

I denti DCL

denti artificiali per protesi



Documentazione scientifica

Indice

1. Introduzione	3
1.1. Sviluppo del materiale	3
1.1.1 Classici denti PMMA	3
1.1.2 Denti in PMMA riempiti inorganicamente.....	3
1.1.3 Denti UDMA riempiti inorganicamente: Isosit	3
1.1.4 Denti in PMMA altamente reticolato: IPN.....	4
1.1.5 Denti in PMMA altamente reticolato: DCL	4
1.2 Concetti riguardanti le forme	5
1.2.1 Linea denti latero-posteriori anatomici: SR Postaris DCL.....	5
1.2.2 Linea denti latero-posteriori semi-anatomici: SR Orthotyp DCL	6
1.2.3 Linea denti latero-posteriori semi-anatomici: SR Ortholingual DCL.....	6
1.2.4 Denti lateroposteriori non anatomici a 0°: SR Orthoplane DCL.....	6
1.2.5 Denti anteriori: SR Antaris DCL ed SR Vivodent DCL	7
2. Dati tecnici	8
3. Caratteristiche del materiale	9
3.1 Abrasione – prove in vitro	9
3.1.1 Test di abrasione a 2 corpi - attrito	9
3.1.2 Test di abrasione a 3 corpi – metodo Alabama	10
3.1.3 Test di abrasione a 3 corpi – Impact Rolling Wear	12
3.1.4 Test di abrasione a 3 corpi – abrasione con spazzolino dentale	12
3.2 Durezza	13
3.3 Legame con il dente	13
3.4 Stabilità cromatica	14
4. Esperienze cliniche	15
4.1 Prof. Marxkors, Münster – ricontrollo a 66 mesi	15
4.2 Prof. Slavicek, Wien – ricontrollo a 36 mesi	15
4.3 Prof. Arends, Groningen – ricontrollo a 12 mesi	15
5. Biocompatibilità	16
5. Biocompatibilità	16
5.1 Introduzione	16
5.2 Tossicità	16
5.3 Genotossicità	17
5.4 Sensibilizzazione	17
5.5 Conclusioni	17
5.6 Bibliografia riguardante la tossicologia	17
6. Bibliografia	18

1. Introduzione

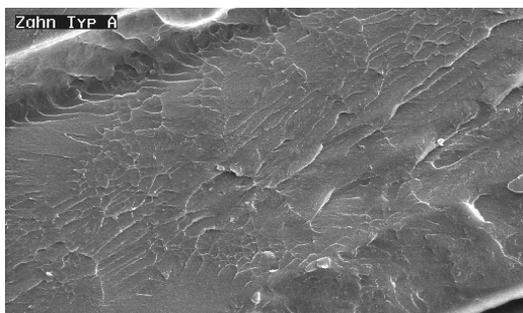
1.1. Sviluppo del materiale

Il ripristino della dentatura é un'antichissima necessità cosmetica e medica umana. Dalle prime protesi dentali realizzate si sono percorsi molti stadi di sviluppo. Se nell'antico Egitto, 3500 anni fa', si intagliavano ancora denti in legno di gelso, poi fissati con filo in oro, al tempo degli Etruschi esistevano già costruzioni in oro e denti bovini, che si avvicinavano già al principio della moderna protesica. Verso il 1940 sono stati già sviluppati i primi denti in ceramica, che però sono stati prodotti realmente soltanto nel 1837 in Inghilterra. Nel 1846 é stata prodotta la prima protesi in caucciù e ceramica.

Con l'introduzione della chimica dei polimeri, all'inizio dell'ultimo secolo, si é costruita la base per l'ampio utilizzo di restauri protesici rimovibili. Verso il 1940 é iniziata la produzione industriale di denti in resina a base di polimetilmetacrilato (PMMA).

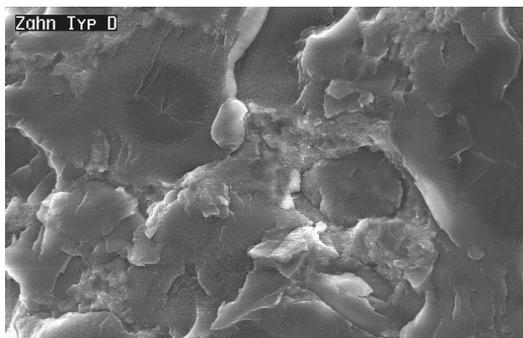
Oggi giorno sono disponibili diversi materiali PMMA per la realizzazione di denti:

1.1.1 Classici denti PMMA



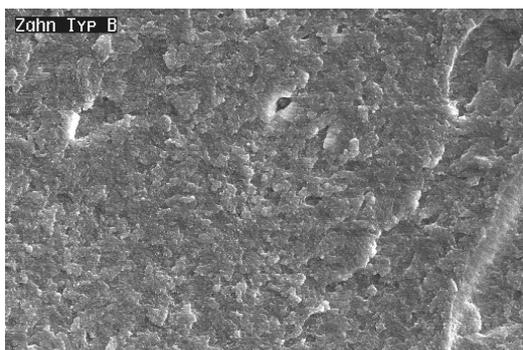
Il classico rappresentante del materiale polimetilmetacrilato. In questo materiale per denti artificiali un polimero lineare non reticolato viene impastato con un monomero contenente reticolante e polimerizzato in forma di denti. La miscela monomero/reticolante si compone di metilmetacrilato ed un dimetacrilato, generalmente un dimetacrilato di etilenglicoli. Rientrano in questo gruppo di materiali p.e.i denti SR Vivodent PE e gli SR Orthotyp PE.

1.1.2 Denti in PMMA riempiti inorganicamente



Queste resine si basano su polimetilmetacrilati ai quali vengono aggiunti riempitivi inorganici. Un tipico rappresentante di questo gruppo di materiali é il dente Vitapan.

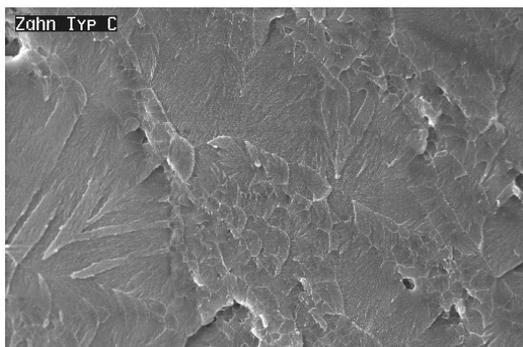
1.1.3 Denti UDMA riempiti inorganicamente: Isosit



Il materiale Isosit, contrariamente ai gruppi qui elencati, non si basa su polimeri PMMA, bensì su un reticolante dimetacrilato di uretano, che é rafforzato per mezzo di riempitivi inorganici. Attraverso i riempitivi di acido silicico pirogeno inorganico si aumenta notevolmente la durezza e la rigidità rispetto alle resine PMMA.

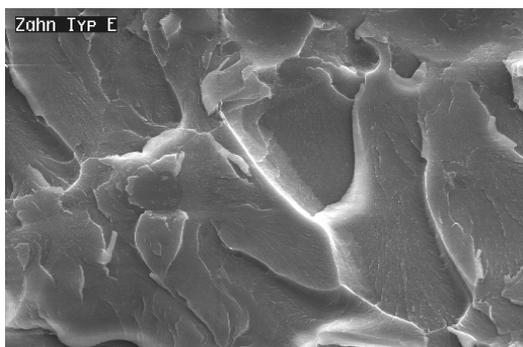
Questo materiale viene utilizzato per il dente SR Orthosit.

1.1.4 Denti in PMMA altamente reticolato: IPN



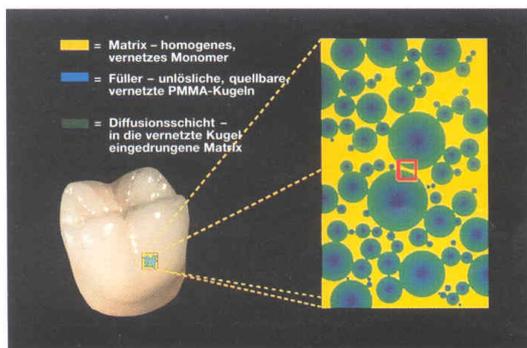
Anche il materiale per denti artificiali noto con il nome IPN (reticolo di polimero inter-penetrato) può essere attribuito al gruppo dei materiali PMMA. Questo materiale viene prodotto in modo tale che, grazie al supporto ottenuto dai processi di rigonfiamento (maturazione), i polimeri di diversa natura chimica e fisica, compenetrino a vicenda e si intrecciano.

1.1.5 Denti in PMMA altamente reticolato: DCL

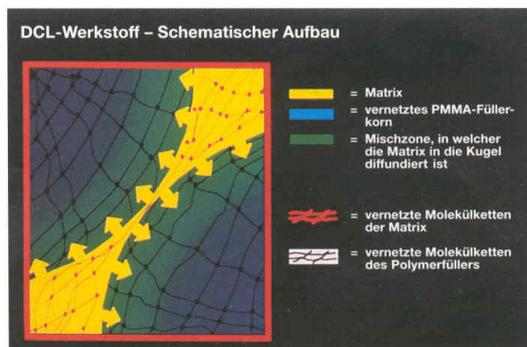


Per il materiale DCL trattasi di una variante di polimetilmetacrilato fortemente modificata, nella quale sia il polimero che la matrice sono reticolate uniformemente. Questo si ottiene, reticolando nuovamente il polimero pre-reticolato con la matrice, durante il processo di produzione. Ne risulta un sistema completamente reticolato che si distingue per i seguenti vantaggi:

- stabilità cromatica
- resistenza alla placca
- non irritante i tessuti
- resistenza all'abrasione
- elevata resistenza alla rifinitura
- eccellenti caratteristiche di lucidabilità
- buona adesione con i materiali per protesi



La responsabilità primaria delle caratteristiche fortemente ottimizzate del materiale DCL, rispetto ai convenzionali denti PMMA, è la reticolazione della matrice con i polimeri pre-reticolati. Grazie a questo tipo di produzione, definito come doppia reticolazione, si eliminano i punti deboli dei convenzionali denti in polimetilmetacrilato, quali l'esposizione di perle di polimero non reticolate e quindi solubili durante la rifinitura. Contemporaneamente questo passo porta, oltre ad una maggiore resistenza all'abrasione riferita al bolo alimentare, da contatto, nonché da spazzolino, anche ad un'ottimizzata resistenza ai solventi.



1.2 Concetti riguardanti le forme

I consigli per la scelta delle forme dei denti lateroposteriori si basano principalmente sui requisiti funzionali di masticazione e sulla stabilità della base protesica. In tal senso si dovrebbero considerare i seguenti aspetti:

Forze verticali

Le forze verticali, che sono necessarie per tritare il cibo, possono essere minimizzate tramite forme dentali totalmente anatomiche in seguito ad un'accentuata struttura delle cuspidi, mentre invece possono essere aumentate per mezzo di una morfologia oclusale più piatta.

Forze orizzontali

Inclinazioni delle cuspidi più ripide, possono causare maggiori forze orizzontali o laterali che non le forme piatte. Questo può determinare spostamenti della protesi dalla sua base.

Aspetti estetici

- sistemi cromatici
- linee denti anteriori e posteriori combinabili
- materiale in cui sono prodotti i denti (ceramica, resina)
- numero degli strati
- superfici del dente
- decorso incisale dello smalto
- convessità vestibolari

Aspetti psico-sociali ed abitudinali

Poiché questi fattori non sono chiaramente misurabili, nella scelta di idonei denti per i settori latero-posteriori, spesso non vengono considerati nella misura idonea per il trattamento terapeutico.

Una suddivisione delle forme latero-posteriori può avvenire secondo la seguente sistematica:

- denti dalla superficie oclusale anatomica
- denti dalla superficie oclusale semi-anatomica
- denti dalla superficie oclusale piatta

1.2.1 Linea denti latero-posteriori anatomici: SR Postaris DCL

^{SR}Postaris®DCL



In base alla struttura delle cuspidi fortemente accentuata questo dente è particolarmente indicato per protesi parziali, ma anche per protesi totali in grado di soddisfare elevate esigenze funzionali.

La superficie oclusale dei denti SR Postaris DCL, nonché la morfologia esterna sono stati sviluppati in collaborazione con il Prof. Dr. Marxkors (Münster, D), Prof. Dr. Slawicek (Wien, A) ed il Prof. Dr. Marinello (Basel, CH) in seguito a intense misurazioni di denti naturali. La linea denti SR Postaris DCL comprende 6 file di denti antagonisti di diverse dimensioni, che autonomamente possono essere impiegate con il relativo dente anteriore.

1.2.2 Linea denti latero-posteriori semi-anatomici: SR Orthotyp DCL

^{SR}Orthotyp® DCL



Queste linee denti lateroposteriori, grazie alla loro semplice struttura oclusale possono essere considerate gli specialisti della protesi totale. La forma dentale dell' SR Orthotyp si basa sulle conoscenze di Strack (Tübingen) negli anni 50. Strack classifica le forme del viso, che sono da considerare in relazione diretta con i tipi di movimenti rispettiv. di masticazione.

Si distinguono tre tipi di masticazione:

Tipo 1: masticazione incrociata	(frequenza ca. 6%)
Tipo 2: masticazione bassa o coprente	(frequenza ca. 20%)
Tipo 3: masticazione normale	(frequenza ca. 74%)

In base a queste conoscenze Strack insieme all'odontotecnico Schlaich ha modellato forme dentali artificiali con le rispettive superfici di masticazione, che sono poi state denominate "Typodens". Questi tipi di denti sono stati ulteriormente sviluppati da Strack e Schlaich alla fine degli anni 50 e prodotti in collaborazione con la Ivoclar Vivadent nel 1963 con il nome SR Orthotyp.



forma N: mast.normale



forma T: mast. bassa



forma K: mast.incrociata

1.2.3 Linea denti latero-posteriori semi-anatomici: SR Ortholingual DCL

^{SR}Ortholingual® DCL



Il dente SR Ortholingual DCL é stato espressamente sviluppato per il metodo di montaggio lingualizzato. Si distingue per una cuspidata palatale dominante nel superiore ed una fossa centrale funzionale nell'inferiore. In tal modo si riducono le forze di masticazione buccali sfavorevoli alla protesi e la protesi si stabilizza in modo ottimale nella sua base, grazie alle forze di masticazione trasferite lingualmente

Il Prof. Dr. Gerber, in relazione al metodo di montaggio lingualizzato descrive il principio del mortaio-pestello.

1.2.4 Denti lateroposteriori non anatomici a 0°: SR Orthoplane DCL

^{SR}Orthoplane® DCL



I denti dal rilievo oclusale piatto come i denti SR Orthoplane DCL, si distinguono soprattutto per gli spazi liberi nei rapporti di centrica. Poiché le forze masticatorie sagittali e laterali sono ridotte sono particolarmente indicati per pazienti con la cresta alveolare piatta ed in gerioprotesi.

1.2.5 Denti anteriori: SR Antaris DCL ed SR Vivodent DCL

I denti anteriori SR Antaris DCL ed SR Vivodent DCL si suddividono in forme dentali quadrate, triangolari ed ovali. Sebbene si tratti di descrizioni soltanto generiche, vi sono tuttavia determinate caratteristiche, che corrispondono per ogni categoria.

Forme dentali quadrate



In queste forme dagli angoli accentuati, domina il dente incisivo centrale. La convessità labiale verticale decorre moderatamente e la cresta alveolare ha un andamento molto accentuato, facendo pensare ad un caso di masticazione normale.

Forme dentali triangolari



Corone snelle, che si riducono verso la zona cervicale distinguono questo gruppo di denti. La convessità verticale é mediamente accentuata. Il grande incisivo ha una gradevole forma leggermente triangolare. La cresta alveolare decorre anch'essa a forma triangolare e ricorda i rapporti della masticazione incrociata.

Forme dentali ovali



I denti di questo gruppo hanno forti caratteristiche di curvatura. L'incurvatura labiale é particolarmente accentuata. Il decorso ovale della cresta alveolare si trova spesso nei casi di masticazione bassa.

2. Dati tecnici

Costruzione: tre strati (smalto (S), dentina (D) e colletto (H)) in diversi materiali in relazione alla loro funzione

RS (smalto posteriore Postaris)

Materiale: DCL (Double Cross Linked)

Polimero e matrice reticolati

Composizione standard (% in peso)

	S, D	H	RS
Metilmetacrilato	27 - 28	29 - 30	29 - 30
Dimetacrilato alifatico	5 - 6	1 - 4	3 - 4
Polimetilmetacrilato	7	65 - 67	65 - 67
Polimetilmetacrilato reticolato	59	---	---
Pigmenti, a seconda del colore	0.1 - 0.3	0.1 - 0.4	0.1 - 0.4
Iniziatori e stabilizzatori	0.4	0.5	0.5

Caratteristiche fisiche

			S, D	H	RS
Resistenza alla flessione	[N/mm ²]	DIN 13907	100	120	120
Modulo di elasticità	[N/mm ²]	DIN 13907	3300	3000	3000
Durezza Brinell	[N/mm ²]	ISO 2039-1	170	170	170
Legame con ProBase Hot		DIN 13914	-	130	-
Legame con ProBase Hot		ISO 3336	-	conforme	conforme
Assorbimento d'acqua	[µg/mm ³]	ISO 10477	25	26	26
Solubilità in acqua	[µg/mm ³]	ISO 10477	0.4	0.1	0.1
Durezza Vickers HV 0.5/30	[N/mm ²]	norma interna	200	190	190

3. Caratteristiche del materiale

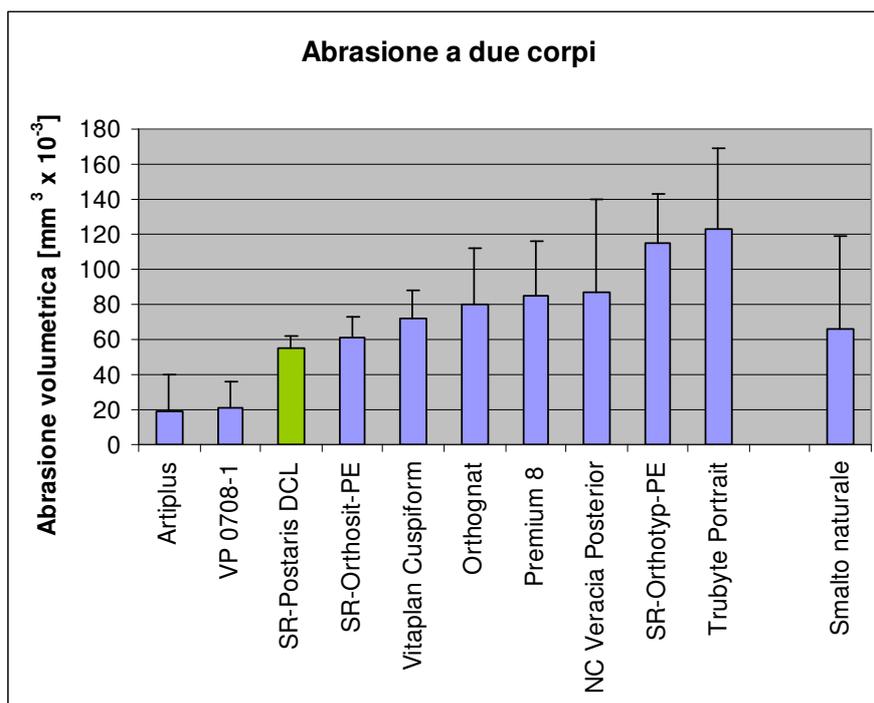
3.1 Abrasione – prove in vitro

Il comportamento di abrasione non dipende soltanto dalle caratteristiche meccaniche di un materiale, bensì anche dalla sua struttura in riguardo a ruvidità, inomogeneità, orientamento dei cristalli, fasi ed inglobazioni. Anche il tipo di superficie antagonista e di ambiente circostante assumono un ruolo importante. In tal senso, le parole chiave sono coefficiente di attrito, tensione da contatto, geometria e numero dei punti di contatto, temperatura, liquidi e tragitto di attrito. Prove di abrasione in laboratorio, che imitano le condizioni reali, vengono effettuate frequentemente in odontoiatria. La specifica tecnica ISO 14569-2 descrive 8 tipi di simulatori di masticazione impiegati attualmente per i test di abrasione. Tuttavia nessuno di loro può rispecchiare il reale comportamento clinico. In particolare, i risultati ottenuti da diversi simulatori di masticazione non correlano fra di loro. Il problema principale consiste nel fatto, che la maggior parte dei simulatori di masticazione simulano soltanto uno o due dei meccanismi di abrasione che avvengono in bocca contemporaneamente. Un materiale dentale dovrebbe pertanto essere testato in due o più simulatori di masticazione per ottenere una maggiore rilevanza dei risultati dell'effettivo comportamento clinico. Una sola misurazione dell'abrasione potrebbe trarre in inganno.

Il materiale DCL è stato testato in diverse ricerche di abrasione indipendenti ed ha presentato un'elevata resistenza all'abrasione.

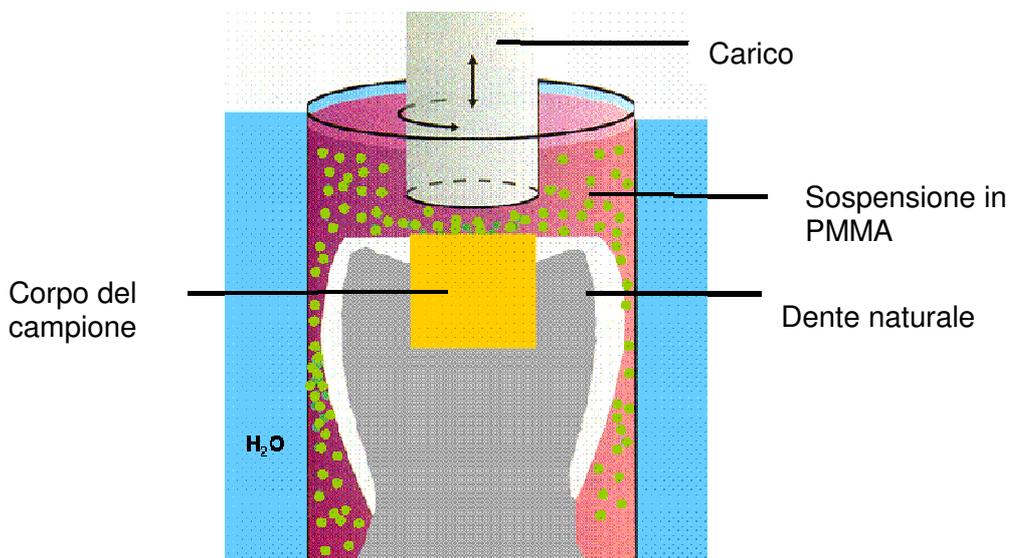
3.1.1 Test di abrasione a 2 corpi - attrito

In questo studio Stober [1] ha testato il materiale DCL a confronto con altri materiali per protesi in commercio, nonché con lo smalto naturale. Nel simulatore di masticazione Willytec, i denti sono stati sottoposti ad un test di abrasione a due corpi (100'000 cicli, 40 N, sfera Al_2O_3 come antagonista). L'abrasione è stata determinata per mezzo di duplicati con uno scanner 3-D. L'abrasione del materiale DCL dal punto di vista statistico, non era significativamente diversa, da quella dello smalto naturale.



3.1.2 Test di abrasione a 3 corpi – metodo Alabama

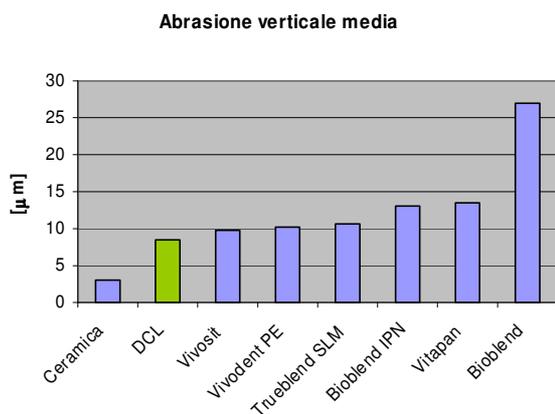
Diversi autori hanno testato il comportamento abrasivo dei denti DCL in un test di abrasione a 3 corpi, noto con il nome di metodo Alabama. A tale scopo il dente da testare viene rifinito dal lato buccale, inglobato in un dente naturale e ricoperto con una sospensione di sfere in PMMA. Il pistone di abrasione viene caricato verticalmente con 75 N. Invece che attraverso il contratto diretto con il dente da testare, il pistone di masticazione trasmette la forza attraverso la sospensione di PMMA. Oltre al movimento verticale verso il basso, il pistone ruota in senso orario causando in tal modo un'abrasione a 3 corpi.



(adattato da [2])

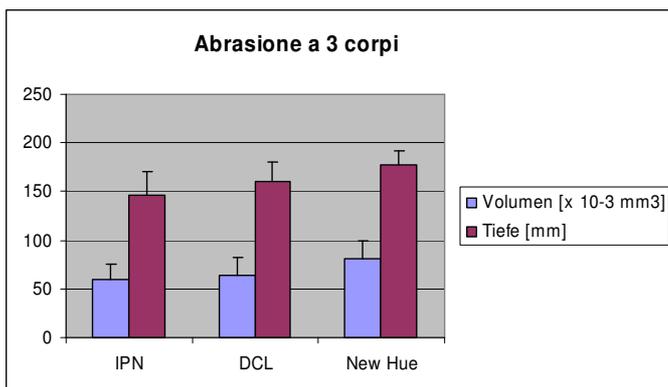
Il materiale del test viene quindi sottoposto a diversi cicli di abrasione e l'abrasione viene in seguito determinata per mezzo di un profilometro. L'abrasione viene quindi indicata come abrasione verticale massima, abrasione verticale media oppure volume di abrasione.

A



Leinfelder [2] ha testato il comportamento abrasivo di una serie di denti artificiali scelti (200'000 cicli, 1-2 Hz). L'abrasione è stata determinata tramite profilometro ed è stato calcolata l'abrasione verticale media. Nel materiale si è rilevata un'ottima resistenza all'abrasione, che però statisticamente non è significativamente diversa da quella degli altri prodotti testati (eccetto Bioblend).

B

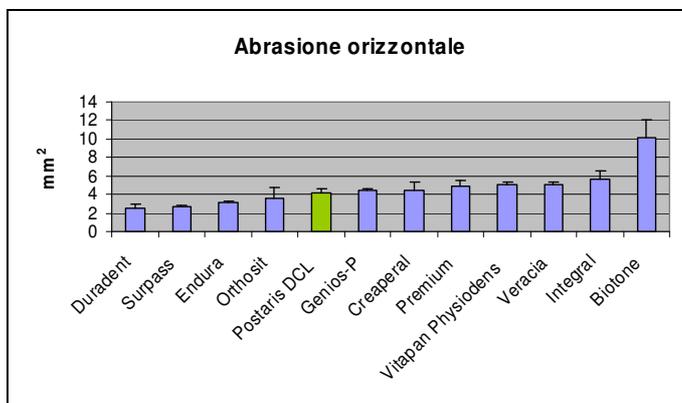
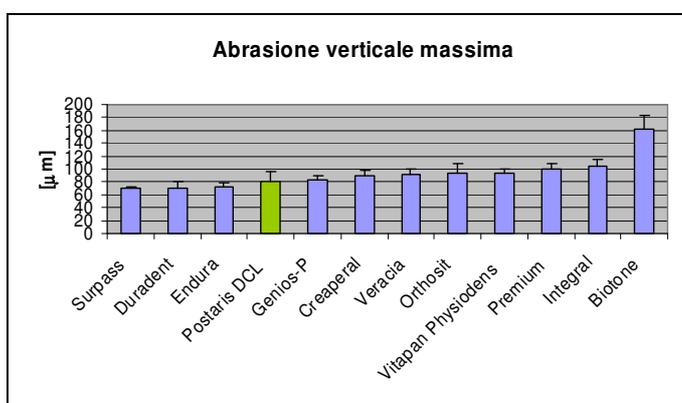


Meng & Latta [3]:

I denti sono stati rifiniti (carta SiC, granulometria 4000) e sottoposti a 250'000 cicli di masticazione. Il profilo dell'abrasione é stato verificato con un profilometro (MTS 3-D) prima e dopo l'esperimento. Sono stati calcolati la perdita volumetrica e la massima profondità di abrasione.

Il materiale DCL ed il materiale IPN hanno dimostrato statisticamente lo stesso comportamento abrasivo e risultavano superiori al New Hue.

C



Suzuki [4] ha testato la resistenza all'abrasione di denti per protesi in commercio. I denti sono stati rifiniti in zona buccale e sottoposti a 100'000 cicli di abrasione (75 N, 1.2 Hz). Le prove sono state verificate con il profilometro ed é stata determinata l'abrasione verticale massima e l'abrasione orizzontale.

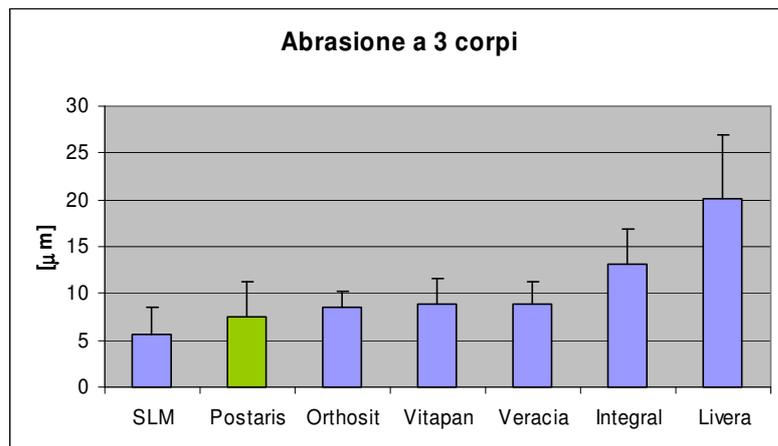
I risultati dell'abrasione verticale non hanno presentato alcuna significativa differenza fra il materiale DCL e gli altri materiali reticolati o riempiti. Il dente in PMMA non riempito e dalla reticolazione semplice (Biotone) ha presentato risultati significativamente peggiori rispetto a tutti gli altri denti testati.

La valutazione dell'abrasione orizzontale presenta un'immagine comparabile.

3.1.3 Test di abrasione a 3 corpi – Impact Rolling Wear

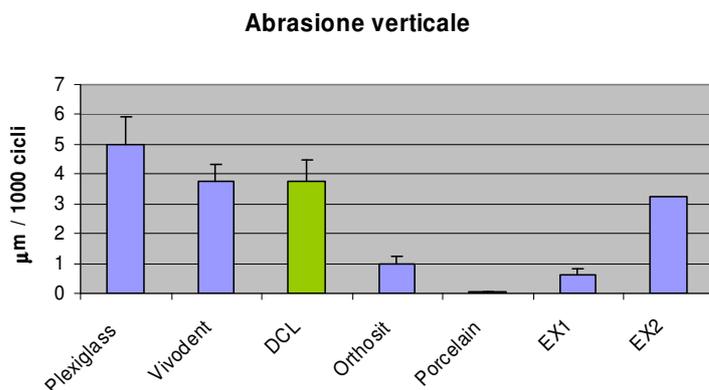
Deguchi e coautori [5] hanno testato la resistenza all'abrasione di denti in commercio in un test di abrasione a 3 corpi molto simile al metodo Alabama. I denti sono stati rifiniti in zona buccale e sottoposti a 100'000 cicli di abrasione (75 N, 4.3 Hz, abrasione a 3 corpi con polvere PMMA, Impact Rolling Wear Machine, Tokyo Giken, Japan). I campioni sono stati controllati con il profilometro ed é stata rilevata l'abrasione verticale.

I risultati dimostrano, che statisticamente il materiale DCL non differisce dal materiale SLM (Dentsply), Orthosit (Ivoclar Vivadent), Vitapan (Vita) e Veracia (Shofu). Integral (Mertz) e Livera (Shofu) hanno presentato una resistenza all'abrasione significativamente peggiore dal punto di vista statistico.



3.1.4 Test di abrasione a 3 corpi – abrasione con spazzolino dentale

L'obiettivo di questa ricerca [6] é stato quello di misurare l'abrasione dopo la simulazione con spazzolino da denti e di determinare un'eventuale correlazione del comportamento abrasivo con la durezza Universal. A tale scopo quattro materiali commerciali e due materiali sperimentali, nonché un materiale di controllo, sono stati sottoposti ad una simulazione con spazzolino da denti a 3 corpi con dentifricio (RDA 250). L'abrasione é stata misurata con un profilometro dopo 10'000 cicli (100'000 cicli per i denti in ceramica). La durezza Universal é stata determinata con un apparecchio Zwick Z 2.5.

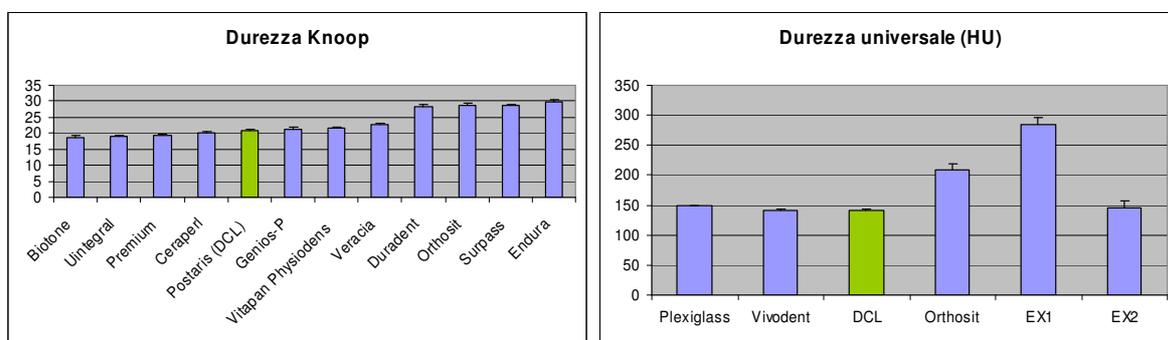


Non é stato possibile rilevare alcuna differenza significativa fra il materiale Vivodent ed il materiale DCL. L'abrasione verticale era in relazione con la durezza Universal del materiale testato.

3.2 Durezza

La durezza viene definita come la resistenza del materiale a pressione superficiale fortemente delimitata. A seconda del tipo di materiale, essa viene misurata secondo numerosi metodi. Cosí per esempio abbiamo la durezza Brinell e Rockwell per i metalli e le leghe, la durezza Vickers, Knoop e Berkovich per la ceramica e quella Shore ed Universal per le resine. La durezza Universal é uno dei metodi piú recenti. In quasi tutti questi metodi viene impiegato un pistone molto duro (sfera o cono in acciaio, piramide in diamante oppure un'altra forma simmetrica) che viene pressato con forza standardizzata sulla superficie del campione e se ne misura la superficie rispettiv. la profonditá dell'impressione prodotta. Il rapporto fra la forza impiegata e le dimensioni dell'impressione descrive la durezza del materiale e viene indicata in $kp\ mm^{-1}$.

Per il materiale DCL é stata determinata la durezza Knoop [4] e la durezza Universal [6] confrontandole quindi con altri denti per protesi.

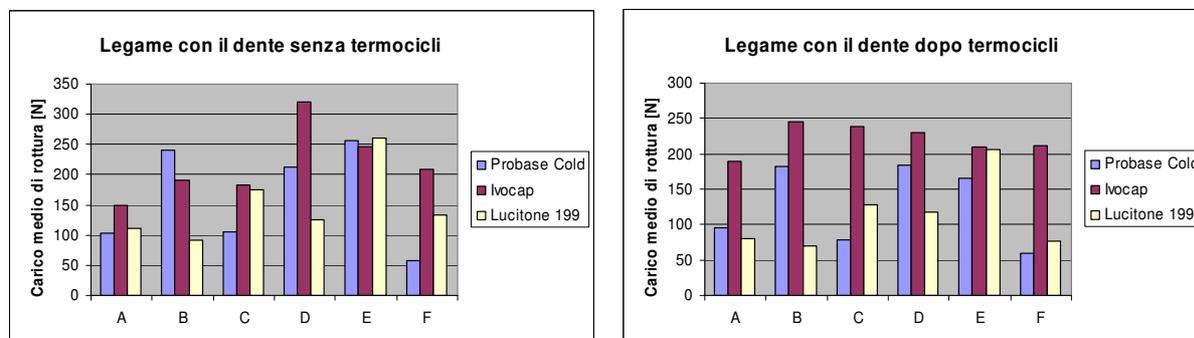


3.3 Legame con il dente

Lang e collaboratori [7] hanno testato l'influsso di diversi pretrattamenti sul legame del dente con un materiale per protesi autoindurente (ProBase cold), un materiale termoindurente (SR-Ivocap-Plus) ed uno resistente all'urto (Lucitone 199). Il legame del dente é stato misurato su 10 campioni per tipo con e senza termocicli (6000 x 5 °C/55 °C).

Pretrattamento:

A = nessuno / B = Al₂O₃ (250 µm) / C = monomero / D = Al₂O₃ (250 µm) piú Palabond / E = Rocatec (sabbatura) / F = radiazione di elettroni

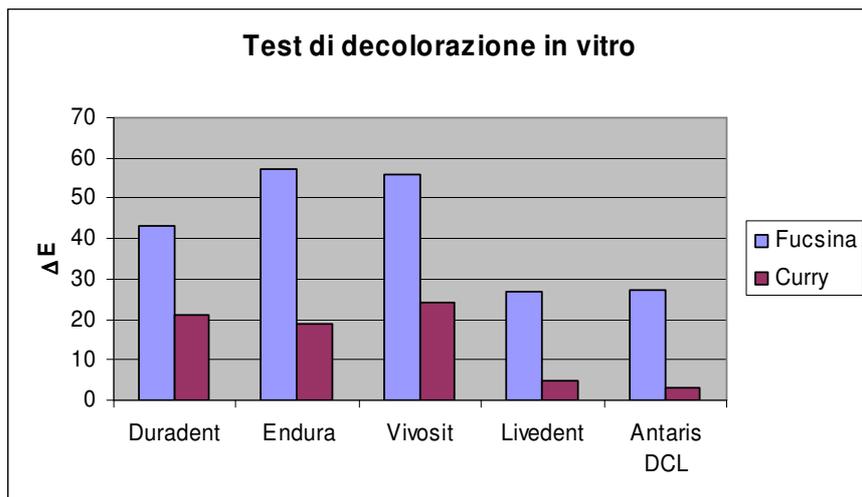


Tutti i campioni hanno presentato fratture sia adesive che coesive. SR Ivocap Plus ha presentano risultati significativamente superiori rispetto a Lucitone 199 e ProBase Cold. Il pretrattamento con Rocatec ha presentato i migliori risultati, mentre la radiazione con elettroni non ha avuto alcun influsso statisticamente significativo sul legame con il dente.

3.4 Stabilità cromatica

Gli alimenti e le bevande possono colorare sia i denti naturali che quelli artificiali. In laboratorio é parzialmente possibile simulare la tendenza alla colorazione conservando i campioni in soluzioni colorate.

Kawaguchi & Hasegawa hanno sottoposto una serie di denti artificiali in commercio ad un test di cottura con 0,1% di fucsina oppure 1,14 % di curry. Il colore dentale é stato misurato prima e dopo del test con uno spettrometro rilevandone i valori L*a*b*. La variazione di colore é stata espressa come valore ΔE. Livedent ed il materiale DCL (SR Antaris) hanno presentato una stabilità cromatica significativamente migliore rispetto agli altri denti testati.



L'immagine sottostante presenta alcuni denti artificiali, che per 16 ore sono stati cotti sotto riflusso in caffè oppure safranin T allo 0,1% (colorante per alimenti). I denti DCL a confronto con i denti in composito riempito hanno presentato una stabilità cromatica chiaramente migliore (Fonte: Ivoclar Vivadent R&S).



- | | | | |
|---|-----------------|------------|---------------------------------------|
| 1 | SR-Vivadent-PE | A36 1A | PMMA reticolato |
| 2 | SR-Orthotyp-PE | N6 6B | PMMA reticolato |
| 3 | SR-Vivadent DCL | A16 D3 | DCL |
| 4 | SR-Orthotyp DCL | UK N4 A3 | DCL |
| 5 | SR-Orthosit-PE | N6 210/2B | Composito 42% inorg. SiO ₂ |
| 6 | Soluut PX | C7 A3 | Composito |
| 7 | NC Veracia A | LS6 A3 | Composito |
| 8 | Surpass | C4/S4 A3 | Composito |
| 9 | Endura Anterio | HS5/HS4 A3 | Composito |

4. Esperienze cliniche

4.1 Prof. Marxkors, Münster – ricontrollo a 66 mesi

In questo studio sono state inserite inizialmente 20 protesi totali, ricontrollate dal 1989 al 1995. In tal senso é stato giudicato il comportamento abrasivo nonché il deposito di placca e la tendenza alla decolorazione. I denti hanno presentato un comportamento abrasivo adeguato alla funzione: dopo un adattamento iniziale, nei ricontrolli fra i 6 mesi ed i 66 mesi, non si é osservata alcuna abrasione rilevante. Durante i 5,5 anni di tempo di prova non si sono altresí osservati effetti negativi in riguardo a deposito di placca e decolorazione [9].

4.2 Prof. Slavicek, Wien – ricontrollo a 36 mesi

In questo studio in prospettiva 48 pazienti sono stati trattati con protesi. Di questi 26 sono stati ricontrollati dopo 35 mesi. Dalla popolazione ricontrollata 12 pazienti avevano una protesi totale superiore ed inferiore, 1 una protesi totale superiore, 9 pazienti protesi scheletriche e 4 pazienti protesi supportate da impianti. In tutti i parametri testati, i denti SR Antaris DCL ed SR Postaris DCL impiegati, presentavano un comportamento clinico di successo [10].

4.3 Prof. Arends, Groningen – ricontrollo a 12 mesi

In questo studio sono state ricontrollate 20 protesi totali dopo un anno dall'inserimento. In tutte le protesi sono stati impiegati i denti SR Antaris DCL come denti anteriori. Come posteriori sono stati impiegati per la metà SR Orthosit ed SR Orthotyp PE. Il materiale DCL ed il materiale SR Orthotyp-PE hanno presentato un ottimo comportamento in riguardo alla formazione di placca e decolorazione. Praticamente non si sono riscontrate variazioni clinicamente rilevanti. L'abrasione é stata valutata sui denti latero-posteriori. A tale scopo il dente Orthosit ha presentato una resistenza all'abrasione significativamente migliore rispetto al materiale Orthotyp [11].

5. Biocompatibilità

5.1 Introduzione

La base chimica dei denti DCL é il metilmetacrilato (MMA). Nella produzione di denti in resina si impiegano dimetacrilati bifunzionali sia come monomeri (MMA), che per la reticolazione. Come riempitivi si utilizzano PMMA e PMMA reticolato. Inoltre sono necessari catalizzatori e stabilizzatori, nonché pigmenti per l'aspetto estetico. La composizione standard dei denti sopraccitati può essere indicata come segue.

Liquido: metilmetacrilato, etilenglicoldimetacrilato (reticolante), stabilizzatore

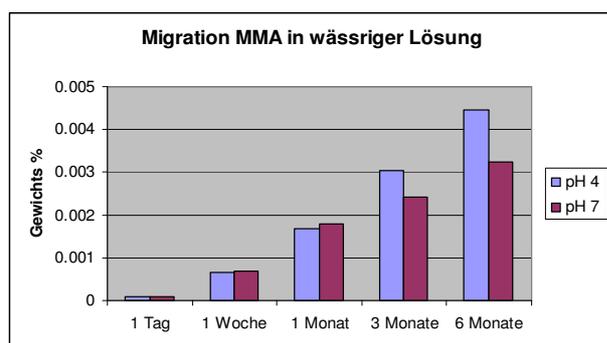
Polvere polimetilmetacrilato reticolato e non reticolato, catalizzatore, stabilizzatore, pigmenti

I denti DCL sono denti stratificati. Per ogni strato avviene una polimerizzazione intermedia. Infine i denti vengono sottoposti alla polimerizzazione finale a 160°C. Durante la polimerizzazione il MMA ed il reticolante reagiscono dando luogo a denti in polimetilmetacrilato ben induriti.

5.2 Tossicità

Attraverso la polimerizzazione tutte le sostanze iniziali si decompongono rispettivamente reagiscono e si crea un PMMA reticolato, che é chimicamente e biologicamente inattivo. Un potenziale rischio tossicologico dovrebbe essere ascritto alle sostanze estraibili. La massa dentale non indurita possiede una LD50 di > 5000 mg/kg (ratto) [1 - 4].

In base alla composizione del materiale DCL, il metilmetacrilato (MMA) é presumibilmente la sostanza solubile più importante. I valori di migrazione del MMA dai denti SR Antaris e SR Postaris é stato determinato in diverse soluzioni tampone acquose (tampone citrato con pH 4, tampone fosfato con pH 7) tramite HPLC. A tale scopo i denti con una superficie ben determinata, sono stati conservati in queste soluzioni tampone per diversi periodi di tempo misurando quindi la relativa concentrazione di MMA. I risultati sono raffigurati nel grafico sottostante e dimostrano, che vengono liberate soltanto minime tracce di MMA (0,003% in peso a pH 7 dopo conservazione di 6 mesi) [5]. In confronto, il valore superiore di MMA residuo nei materiali per protesi é del 4,5 % (ISO 1567).



	SR Postaris DCL	
	pH 4	pH 7
1 Tag	0.000089	0.000098
1 Woche	0.000648	0.000672
1 Monat	0.001686	0.001784
3 Monate	0.003053	0.002418
6 Monate	0.004459	0.003249

In un test di contatto diretto con cellule con il materiale DCL non é stato possibile riscontrare alcun potenziale citotossico [6].

In base a questi dati, é praticamente possibile escludere un rischio tossicologico acuto in seguito ad accidentale ingerimento di materiale abraso, di distacchi o di un dente in resina.

5.3 Genotossicità

Per nessuno dei materiali base sussiste un sospetto di genotossicità [1-3, 7,8]. Tuttavia è stato testato il potenziale mutageno. A tale scopo il materiale è stato posto in eluzione per 30 giorni con acqua a 37°C oppure DMSO e quindi testato in base ad un Test di AMES. Nessuna delle eluzioni ha presentato un potenziale mutageno [9].

5.4 Sensibilizzazione

Il potenziale di ipersensibilizzazione da contatto degli estratti è stato testato in un test di massimizzazione su cavie. Nel test non è stato possibile riscontrare alcun potenziale allergizzante [10].

5.5 Conclusioni

I dati tossicologici delle sostanze base, nonché le ricerche dei denti ultimati, dimostrano, che il materiale DCL è un materiale biocompatibile corrispondente allo stato della tecnica.

5.6 Bibliografia riguardante la tossicologia

- [1] MSDS der Lieferanten und RTECS Datenbank
- [2] Zondlo Fiume M: Final report on the safety assessment of Acrylates Copolymer and 33 related cosmetic ingredients. Int J Toxicol. 2002;21 Suppl 3:1-50.
- [3] Schweikl H, Schmalz G, Spruss T. The induction of micronuclei in vitro by unpolymerized resin monomers. J. Dent. Res. 80:1615-1620, 2001
- [4] In vitro cytotoxicity assay: evaluation of materials for medical devices (XTT-test) with five monomers. RCC Project 652768, 1997
- [5] Künstliche Zähne – eine Symbiose aus Material, Anatomie und Wissenschaft. Ivoclar Vivadent Report Nr. 11, 1997
- [6] In vitro cytotoxicity test: Evaluation of materials for medical devices (Direct cell contact assay) with SR Postaris/Antaris. CCR Report 510302, 1995
- [7] Waegemaekers TH, Bensink MP. Non-mutagenicity of 27 aliphatic acrylate esters in the Salmonella-microsome test. Mutat Res. 1984 Aug-Sep;137(2-3):95-102.
- [8] Cameron TP, Rogers-Back AM, Lawlor TE, Harbell JW, Seifried HE, Dunkel VC. Genotoxicity of multifunctional acrylates in the Salmonella/mammalian-microsome assay and mouse lymphoma TK+/-assay. Environ Mol Mutagen. 1991;17(4):264-71.
- [9] Salmonella typhimurium reverse mutation assay with SR Postaris/Antaris (Ames Test). CCR Report 510301 (1995)
- [10] Contact Hypersensitivity of SR Postaris/Antaris in albino guinea pigs (Maximization-test). RCC Project 396270 (1995)

6. Bibliografia

- 1 Stober T: Zwei-Medien-Verschleissprüfung von Prothesen Zähnen und einem experimentellen Werkstoff. DGZPW. Abstract 2003, Rust
- 2 Leinfelder KF: In vitro Abrasion von ausgewählten Prothesenzähnen. Quintessenz Zahntechnik 20,1501-1507. 1994
- 3 Meng TR, Latta MA: In vitro localized wear of posterior denture teeth. IADR abstract 3250, 2004 Hawaii
- 4 Suzuki S: In vitro war of Nano-composit denture teeth. Journal of Prosthodontics 13, 238-243. 2004
- 5 Deguchi M, Yamaguchi Y, Nagafuji A, Suzuki S: Study on impact rolling wear of new denture teeth. IADR abstract 2552, 2003 Goteborg
- 6 Shadad SA, Wessell RW, McCabe J, Rusby S: In vitro three-body wear of two experimental denture teeth. IADR abstract 1389, 2004 Hawaii
- 7 Lang R, Rosentritt M, Bergmann, Handel G: Failure load of acrylic teeth bonded to denture base materials. IADR abstract 3067, 2004 Hawaii
- 8 Kawaguchi S, Hasegawa A: In vitro evaluation of stain resistance of new artificial teeth. Conference abstract Journal of dental Research 77 page 693, 1998
- 9 Marxkors R: Erprobung des DCL-Kunststoffs für künstliche Seitenzähne. Philipp Journal 121-124, 1997.
- 10 Celar A, Führhauser R, Zauza K, Slavicek R, Krof B: Prospektive Studie zur klinischen Anwendung der AR Antaris und SR Postaris-Prothesenzähne über einen Beobachtungszeitraum von 36 Monaten. Stomatologie 95/9 445-450, 1998
- 11 Dijkman AG, Arends J, Zanghellini G: Deposit formation, staining and war of artificial teeth in vitro. Journal of Dental Research 73 page 966, 1994

La presente documentazione contiene una panoramica di dati (informazioni) scientifici interni ed esterni. La presente documentazione è stata preparata esclusivamente per uso interno della Ivoclar Vivadent ed uso esterno per i partner della Ivoclar Vivadent. Non è previsto un uso diverso. Tutte le informazioni si ritengono attuali, tuttavia non tutte le informazioni sono state revisionate e non è possibile garantire la loro accuratezza, veridicità o attendibilità. Non siamo responsabili dell'uso delle informazioni, anche in caso di avvertenza del contrario. In particolare, l'uso delle informazioni è a proprio rischio. L'informazione è fornita in quanto tale, in quanto disponibile e senza alcuna garanzia espressa o implicita, compresa (senza limitazione) l'utilizzabilità o l'idoneità per uno scopo particolare.

L'informazione è stata fornita gratuitamente ed in nessun caso noi o chiunque altro nostro associato o altre persone potranno essere ritenuti responsabili di qualsiasi danno accidentale, diretto, indiretto, consequenziale, speciale o punitivo (incluso, ma non soltanto, danni per la perdita di dati, perdita dell'uso, o qualsiasi altro costo per procurare informazioni sostitutive) derivanti dall'uso o dall'inabilità di uso dell'informazioni anche nel caso in cui noi o nostri rappresentanti fossimo a conoscenza della possibilità di tali danni.

Ivoclar Vivadent AG
Ricerca & Sviluppo
Servizio Scientifico
Bendererstrasse 2
FL - 9494 Schaan
Liechtenstein

Contenuti: Dr. Sandro Sbicego
Traduzione: Laura Fait
Editing: M. Nanni
Edizione: febbraio 2005
