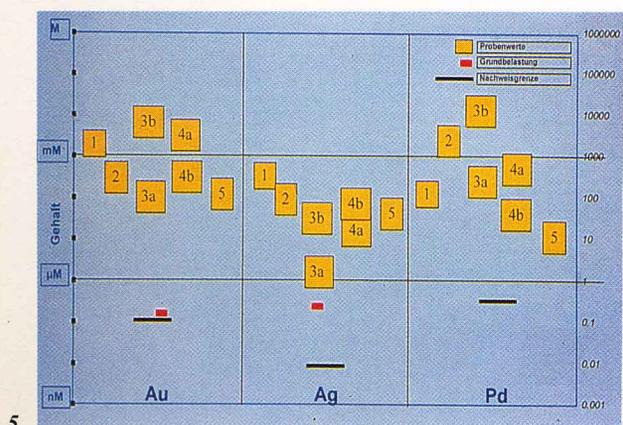
Nei pazienti 1, 2, e 3 la perdita della ricostruzione implantoprotetica è facilmente riconducibile alla scelta di una lega scadente (a basso contenuto aureo o su base di Ag). Gli ioni metallici che si sono liberati grazie a processi di corrosione ini-



3



4



5

Fig. 3-5 - Carico dei metalli nei tessuti dei cinque pazienti analizzati. I valori sono espressi come concentrazione molare di tessuto secco

Tabella 2 - Analisi delle leghe delle Sovrastrutture con EDX (Energy Dispersed X-Rays)

Paziente	Tipo di Lega	Composizione della lega in percento del peso							Note
		Au	Ag	Pt	Pd	In	Cu	Ga	
1	Basso tenore Aureo	60	20	2	3	-	13	-	
2	Base Ag	5	60	-	23	-	10	-	
3	Basso tenore Aureo	50	-	-	37	8	-	3	
4	Alto titolo Aureo	82	-	8	3	3	2	-	Corona Perno
		75	15	-	1	-	7	-	
5	Alto titolo Aureo	85	-	7	4	1	1	-	

Tabella 3 - Contenuto di ioni metallici in diversi tessuti espressi in microg/g (Analisi AAS Atomic Absorption Spectrometry)

Paziente	Tessuto	Elementi misurati								
		Au	Ag	Pd	In	Cu	Ga	Sn	Cd	Ni
1	Osseo	1130	192	54	Nd	1700	Nd	Nd	Nd	80
2	Osseo	580	42	1000	Nd	170	Nd	120	12	Nd
3	Osseo a)	95	3	101	13	112	20	50	2.7	30
	b)	7600	11	6400	197	123	46	10	3.7	17
4	Paradontale a)	2575	10	320	7	182	Nd	4.5	Nd	Nd
	Dentina radicolare b)	370	30	30	9	55	Nd	25	170	20
5	Osseo	150	17	5	Nd	200	Nd	Nd	1	28
Valori Basali Mediani		Nd	3.3	Nd	Nd	12.8	Nd	3.7	6	9.6

Nd = Non determinabile

ziati in anfratti della ricostruzione stessa (corrosione a fessura, cfr. introduzione) si possono dimostrare a livello del tessuto periimplantare recuperato insieme all'impianto osteointegrato (Fig. 10). I valori osservati per questi ioni nel tessuto periimplantare eccedono di molto quelli stabiliti per il valore medio degli stessi metalli nei tessuti gengivali.

I casi 4 e 5 dimostrano in modo molto chiaro che anche delle leghe ad alto contenuto aureo possono portare ad un insuccesso implantoprotesico (Fig. 11 e 12). Nel quarto caso riportato, i prodotti della corrosione riferibili alla corrosione dello stesso perno, della corona e degli ossidi da cottura, sono riscontrabili nel tessuto epiteliale che riveste la tasca paradontale. La perdita di so-

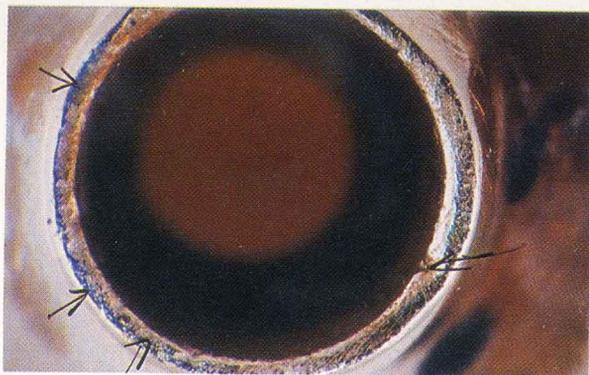


Fig. 6 - Corrosione a fessura sul margine coronale visibile macroscopicamente, caso 1. Microscopia ottica. Ingrandimento originale 30X

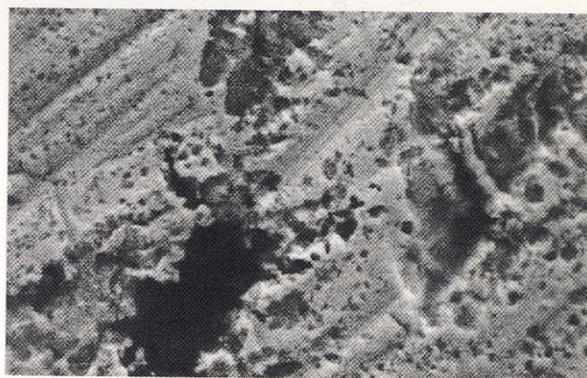


Fig. 7 - Corrosione a fessura sul margine coronale, caso 3. Microscopia elettronica a scansione (REM). Ingrandimento originale 4500X



Fig. 8 - Corrosione a fessura tra metallo e ceramica, caso 2. REM. Ingrandimento originale 800X

stegno osseo nel quinto caso, perdita dovuta alla penetrazione di ioni tossici nel tessuto osseo, ha portato ad un sovraccarico della struttura implantare e a una frattura da usura (Figg. 13 e 14). Gli ioni metallici tossici osservati nel tessuto osseo adiacente e recuperato come per esempio il cadmio e il rame sono di derivazione dalla brasatura e dalla fuga tra impianto e sovrastruttura (Fig. 15).

Discussione e conclusioni

I cinque esempi clinici che abbiamo riportato ben rappresentano le ragioni di un numero sempre crescente di insuccessi tardivi in impianto-protesi. E' pertanto di estrema importanza considerare, ogni qualvolta ci si presenti un insuccesso tardivo implantoprotesico, la possibilità che la



Fig. 9 - Soluzione di continuo nella struttura metallica dovuta a corrosione, caso 2. REM. Ingrandimento originale 180X

noxa patogena sia da ricercare in ioni metallici tossici liberati dalle leghe delle sovrastrutture in seguito a fenomeni legati alla corrosione. Questi risultati sono stati già convalidati da ricerche eseguite in passato (2, 3, 7).

Il tessuto osseo periimplantare è inoltre molto più suscettibile agli insulti arrecati da reazioni tossiche locali. Questo tessuto reagisce molto più drammaticamente e la patologia si manifesta molto più chiaramente che non per es. nel tessuto gengivale circostante (6). Per potere quindi essere in grado di studiare nel dettaglio i microprocessi che stanno alla base di queste patologie, è necessario essere a perfetta conoscenza del carico fisiologico da parte di ioni metallici nell'osso mandibolo-mascellare sano. Il nostro gruppo sta attivamente lavorando a questo aspetto critico, e nell'arco dei prossimi mesi saremo in grado di pubblicare i dati scientifici inerenti a questo problema.



Fig. 10 - Tessuto adeso all'espanto impregnato di ioni metallici (caso 1) indicato dalle frecce. Microscopio ottico. Ingrandimento originale 12X



Fig. 11 - Lega ad alto contenuto aureo. Nel passaggio tra ceramica e metallo si assiste ad un evidente fenomeno di corrosione, caso 4. REM. Ingrandimento originale 900X

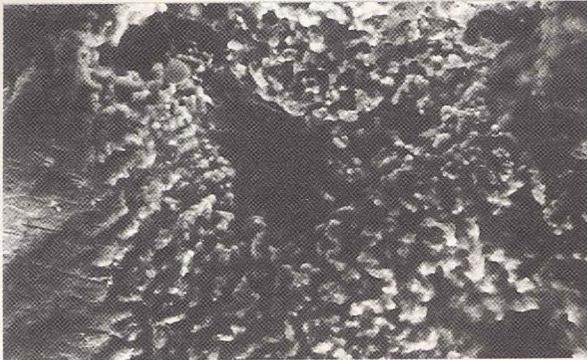


Fig. 12 - Superficie corrosa (corrosione a fessura) sul perno moncone ottenuto in lega ad alto contenuto aureo, caso 4. REM. Ingrandimento originale 4500X



Fig. 13 - Impianto in titanio fratturato per sovraccarico, caso 5. La parte più apicale è ancora in intimo contatto con il tessuto osseo (freccia). Microscopia ottica. Ingrandimento originale 6X

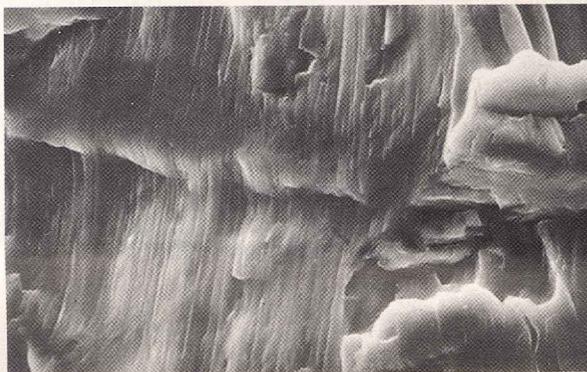


Fig. 14 - Superficie della zona di frattura dell'impianto in titanio con linee di frizione, causate dal sovraccarico (frattura da stanchezza). REM. Ingrandimento originale 3600X



Fig. 15 - Margine coronale corrosivo. La corona è stata ottenuta da una lega ad alto contenuto aureo. La corrosione è iniziata nella fessura tra spalla dell'impianto e margine della corona stessa. REM. Ingrandimento originale 1600X

I componenti delle leghe nobili (Au, Ag e Pd) sono sempre stati riscontrati in tutti i tessuti patologici esaminati a livelli molto superiori rispetto ai valori soglia fisiologici di tollerabilità. Il cadmio, il nickel e lo stagno, con la loro forte potenza tossica, sono stati riscontrati in quanto componenti di saldami soggetti a corrosione. Infatti la loro presenza si è potuta dimostrare anche quando la lega nobile non conteneva in origine questi ioni, che si presentano però nei saldami impiegati per queste ricostruzioni. In modo del tutto analogo, l'indio, il gallio e il rame sono stati identificati preferenzialmente in quelle zone che in vivo si trovavano in prossimità di aree ove gli ossidi che servono a legare la ceramica erano ancora presenti sulla superficie della ricostruzione. Tali ossidi vengono in-

fatti facilmente attaccati dai processi della corrosione.

La scelta della lega da impiegare per una ricostruzione protesica è influenzata da molti fattori, come abbiamo già avuto modo di discutere (3, 6, 7). Nel caso di ricostruzioni implantoprotetiche abbiamo bisogno di ulteriori accorgimenti. Basti pensare alle ricostruzioni su impianti che vengono avvitate: in questi casi, non solo bisogna scegliere la lega idonea, ma la ricostruzione va spennellata all'interno con un velo di cemento, in modo da evitare la formazione di una microfessura (7). E' pertanto inspiegabile, se si pensa a questi insuccessi che incontriamo nella pratica quotidiana, come a volte possiamo leggere delle statistiche di successo a lungo termine che difficilmente collimano con la vita cli-

nica comune. Una più approfondita conoscenza di tutte le possibili cause di insuccesso è la via ottimale per potere realmente migliorare il nostro successo e incrementare la soddisfazione del paziente.

Riassunto

E' ormai risaputo che alcuni metalli e le loro leghe debbano essere sempre considerati come possibili responsabili degli insuccessi tardivi nelle riabilitazioni implantoprotetiche. Per potere eseguire correttamente questa analisi, bisogna essere a conoscenza del carico fisiologico delle mucose orali da parte di ioni metallici. A tutt'oggi siamo in grado di conoscere i valori di questo carico fisiologico per i tessuti muscolari, per i tessuti gengivali, per i tessuti duri del dente ma non ancora per il tessuto osseo sano mandibolo-mascellare.

Tramite la presentazione di 5 casi clinici idonei dimostriamo come gli ioni metallici, liberati dalle leghe odontoiatriche in seguito a fenomeni di corrosione, siano primariamente i responsabili delle modificazioni patologiche che colpiscono i tessuti circostanti. Le raccomandazioni restrittive che diamo rispetto alla scelta delle leghe odontoiatriche, alla loro lavorazione e alle modalità di unione ci permettono di evitare in maniera prospettiva molti insuccessi a lungo termine.

Summary

The authors discuss the relevance of biocorrosion as a fundamental mechanism of prosthetic failures both as late implant failures or failures on natural

teeth. The burden of toxic ions in normal and pathological tissues are reported. The data presented indicate that the choice of the materials for oral reconstructions influences the outcome of the long term prognosis.

Parole chiave

Carico da metallo

Prodotti di corrosione

Reazioni tossiche locali

Intolleranza al metallo

Bibliografia

1. MERIAN E (ed.): Metall in der Umwelt. Weinheim: Verlag Chemie, 1984.
2. STEINEMANN S: Titan als Werkstoff der Chirurgie und Zahnmedizin. In: Wirz J und Bischoff H (ed.): Titan in der Zahnmedizin. Berlin: Quintessence 1997, 17-39.
3. WIRZ J: Schädigung des Parodontes durch zahnärztliche Werkstoffe. Zahnärztl Welt 1993; 102:146-62.
4. WIRZ J, BOLLIGER TA, SCHMIDLI F: Metallbelastung der gesunden Gingiva. Quintessence 1995; 46:685-90.
5. WIRZ J, JAGER K, SCHMIDLI F: Sind Palladium-Basis Legierungen noch Zeitgemäß? Quintessence 1997; 48:107-17.
6. WIRZ J, SCHMIDLI F: Mißerfolge mit enossalen Implantaten und mögliche Ursachen. Quintessence 1996; 47:1695-1706.
7. WIRZ J, SCHMIDLI F, JÄGER K: Probleme mit Edelmetalllegierungen. Teil I: Goldgußlegierungen. Quintessence 1997; 48:827-37.
8. WIRZ J, SCHMIDLI F, JAGER K: Probleme mit Edelmetalllegierungen. Teil II: Goldreduzierte Legierungen. Quintessence 1997; 48:995-1006.