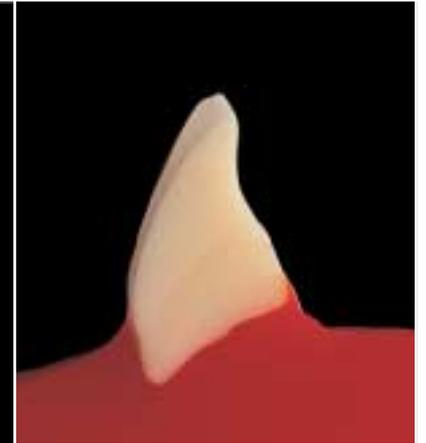


# REPORT

Dalla Ricerca&Sviluppo della Ivoclar Vivadent  
FL-9494 Schaan / Liechtenstein

Nr. 13 Giugno 2000



**Protesi mobile:**  
Scienza dei materiali, estetica e montaggio dei denti

# EDITORIALE



Dipl. Ing.  
Patrik Oehri

I materiali per protesi ed i denti a base di PMMA, nonché gli articolatori sono a disposizione dell'odontotecnico per la realizzazione di protesi da decenni. Anche se negli ultimi anni il punto focale della ricerca dentale è stato in altri settori, questi materiali e strumenti rappresentano una componente determinante della protetica.

Ivoclar, in qualità di produttore leader, con il programma BPS offre all'odontotecnico un sistema completo che con prodotti standard quali SR Antaris, SR Postaris, ProBase ed SR Ivocap rappresenta la base della protesi di marca BPS. Con il programma BPS la Ivoclar si è posta l'obiettivo di dare prodotti calibrati fra di loro e di conseguenza alle protesi con essi realizzate, un nome di marca che ne evidenzia il valore.

Il presente Report si dedica agli aspetti principali della protesi mobile ed è articolato come segue:

**Parte 1:**

Resine per protesi dal punto di vista merceologico – Axel Kammann

**Parte 2:**

Individualizzazione di denti artificiali – Konrad Hagenbuch

**Parte 3:**

Colore e presa del colore – Michael Reis

**Parte 4:**

Montaggio denti nello Stratos 200 – H.P. Foser

Gli autori sopracitati sono collaboratori del Reparto Ricerca e Sviluppo della Ivoclar da molti anni ed in qualità di ricercatori sono competenti della parte da loro presentata.

Insieme con il Report no. 9 sullo Stratos (articolatore) ed il Report No. 11 sui denti artificiali si ha una visione completa dei materiali e delle tecniche che sono necessarie per la realizzazione di un restauro protesico BPS di elevato valore.

Infine vorrei ringraziare la mia collaboratrice Magdalena Wey, che si è occupata del coordinamento e della realizzazione del presente Report.

Patrik Oehri  
Direttore Servizio Scientifico

**Immagine di copertina:**

legame di un dente in resina con una resina polimerizzante a caldo (immagine grande) ed una resina autopolimerizzante (immagine piccola). Ulteriori informazioni vedi pagina 10.



# Resine per protesi dal punto di vista merceologico



Axel Kammann,  
Chimico

Le resine per protesi oggi-giorno non vengono considerate come materiali odontoiatrici innovativi. Tuttavia sono di notevole importanza nel trattamento odontoiatrico di pazienti. La richiesta a livello mondiale di materiali per protesi, nonostante la crescente salute dentale nei paesi sviluppati, è sempre notevole. In questa parte del Report si riporta innanzitutto un'introduzione nelle basi chimiche e tecnologiche delle resine per protesi. Infine si approfondiscono i singoli punti specifici dei polimerizzanti a caldo ed a freddo.

## Le resine per protesi in passato

Nel 1832 è stata scoperta la base per la vulcanizzazione del caucciù. Thomas W. Evans nel 1847 ha realizzato le prime protesi con questo prodotto naturale trasformato. Clark Samuel Putmann creò le basi per una realizzazione delle protesi in caucciù naturale vulcanizzato in maniera ottimizzata e professionale ed in seguito distribuita da Cummings e Goodyear (Schulz, 1979a). Il caucciù era facilmente lavorabile e relativamente stabile in bocca, poteva però essere realizzato soltanto in colori antiestetici. Inoltre al materiale mancava la trasparenza.

Una trasparenza ottimizzata si ottenne in seguito con l'utilizzo di celluloidi. La stabilità in bocca di questi materiali per protesi semisintetici tuttavia era pessima, a causa dell'impiego di canfora non era insapore e non resisteva al carico meccanico in bocca (Schulz, 1979b).

## Lo sviluppo del PMMA

Negli anni 30 il Dr. Walter Bauer della Ditta Röhm & Haas creò i presupposti basilari per l'impiego del polimetilmetacrilato (PMMA), noto sotto il nome di Plexiglas. Più tardi W. Bauer descrisse in un ulteriore brevetto (DRP 684533) la realizzazione di protesi odontotecniche con tale materiale. Si trattava di un processo di produzione termoplastico, che presentava ancora alcuni svantaggi. Appena nel 1935 W. Bauer nel brevetto DRP 652821 descrisse la realizzazione di protesi in un materiale pre-polimerizzato ancora fluido, mediante riscaldamento della muffola nella "caldaia di vulcanizzazione".



Fig 1:  
Brevetto DRP 737058. Per la prima volta il PMMA è stato miscelato in rapporto 3:1 con MMA ed impastato e lavorato in una massa deformabile.



Fig 2:  
La composizione dei sistemi bicomponenti oggi-giorno maggiormente utilizzati su base MMA / PMMA .

Un notevole progresso venne portato dal metodo PALADON® (DRP 737058) brevettato da Kulzer. Per la prima volta, particelle di metilmetacrilato polimeriche sono state impastate e lavorate in metilmetacrilato monomero in un rapporto di 3:1, in una massa deformabile. La contrazione volumetrica e modifiche di forma in tal modo sono state ridotte.

## Le resine per protesi oggi

La maggior parte delle resine per protesi utilizzate oggi si basano sul sistema MMA/PMMA (cfr. Tab. 1). Il PMMA quale polimero amorfo è altamente trasparente, relativamente fragile, però molto resistente a mezzi acquosi, raggi UV e idrocarburi di benzina. Grazie alla combinazione delle proprietà qui di seguito elencate, nonché alla semplice lavorabilità, il PMMA è indicato nell'impiego come materiale per protesi:

- biocompatibilità
- resistenza in bocca
- igiene
- possibilità di detersione
- inodore ed insapore
- estetica
- non appariscente
- stabile nella forma

A partire dalla metà degli anni 60 per la realizzazione delle protesi sono stati sviluppati altri polimeri quali policarbonati, poliacetali, oppure poliammidi. Alcuni di questi materiali e metodiche esistono ancora oggi. Nessuno di questi però si è affermato.

**Tabella 1:**

*Classificazione delle resine per protesi secondo la norma ISO 1567:1997*

<b>Tipo</b>	<b>Caratteristiche</b>	<b>Esempio di prodotto</b>
Tipo 1	<b>Polimerizzanti a caldo</b> Materiali per protesi che devono essere lavorati ad almeno 65°C	
	<b>Classe 1</b> Polvere e liquido	PALADON 65 (Kulzer) PROBASE hot (Ivoclar) TRIPLEX hot (Ivoclar) <i>Materiale in capsule :</i> IVOCAP Plus (Ivoclar)
	<b>Classe 2</b> Materiale monocomponente	ASTRON (Astron) LUXIDENT (Austenal)
Tipo 2	<b>Autopolimerizzanti</b> La reazione di indurimento viene innescata mediante reazione chimica e non necessita di temperature di lavorazione superiori a 65°C.	
	<b>Classe 1</b> Polvere e liquido	PALAPRESS (Kulzer) VERTEX SC (Dentimex) PROBASE cold (Ivoclar) TRIPLEX cold (Ivoclar)
	<b>Classe 2</b> Polvere e liquido: resine per colaggio	PERFORM (Hedent)
Tipo 3	<b>Materiale termoplastico in cartucce o in polvere</b> A temperatura ambiente, polimerizzante duro. Durante la lavorazione a caldo diventa molle e deformabile. In seguito a raffreddamento subentra nuovamente lo stato duro.	POLYAPRESS (Girrbach) PROSTHOFLEX (ATP Industries)
Tipo 4	<b>Materiali fotoindurenti</b> Materiali per protesi, che per l'indurimento necessitano di una fonte di luce con luce visibile o UV.	TRIAD VLC (Dentsply)
Tipo 5	<b>Materiali per l'indurimento a microonde</b>	ACRON MC (GC) MICROBASE (Dentsply).



## Classificazione delle resine per protesi

Le resine per protesi sono classificabili sia secondo la composizione chimica che anche secondo la tecnica di lavorazione. Nella classificazione secondo la norma ISO 1567: nel 1997 le sopraccitate classificazioni sono state combinate.

Di seguito si tratteranno le resine per protesi a base di MMA/PMMA, che in seguito a reazione chimica vengono indurite e deformate. Non verranno trattate resine, che sono disponibili quale prodotto finito e che vengono deformate termoplasticamente come prodotto dentale finito.

## Basi chimiche e tecnologiche delle resine per protesi

### Processo di rigonfiamento e di soluzione

Alla base della lavorazione di una resina per protesi su base MMA/PMMA vi è un liquido (componente principale monomero) ed una polvere resinosa (componente principale polimero) (cfr. tab. 2). Miscelando queste due componenti si inizia un processo di rigonfiamento e di soluzione, che porta ad una massa tipo impasto plastica. La tabella 2 illustra, quali sono i compiti del monomero e del polimero.

### Indurimento

L'indurimento dei materiali per protesi decorre in più fasi (cfr. anche fig. 3).

- Il catalizzatore trasportato nella miscelazione attraverso il processo di soluzione, viene scisso in radicali attraverso il calore (polimerizzanti a caldo) oppure attraverso la reazione chimica con l'acceleratore (autopolimerizzante).
- Il radicale catalizzatore interviene nel sistema di elettroni del doppio legame della molecola di monomero e la scinde. Dopo l'addizione alla molecola di monomero si forma un radicale a catena. Il radicale a cate-

**Tabella 2:**

*Compiti del monomero e del polimero*

<b>Compiti del monomero</b>	
<b>Solvente</b>	Il monomero è il solvente per il corpo polimerico, con il quale viene lavorata la resina per protesi.
<b>Trasporto di sostanze</b>	Il monomero trasporta additivi (pigmenti, catalizzatori, ecc. – che sono stabili soltanto nel polimerizzato) nell'impasto fluido da lavorare.
<b>Materia</b>	Il monomero dopo la fase di indurimento diventa una materia polimerica e serve innanzitutto al rafforzamento della struttura della materia.
<b>Compiti del polimero</b>	
<b>Ausilio</b>	Grazie al corpo polimerico rigido l'impasto da lavorare ottiene prima una consistenza sciroposa, quindi pastosa e plastica.
<b>Legante</b>	Il polimero permette il legame del monomero nell'impasto da lavorare. In tal modo sotto elevata pressione ed elevata temperatura non si provoca una separazione delle componenti monomeriche. Un processo di rigonfiamento e di soluzione causa un aumento della viscosità. Questo è necessario affinché durante il processo di indurimento sia possibile controagire alla pressione dell'espansione gassosa ed alla pressione di vapore del monomero.
<b>Riempitivo</b>	Grazie alla componente polimerica, la contrazione volumetrica si riduce notevolmente. In tal modo si crea approssimativamente una fedeltà di forma e adattamento. Tanto è maggiore la componente del polimerizzato tanto minore è la contrazione chimica.
<b>Materia</b>	Le caratteristiche fisiche dei polimeri influiscono sulle proprietà e sulla stabilità clinica del materiale per protesi.



Fig. 3: raffigurazione schematica e semplificata della polimerizzazione dei radicali

# REPORT

na a sua volta interviene su una nuova molecola di monomero e la addiziona, ecc.

- In questo modo si formano molte catene molecolari, da un lato in seguito alla crescita di catena e dall'altro in seguito all'unione delle catene radicali. Prodotti a basso peso molecolare ed impurità producono reazioni secondarie e di interruzione.
- Si forma un denso feltro di macromolecole. La materia solida formata dopo la polimerizzazione forma la matrice, che riveste particelle polimeriche.

## Polimerizzante a caldo

### Differenti processi di polimerizzazione di polimerizzanti a caldo

Per l'indurimento di polimerizzanti a caldo, spesso i produttori consigliano per lo stesso prodotto più metodi di polimerizzazione. In base all'esempio di ProBase Hot (Ivoclar AG) si dimostra, che i diversi metodi di polimerizzazione possono condurre a risultati diversi. A tale scopo un campione standardizzato realizzato in ProBase Hot è stato indurito una volta secondo il metodo standard ed una secondo il metodo di polimerizzazione a bollitura rapida. La fig. 4 mostra la metodica dello studio, con il quale è stato misurato il decorso di temperatura all'interno della muffola. Nelle figg. 5 e 6 è raffigurato il decorso della temperatura misurata.

#### ● Metodo standard

La muffola viene posizionata in acqua fredda, quindi riscaldata a 100°C e lasciata bollire per 45 min. Infine la muffola viene raffreddata all'aria per 30 minuti e poi immersa in acqua fredda.

#### ● Polimerizzazione rapida

La muffola viene posizionata in acqua bollente e lasciata bollire per 40 minuti. Quindi la muffola si raffredda all'aria per 30 minuti ed infine immersa in acqua fredda.

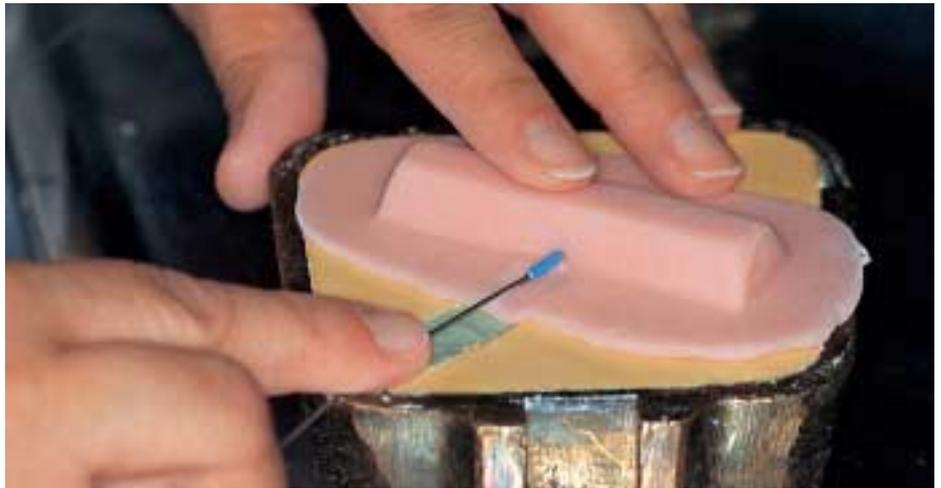


Fig. 4  
Metodica di studio: una sonda inserita nella muffola misura il decorso della temperatura nel contenuto della muffola durante la polimerizzazione in acqua.

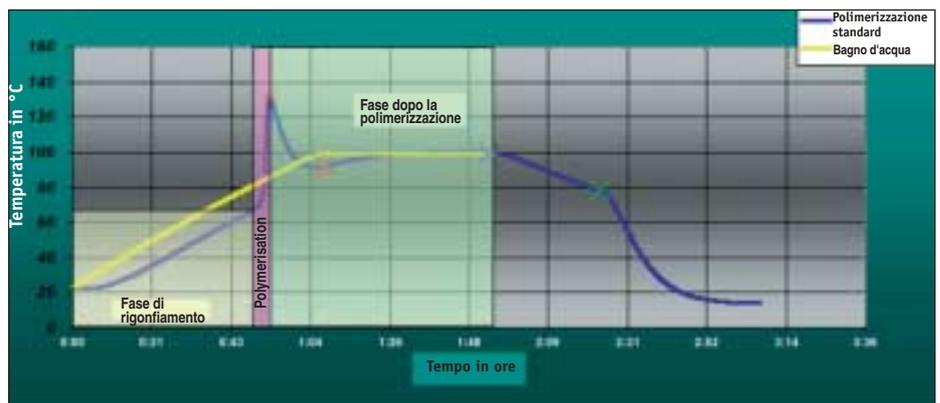


Fig. 5  
Decorso di temperatura durante la polimerizzazione secondo il metodo standard di PROBASE Hot. Linea blu: temperatura all'interno della muffola, linea gialla: temperatura dell'acqua.

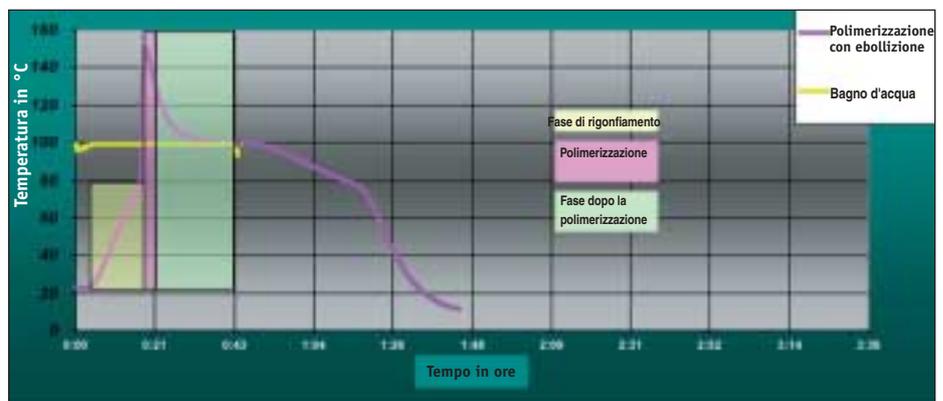


Fig. 6  
Decorso di temperatura nella polimerizzazione secondo il metodo rapido di PROBASE Hot. Linea rosa: temperatura all'interno della muffola, linea gialla: temperatura dell'acqua.

Nel confronto dei due decorsi di temperatura si evidenzia quanto segue:

### Fase di rigonfiamento

Dal momento della messa in muffola fino all'inizio della polimerizzazione continua il processo di rigonfiamento e soluzione. Sotto l'azione del calore, si accelera il processo di rigonfiamento e di soluzione alla periferia delle particelle PMMA. Allo stesso tempo la viscosità della massa aumenta continuamente. Nella polimerizzazione rapida questa fase di rigonfiamento è notevolmente ridotta.

Anche il rigonfiamento dei colletti del dente a causa dell'azione del monomero è ridotto nella polimerizzazione standard. Questo può influire svantaggiosamente sul legame materiale per protesi-dente.

### Fase di polimerizzazione

Nei due metodi, durante la fase di polimerizzazione si misurano temperatura, che superano la temperatura di ebollizione dell'acqua e del MMA. Nella polimerizzazione rapida il polimerizzato si scalda entro pochi minuti a 150°C. Pertanto il monomero polimerizza velocemente e fortemente.

Unitamente alla fase di rigonfiamento abbreviata, questo improvviso accumulo termico, nella polimerizzazione rapida, in strati di notevole spessore può condurre alla formazione di porosità e bolle.

### Fase di raffreddamento

Dopo la polimerizzazione si raffredda il polimerizzato solido e si arriva ad una trasformazione delle rimanenti componenti del monomero. Nella polimerizzazione rapida il raffreddamento del polimerizzato formatosi avviene in acqua bollente. La temperatura non può quindi scendere al di sotto dei 100°C. Nel metodo standard, il raffreddamento avviene, prima che l'acqua abbia raggiunto il punto di ebollizione, cosicché, grazie allo scambio termico con l'ambiente circostante della muffola, la temperatura può scendere in breve tempo a ca. 90°C. Si evita in tal modo un accumulo termico e la formazione di bolle di cottura.

**Tabelle 3:**

*Vantaggi della polimerizzazione di ProBase Hot secondo il metodo standard e del metodo di polimerizzazione a bollitura*

Metodo standard	Polimerizzazione a bollitura
ottimale adesione del dente grazie al rigonfiamento più lungo dei colletti dentali	Risparmio di tempo
Minima tendenza alla formazione di bolle da cottura e porosità più piccole grazie all'assenza di accumulo termico	-
Minore contenuto di monomero residuo grazie alla fase di raffreddamento più lunga	-

### Il metodo SR Ivocap

Il metodo SR Ivocap, rispetto agli universali metodi di zeppatura dei convenzionali polimerizzati a caldo ed a freddo, rappresenta una particolarità. Il materiale per protesi ed il suo confezionamento sono calibrati con gli apparecchi necessari al procedimento. Lo specifico processo di miscelazione e la possibilità di compensare continuamente la perdita di pressione che si forma attraverso la contrazione, pongono alcuni requisiti delle caratteristiche della miscela di polimero e monomero da utilizzare. Il vantaggio del metodo SR Ivocap, come elevata precisione, buona resistenza alla frattura, buona compatibilità tissutale e la sua affermazione clinica sono ampiamente documentati (Körber, 1992 und 1993a+b; Anderson et al. 1988). Pertanto in questo capitolo non entreremo più nel merito di questi punti. Descriviamo brevemente i vantaggi del Cap-Vibrator nonchè alla particolarità della polimerizzazione nella muffola Ivocap.

### La miscelazione nel metodo SR Ivocap

Il monomero e polimero predosati in capsula vengono miscelati nel Cap-Vibrator. Attraverso il processo di miscelazione meccanico si accelera il **rigonfiamento** del polimerizzato, la sua **soluzione** e la conseguente **maturazione** dell'impasto. Al termine del processo di miscelazione l'impasto pronto per l'iniezione ha assunto la forma di una palla compatta.

Con il Cap-Vibrator si possono ottenere effetti, che non sono possibili con una miscelazione manuale:

- Attraverso il movimento veloce si crea calore da attrito. Questo accelera il processo di soluzione.
- Particelle più fini di polimero si dissolvono completamente. Particelle più grandi si rigonfiano maggiormente e si deformano durante il processo di iniezione.

Il confezionamento in capsule presenta i seguenti vantaggi:

- Non si ha alcun contatto cutaneo con il monomero.
- La viscosità del contenuto della capsula non si modifica durante la conservazione. L'impasto miscelato, contrariamente ai convenzionali materiali per zeppatura, è riutilizzabile.
- Il contenuto di monomero nell'impasto è notevolmente superiore che nei convenzionali polimerizzati per zeppatura, in tal modo si facilita il rigonfiamento e la soluzione delle particelle di polimero, si garantisce una iniezione completa e si regola il contenuto della capsula per una conservazione più lunga.

### La polimerizzazione nel metodo SR Ivocap

In questo capitolo si vuole illustrare, che nel metodo SR Ivocap il contenuto della muffola non polimerizza contemporaneamente in ogni punto. Motivo per questo è la specifica geometria della muffola SR Ivocap. Durante l'indurimento a fasi del contenuto della muffola, deve essere

garantito un apporto continuato di materiale e quindi si deve provvedere al mantenimento della pressione. Per tale motivo, la muffola Ivocap, nella parte posteriore contiene una costruzione di teflon – la cosiddetta diga termica che durante il processo di cottura protegge il contenuto della capsula dalla conduzione termica e dall'azione del vapore acqueo.

Come visibile nella figura 8, in seguito ad una minore massa di gesso nella parte anteriore della muffola, si ha un rapido aumento della temperatura. L'aumento di temperatura nella parte posteriore della protesi rallenta e ha un decorso molto più piatto rispetto alla parte anteriore. La polimerizzazione nella parte anteriore del campione inizia ca. 18 minuti dopo che la protesi è stata immersa in acqua bollente. La parte posteriore della protesi inizia ad indurire soltanto dopo che la parte anteriore si è raffreddata fino alla temperatura dell'acqua.

Nella parte posteriore si raggiunge la massima temperatura soltanto poco prima dell'inizio del processo di raffreddamento (ossia prima dell'immersione della muffola in acqua fredda). Durante il raffreddamento la diga termica e la maggiore massa di gesso isolano dalla perdita di calore. Ciò è importante affinché non si perda la dinamica della polimerizzazione e la

linea A possa indurire completamente.

Dalla rappresentazione dell'intero decorso di polimerizzazione all'interno della muffola, risultano per l'operatore importanti indicazioni:

- Alla fine del processo di bollitura e dopo l'inizio del processo di raffreddamento il contenuto della muffola deve essere sotto pressione per almeno 20 minuti. Altrimenti vi è il pericolo che la polimerizzazione nelle parti posteriori della protesi non sia conclusa. Una prematura perdita di pressione può causare la formazione di bolle.

## Contenuto di monomero residuo in protesi SR Ivocap

Secondo la norma ISO 1567:1999 il produttore di materiali per protesi è tenuto a controllare e dichiarare il contenuto di monomero residuo, secondo la metodica descritta nella norma.

Nel controllo secondo ISO 1567:1999 trattasi di una metodica ad estrazione. Un campione prova a norma viene polimerizzato in una forma metallica messa in muffola, rifinita dopo 24 ore e suddivisa in piccole parti. Una determinata quantità del polimerizzato viene estratto per 72 ore con acetone. Ultimata la preparazione della soluzione viene determinato il con-

tenuo di monomero residuo mediante gascromatografia o HPLC.

La determinazione del contenuto di monomero residuo secondo ISO 1567:1999 ha il vantaggio che la parte di monomero residuo estraibile del materiale per protesi viene rilevato come proprietà del materiale. L'influsso del gesso, del Separating Fluid o processi di diffusione sulla qualità della superficie e pertanto sul contenuto di monomero residuo viene tralasciato.

Come già illustrato, le condizioni di trasmissione termica nell'acqua con il processo di iniezione Ivocap sono notevolmente più complesse rispetto alla tecnica di pressatura universale. Ciò non ha soltanto un influsso sul decorso temporale dell'indurimento all'interno della muffola bensì anche sul contenuto di monomero residuo. A seconda del punto di misurazione sulle protesi realizzate con la metodica di iniezione SR Ivocap, varia il contenuto di monomero residuo. Poichè queste differenze nel contenuto di monomero residuo si formano a seconda della geometria della protesi e della muffola, questa differenza non può essere riprodotta con il metodo di controllo secondo ISO 1567:1999.



Fig. 7: Metodica dello studio: una sonda inserita sul lato anteriore e nelle vicinanze della diga termica misura il decorso di temperatura all'interno della muffola, durante la polimerizzazione di un campione in SR Ivocap Plus. Questo campione simula le condizioni in una protesi superiore piatta.

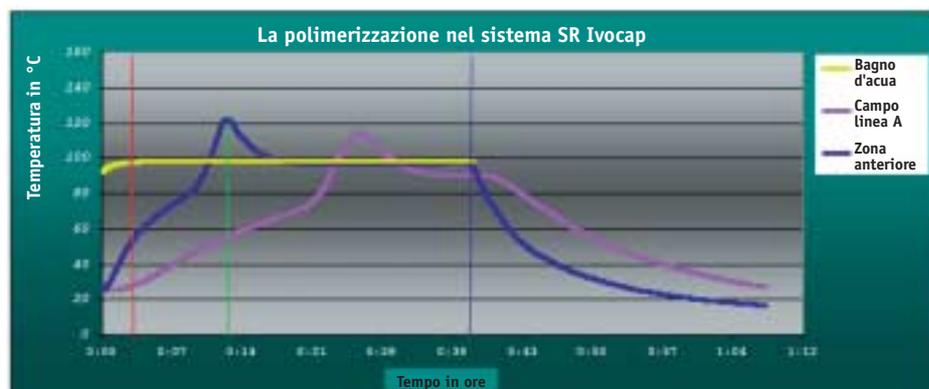


Fig. 8: Diagramma di temperatura/tempo della polimerizzazione a bollitura di SR Ivocap Plus (1 muffola in 20 litri di acqua)

Linea blu: decorso di temperatura del materiale in zona anteriore della protesi,

Linea rossa: decorso di temperatura del materiale sulla parte posteriore del campione (linea A simulata)

Le tre linee rossa, verde e blu demarcano il momento della ripresa di ebollizione, del tempo esotermico della parte anteriore e l'inizio della fase di raffreddamento.





Fig. 9a e b: realizzazione di campioni per la determinazione del contenuto di monomero residuo. Sinistra: forma metallica messa in muffola secondo ISO 1567:1999. Destra: protesi in cera nel gesso

Per ottenere indicazioni pratiche sul contenuto di monomero residuo, si devono polimerizzare nel gesso isolato protesi superiori anzichè campioni ISO. Esse vengono liberate da residui di gesso e conservate secondo ISO 1567:1999. Non è necessaria una rifinitura e lucidatura. Il contenuto di monomero residuo si determina mediante gascromatografia oppure HPLC.

Il contenuto di monomero residuo dei campioni secondo ISO 1567:1999 si trova fra 1,8 % e 2 % e corrisponde ai requisiti secondo ISO 1567:1999.

In condizioni di prassi quotidiana (p.e. polimerizzazione di una protesi in gesso) dopo 35 minuti di polimerizzazione si evidenzia una differenza nel contenuto di monomero residuo fra la parte anteriore della protesi e la zona della linea A. Questa differenza è da attribuirsi al gradiente termico. Polimerizzando la protesi messa in muffola con gesso per 60 minuti il contenuto di monomero residuo è fra 0,4 e 0,6 %; e non vi è quasi differenza fra il contenuto di monomero residuo fra linea anteriore e linea A.

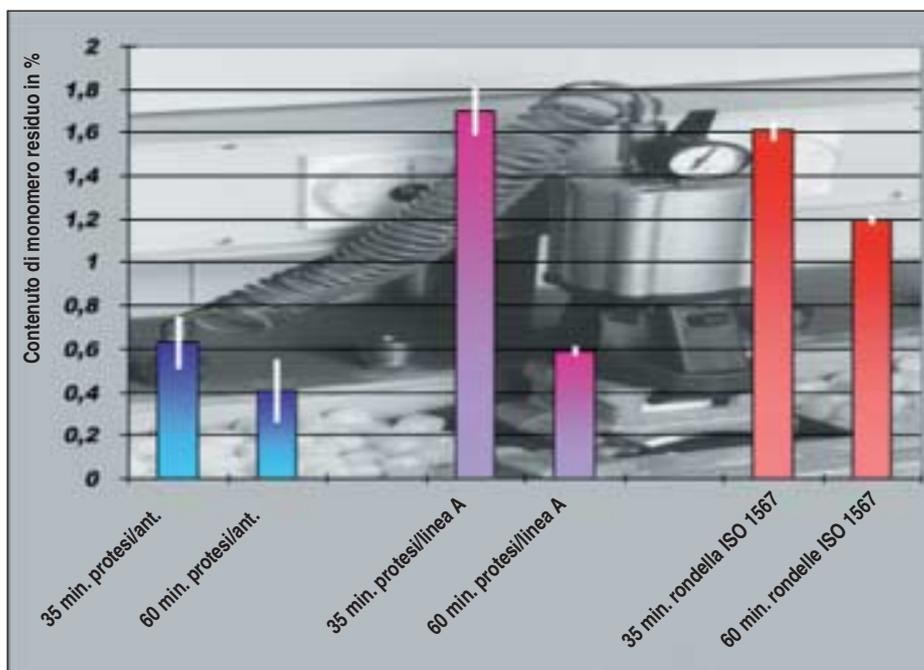


Fig. 10: Contenuto di monomero residuo di SR Ivocap Plus, secondo ISO 1567: 1999 e di protesi polimerizzate in muffola nella linea A e nella zona anteriore (vd. testo).  
 ● Barre blu: contenuto di monomero residuo di protesi polimerizzate in muffola nella zona anteriore della protesi, conservazione ed estrazione secondo ISO 1567:1999, dopo un tempo di polimerizzazione di 35 e 60 minuti.  
 ● Barre rosa: contenuto di monomero residuo di protesi polimerizzate in muffola nella zona della linea-A ed estrazione secondo ISO 1567:1999, dopo un tempo di polimerizzazione di 35 e di 60 minuti.  
 ● Barre rosse: contenuto di monomero residuo, secondo ISO 1567:1999, dopo un tempo di polimerizzazione di 35 e 60 minuti.

## Polimerizzanti a caldo a confronto con i polimerizzanti a freddo

Anche al giorno d'oggi la discussione in riguardo ai vantaggi ed agli svantaggi dei polimerizzanti a freddo è ancora attuale. I polimerizzanti a caldo dimostrano, rispetto ai convenzionali polimerizzanti a freddo, una sufficiente stabilità cromatica (May et al. 1992; Purnaveja et al 1992). Diversi studi dimostrano, che i polimerizzanti a caldo presentano anche un contenuto di monomero residuo minore dei polimerizzanti a freddo (Meiners et al., 1987; Scheuermann, 1981). Buyukyilmaz et al. (1997) hanno dimostrato, che l'adesione del materiale per protesi al dente in resina è migliore nei polimerizzanti a caldo che non in quelli a freddo.

La Fig. 11 illustra il legame migliorato nei polimerizzanti a caldo con il dente Antaris. Per queste immagini il monomero di un polimerizzante a caldo (Ivocap Plus) e di un convenzionale polimerizzante a freddo è stato colorato con un colorante solubile in monomero (Sudanrot G). Infine i campioni sono stati realizzati come di consueto. Nel campione in Ivocap Plus il monomero colorato penetra nell'Antaris rigonfiato, cosa che ci lascia presumere una buona adesione al dente. Nel campione in polimerizzante a freddo non è visibile nessuna penetrazione, si forma una chiara linea di separazione fra dente e base protesica.

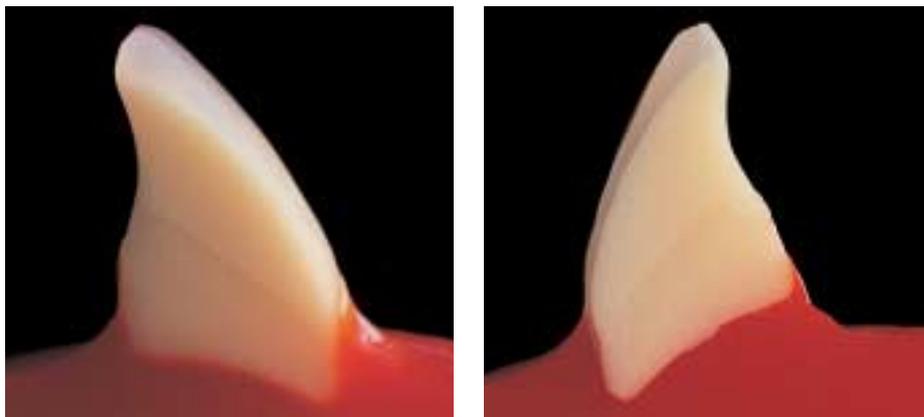


Fig. 11: Legame di Antaris con Ivocap Plus (sinistra) e con un polimerizzante a freddo (destra). Il monomero colorato di rosso di Ivocap Plus penetra nell'Antaris rigonfiato.



Fig. 12: Campioni in miscela di MMA/PMMA non colorato. Sinistra: con sistema di catalizzazione stabile a decolorazioni (a base di perossido/acido barbiturico). Destra: con un sistema di catalizzazione convenzionale (a base di ammina/perossido). Ripresa direttamente dopo la polimerizzazione

## Polimerizzanti a freddo

### Polimerizzanti a freddo convenzionali e polimerizzanti a freddo stabili alla decolorazione

Polimerizzanti a freddo convenzionali presentano un sistema di catalizzazione a base di perossido/ammina aromatica. Dalla metà degli anni 60 sono in commercio i polimerizzanti a freddo, che contengono un sistema di ossi-riduzione su base di perossido/acido barbiturico. Gross (1976) indicò che i polimerizzanti a freddo con un sistema di catalizzazione a base di perossido/acido barbiturico sono più stabili alle deco-

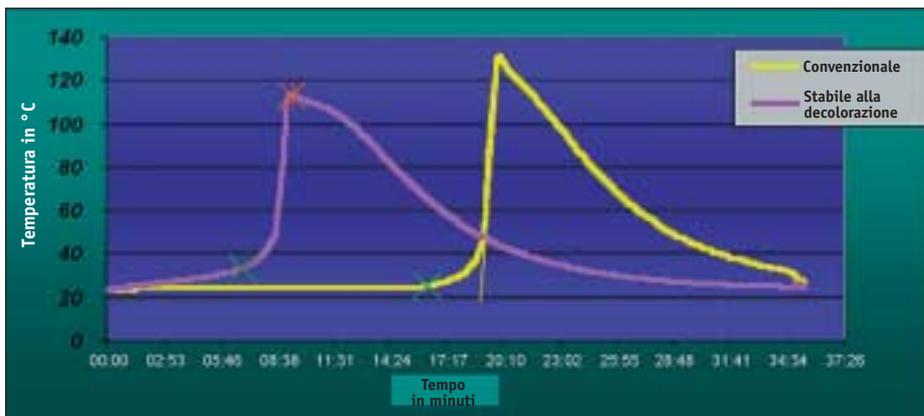


Fig. 13: Differente decorso di polimerizzazione di una miscela MMA/PMMA con sistema catalizzatore convenzionale e stabile alle decolorazioni. Nel sistema catalizzatore stabile alle decolorazioni, dopo la miscelazione, si riscontra un evidente aumento di temperatura, che velocizza il processo di rigonfiamento e di soluzione. Nel sistema di catalizzatore convenzionale la polimerizzazione inizia molto più tardi e senza precedente aumento di temperatura.

lorazioni. Un lavoro di Asmussen (1983) dimostrò che le ammine aromatiche terziarie sono responsabili della forte inclinazione alle decolorazioni dei polimerizzanti a freddo. In base a materiali per protesi non colorati, nella fig. 12 si evidenzia la differenza nella stabilità a decolorazioni dei polimerizzanti a freddo con diversi sistemi di catalizzazione.

Come illustra la fig. 13 i diversi sistemi di catalizzazione dei polimerizzanti a freddo convenzionali e stabili a decolorazione portano anche a diversi decorsi di polimerizzazione. La reazione del sistema ammina/perossido avviene improvvisamente ed ha una breve durata. Nei prodotti a base di acido barbiturico la reazione decorre in un periodo più lungo e cala più lentamente.

## Compatibilità biologica

La compatibilità biologica delle resine per protesi è di massima importanza per il successo clinico di un trattamento. Un elevato grado di polimerizzazione (possibilmente molecole a catena lunga) ed un'elevata trasformazione di polimerizzazione (inclusione possibilmente di molti gruppi reattivi) favoriscono le proprietà meccaniche e biologiche della protesi.

Per quanto riguarda la tossicità e allergenicità di materiali per protesi, il rischio per il paziente e per l'operatore sono da considerare separatamente.

Svariati rilevamenti epidemiologici confermano che su pazienti le allergie a componenti del sistema resinoso MMA/PMMA sono molto rari (Welker e Gebhardt, 1996). Il test epicutaneo utilizzato di norma per la diagnostica, può contribuire a dei chiarimenti, tuttavia in seguito alla diversa reattività di cute e mucosa non è comprovante. Sono possibili errate reazioni positive (Marx et al., 1982).

Invece per l'odontotecnico il MMA è sempre ancora l'allergene da resine più rilevante professionalmente (Kanerva e Estlander, 1993; Welker e Gebhardt, 1996). MMA è una sostanza

fortemente irritante per la cute, che quale solvente molto efficace, supera rapidamente le barriere di protezione ed in caso di azione prolungata, prima causa un eczema da contatto irritativo non allergico, e dopo un certo tempo un eczema da contatto allergico. PMMA correttamente polimerizzato è invece tossicologicamente sicuro.

Resine per protesi, come p.e. Microbase, in cui viene utilizzato come monomero un dimetacrilato ad alto peso molecolare, non sono privi di monomero, bensì soltanto privi di MMA. Monomeri a base di diacrilato non sono sicuri dal tipo allergologico (Welker e Gebhardt, 1996). Tutte le componenti della resina ed additivi (p.e. perossidi di benzoile, ftalati, ammine aromatiche ed alifatiche, antiossidanti, ecc.) possono determinare una sensibilizzazione.

Il mezzo più efficiente contro eczemi da contatto allergico alle mani è l'evitare contatto cutaneo con il monomero (liquido ed impasto) nonché una ottimale igiene cutanea.

## Conclusione

PMMA, a parte alcuni pochi svantaggi è un materiale eccellente per il trattamento protesico in zona orale. Lo svantaggio maggiore dei materiali per protesi su base PMMA consiste nel fatto che bisogna lavorare con la sostanza volatile metilmetacrilato. Il contatto con questa sostanza è molto spiacevole per l'operatore.

Per il ricercatore del materiale nei prossimi anni sarà una sfida sviluppare da un lato un sistema di materiale economico che semplifichi la realizzazione di protesi, finora molto dispendiosa e che dall'altro permetta l'utilizzo di sostanze innocue. Tuttavia deve essere mantenuto lo standard di PMMA affermatosi in campo clinico, con i suoi molti vantaggi nella stabilità e le eccezionali proprietà meccaniche.

## Bibliografia

DRP 684533, 1930

**Kunststoffe: Zusatz zum Hauptpatent 656642,**  
W.B./ Röhm & Haas

DRP 652821, 1935,

**Verfahren zur Herstellung von Prothesen für**  
**zahnärztliche Zwecke**

W.B./ Röhm & Haas

DRP 737058, 1936

**Verfahren zur Herstellung von Prothesen für**  
**zahnärztliche Zwecke oder andere Zwecke aus**  
**polymerisierten organischen Verbindungen**  
Kulzer & Co. G.m.b.h. in Frankfurt, Main

Anderson GC, Schulte JK, Arnold TG

**Dimensional stability of infection and conven-**  
**tional processing of denture base acrylic resin**  
Dental Technology 60 (1988) 394-398

Asmussen E

**Factors affecting the color stability of restora-**  
**tive resins**

Acta Odontol Scand 41 (1983) 11-18

Buyukyilmaz S, Ruyter IE

**Color Stability of Denture Base Polymers**  
Int J Prosthodont 7 (1994) 372-382

Dogan A, Bek B, Cevik NN, Usanmaz A

**The effect of preparation conditions of acrylic**  
**denture base materials on the level of residual**  
**monomer, mechanical properties and water**  
**absorption.**

J Dent 23 (1995) 313-318

Gross A

**Is the use of cold curing polymers justifiable in**  
**the production of definitive dentures?**

Quintessence Dent Technol (1976) 1 - 19

Kanerva L Estlander T u.a.

**Occupational allergic contact dermatitis caused**  
**by exposure to acrylates during work with**  
**dental prosthesis**

Contact Dermatitis 28 (1993) 268

Körper KH

**Gewebsverträgliche Vollprothesen - Merkmale**  
**des Polymerisationsverfahrens SR-Ivocap**

Zahnärztl Praxis 7 (1992) 258-268

Körper KH

**Werkstoffkundliche Analyse zur Indikation des**  
**SR-Ivocap-Polymerisationsverfahrens**

Zahntechnik 1 (1993a) 7-14

Körper KH, Körper S

**Experimentelle Untersuchungen zur**  
**Bruchfestigkeit von PMMA-**  
**Prothesenwerkstoffen**

Quintessenz Zahntech 19 (1993b) 1355-1367

Marx H, Ork K, Schubert A

**Zur Epikutantestung bei Allergien auf**  
**Prothesenkunststoff**

Dtsch Zahnärztl Z 37 (1982) 783-786

May, KB, Razzoog ME, Koran A, Robinson E

**Denture base resin: Comparison study of color**  
**stability**

J. Prostet Dent 68 (1992) 78

Meiners H, Weis M

**Zum Einfluss verschiedener**  
**Herstellungsverfahren von Totalprothesen**

Dtsch Zahnärztl Z 42 (1987) 803

Purnaveja S, Fletcher AM, Ritchie GM, Amin WM,  
Moradinas S, Dodd AW

**Colour stability of two self curing denture base**  
**materials**

Biomaterials 3 (1992) 249

Scheuermann H

**Zum Restmonomergehalt von Prothesenwerk-**  
**stoffen**

Dental-Labor 11 (1981) 1695

Schulz HH

**Zur Geschichte der Prothetik Teil III**

dental Labor XXVII (1979a) 1035

Schulz HH

**Zur Geschichte der Prothetik Teil IV**

dental Labor XXVII (1979b) 1197

Welker D, Gebhardt M

**Haut und Schleimhautkontakt in Konfrontation**  
**mit Prothesenkunststoffen**

Quintessenz Zahntechnik 22 (1996) 493-502

# Individualizzazione di denti artificiali



Konrad Hagenbuch  
Chimico

**L'aumento dei requisiti estetici nei confronti delle protesi mobili richiede una caratterizzazione individuale dei denti in resina. Per questi lavori di completamento e caratterizzazione sono indicati in modo ottimale i moderni materiali per ponti e corone. Specialmente i set di caratterizzazione fotoindurenti, di solito fluidi, stanno diventando sempre più popolari. Per i veri e propri lavori di completamento come adattamenti occlusali, allungamenti cervicali, ecc., si utilizzano masse dentina e smalto anch'esse fotoindurenti. Di regola non vi è niente da obiettare a questo procedimento finché si tengono in considerazione le serie differenze nelle classi di materiali dei denti prefabbricati e dei materiali di caratterizzazione. Queste differenze hanno conseguenze sul legame e pertanto anche sulla longevità del lavoro ottimizzato esteticamente. Il legame di questi diversi tipi di materiale necessita di un condizionamento superficiale mirato. Qui di seguito entrerà più dettagliatamente in merito alla problematica del legame, che per questi tipi di lavori di individualizzazione e completamento sono determinanti per il successo o l'insuccesso.**

sono tuttavia molto dispendiosi in termini di tempo e di costi. Le caratterizzazioni maggiormente utilizzate si limitano pertanto all'inserimento di colorazioni fissurali, incrinature dello smalto o completamenti nella zona occlusale e cervicale. In protesi parziale, sia i completamenti che anche le modifiche cromatiche sono molto più diffusi che in protesi totale, poiché vi è una maggiore necessità di adattamento alla dentatura residua.

## Materiali

Come già accennato nell'introduzione, i moderni compositi ed in particolare quelli fotoindurenti, specialmente per il loro confezionamento, sono molto indicati per i lavori di individualizzazione e completamento di cui abbiamo parlato. Tuttavia lo sviluppo di materiali per denti prefabbricati ha preso un'altra direzione rispetto ai sistemi di rivestimento estetico. Con l'immissione sul mercato di sistemi di reticolazione di dimetacrilati a più alto peso molecolare (Bis-GMA,

dimetacrilato di uretano, ecc.) e la possibilità di rafforzarli anche con elevate parti di riempitivi inorganici, questa divaricazione dagli anni 70 è diventata sempre maggiore. Fatta eccezione di pochi singoli tipi di denti microriempiti (p.e. Orthosit), la maggior parte dei denti in resina vengono prodotti sulla base di PMMA modificato. In contrapposizione i materiali per ponti e corone a base di PMMA vengono lavorati ed impiegati ormai soltanto per provvisori. Nelle seguenti tabelle, sono elencati alcuni tipici materiali per ponti e corone, nonché materiali per denti.

## Possibili individualizzazioni

Il modo più semplice per creare una individualizzazione è asportare la superficie dentale con fresa e lucidare. In tal caso si tratta di un adattamento funzionale, che di regola comporta svantaggi estetici. Le vere individualizzazioni [1] asportano l'intero strato di smalto fino al nucleo dentinale e lo ricostruiscono con materiale per ponti e corone. Questi provvedimenti estesi



Fig. 1  
Esempio di una protesi caratterizzata

Tabella 1:

Tipici materiali per rivestimento estetico		
Tipo di materiale	Struttura	Tipico esempio
Compositi microibrido	Microriempito, Miniriempito	CEROMER Targis
Compositi microriempiti	Microriempiti	Chromasit, Spectrasit
Resine non riempite	PMMA	Ivocron

Tabella 2:

Tipici materiali per denti artificiali:		
Tipo di materiale	Struttura	Tipico esempio
PMMA	Matrice PMMA, reticolato	SR Orthotyp-PE Vivodent-PE
DCL (Double Cross-linked)	PMMA modificato, polimero e matrice reticolati	SR Postaris, SR Antaris
Isosit	Dimetacrilato di uretano con riempitivo inorganico	SR Orthosit PE

Tabella 3:

Adesivo		
Tipo di materiale	Struttura	Tipico esempio
Composito microriempito	Microriempito < 15%	Composiv

## Scelta del materiale

La vera e propria scelta del materiale per la caratterizzazione dipende dai seguenti punti:

- Quale tipo di materiale del dente si caratterizza
- Quali materiali per rivestimento estetico sono a disposizione
- Quali requisiti devono soddisfare le caratterizzazioni o i completamenti

Oltre agli aspetti specifici del materiale, i materiali da rivestimento estetico si distinguono per il tipo di polimerizzazione e nella lavorabilità. Le resine per rivestimento estetico a base di PMMA non riempite, devono essere miscelate prima dell'applicazione, poiché sono disponibili come materiale a due componenti. Ve ne sono a disposizione sia nella variante a caldo che a freddo. Per un indurimento ottimale, privo di porosità, la polimerizzazione dovrebbe avvenire in pentola a pressione. Nell'utilizzo con indurimento a calore, i denti devono essere caratterizzati ed induriti prima dell'inserimento nella protesi, per evitare deformazioni della base protesica. Ciò vale anche per i compositi microriempiti con indurimento a calore. La maggior parte dei materiali per rivestimento estetico attualmente utilizzati sono disponibili come variante monocomponente e sono fotoindurenti. I vantaggi consistono nella veloce polimerizzazione, nonché la possibilità, di caratterizzare i denti dopo la polimerizzazione della protesi.

Negli assortimenti dei relativi materiali da rivestimento estetico, di regola sono contenute componenti di caratterizzazione a colorazione intensa. Queste masse fluide presentano composizioni comparabili alle paste dentina e smalto, tuttavia con contenuto di riempitivo ridotto.

Fig. 2  
 Immagini di tensione 3D-ESPI. Stati di tensione ad un carico di 100N, evidenziati grazie all'interferometro al laser [6].

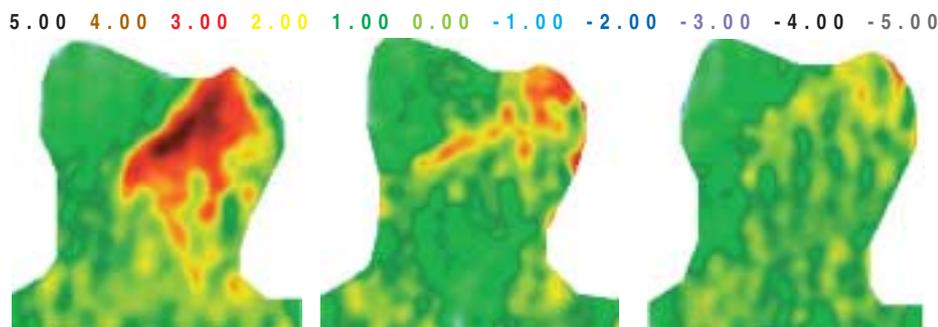


Fig. 2.1:  
 Targis su Orthotyp  
 senza adesivo

Abb. 2.2:  
 Targis su Orthotyp  
 con adesivo

Abb. 2.3:  
 Targis su Orthosit  
 con adesivo

Dal grafico qui sopra si nota che le maggiori tensioni sono riconoscibili sul dente SR Orthotyp individualizzato con Targis smalto senza adesivo (fig. 2.1). La causa è data dalle eccessive differenze del modulo di elasticità. L'impiego di un adesivo (fig. 2.2) riduce notevolmente le punte di tensione. La distribuzione più omogenea delle tenzioni viene data dalla variante con il dente SR Orthosit in combinazione con l'adesivo.

**Tabella 4:**

Modulo di elasticità materiali per ponti e corone e denti

		Modulo E in MPa
Materiali per denti	SR Orthotyp-PE	3000
	SR Postaris/SR Antaris	3300
	SR Orthosit-PE	5100
Materiali per ponti e corone	SR Ivocron	3000
	SR Spectrasit	2150
	SR Chromasit	2500
	Targis Schneide	11000
	Targis Stains	3050
Adesivo	Composiv	3400

**Tabella 5:**

Resistenza al taglio di materiali per ponti e corone e per denti scelti con e senza adesivo

	Adesivo	Targis Smalto	Spectrasit Smalto	Chromasit Smalto	Ivocron hot
Vivodent-PE	Con Composiv	23.1±3.4	15.2±2.4	14.1±1.6	20.6±6.4
	Senza Composiv	9.6±3	4.1±0.2	12.4±8.8	26.4±2.3
SR Orthosit	Con Composiv	26.7±11.1	21.0±8.9	14.5±3.8	12.3±3.1
	Senza Composiv	8.7±1.5	0.9±0.4	11.5	17.1±7.0
SR Postaris	Con Composiv	18.6±1.6	19.9±9.1	15.3±1.9	13.5±3.7
	Senza Composiv	nessuna adesione	nessuna adesione	11.4±6.1	48.9±7.4

## Aspetti fisici

### Modulo di elasticità

Nell'unione di componenti di materiale il modulo di elasticità rappresenta un'importante misura di riferimento. Nella tabella 4 sono visibili i moduli di elasticità (Moduli E) di alcuni materiali per denti e per ponti e corone. Questa costante del materiale ci permette delle affermazioni sul comportamento di tensione e di estensibilità dei singoli materiali. In tal caso il modulo di elasticità dei due materiali da unire dovrebbe essere possibilmente vicino. Se questo non avviene, lungo le superfici di unione si arriva a delle punte di tensione, che a loro volta possono avere come conseguenza un precoce fallimento (frattura) delle superfici di unione. Queste punte di tensione, rispettivamente stati di tensione si possono rappresentare con un interferometro al laser (vedi fig. 2). Per ottenere ugualmente un buon valore di adesione fra due materiali con moduli di elasticità molto differenti, è necessario interporre uno strato ammortizzante. Questo strato intermedio, per esempio un adesivo o Primer, deve scaricare le punte di tensione oppure distribuirle omogeneamente. Questi vengono applicati preferibilmente come primo strato sulla parte da completare.

Un esempio è Composiv della Ivoclar. È stato provvisto di uno specifico reticolante elastico, ad alto peso molecolare, che permette una distribuzione di tensione (ammortizzazione) fra dente e materiale per ponti e corone.

Il modulo E dell'adesivo in tal caso non è di importanza primaria, mentre invece fra i criteri determinanti vi è piuttosto la plasticità e la buona reticolazione. Per assicurare una sufficiente capacità ammortizzante dell'adesivo è necessario uno spessore minimo di 200 µm.

Nella tabella 5 è raffigurato l'influsso di questo adesivo sulla resistenza di unione di diversi materiali per ponti e corone e per denti, in base ad esempi scelti.

**Tabella 6:**

*Decorso schematico di individualizzazioni*

Fasi di lavoro:	Materiale da rivestimento estetico	
	Microibrido e microriempito	PMMA non riempito
1. Rifinitura della superfici dentali dentali da caratterizzare	sì	sì
2. Sabbiatura con Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ca. 150 µm, 1 bar	sì	sì
3. Umettamento con monomero per protesi, tempo di azione 2-4 minuti	sì	sì
4. Applicazione e polimerizzazione dell'adesivo, spessore 200 µm	sì	no
5. Applicazione del materiale da rivestimento estetico e polimerizzazione secondo indicazioni del produttore	sì	sì

## Resistenza al taglio

La resistenza al taglio è stata rilevata in base alla Norma ISO 10477 [ 7].

## Condizionamento superficiale

La premessa per un legame buono e duraturo è la corretta preparazione della superficiale di substrato. A tale scopo si dovrebbe creare possibilmente una superficie grande, priva di umidità, polvere e grassi. Una sabbiatura (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ca. 150 µm, 1 bar pressione) con conseguente pulizia con aria compressa priva di olii è indicata allo scopo. Per prevenire successive contaminazioni, si dovrebbe cominciare con la straticificazione subito dopo la sabbiatura.

## Umettamento e pre-rigonfiamento

Serie di test hanno dimostrato, che un'applicazione sulle superfici di unione irruvidite di monomero per protesi ed un tempo di azione di 2-4 minuti porta a risultati chiaramente maggiori e più omogenei. Questi risultati sono stati confermati anche da Papazoglou e Vasilas in uno studio. L'applicazione di monomero crea una buona pre-reticolazione della superficie grazie al metimetacrilati ed ai reti-

colanti a breve concatenazione e fluidi contenuti nel monomero. Contemporaneamente, nei 2-4 minuti di tempo di azione, il monomero reattivo penetra nello strato superiore irruvidito del dente. Grazie a questa pre-reticolazione e rigonfiamento la superficie del dente è più facilmente umettabile con componenti ad alto peso molecolare in forma di pasta.

## Presupposti per l'adesione

L'adesione si basa su legami chimici e/o fisici. Di norma, alla base dell'adesione vi sono tre fattori [5]:

- **Il legame meccanico:**  
Il fissaggio meccanico o ancoraggio su superfici irruvidite in seguito a penetrazione dell'adesivo negli incavi. L'ancoraggio meccanico su superfici completamente piatte non crea alcuna adesione.
- **Il legame fisico:**  
Le forze fisiche di attrazione e di assorbimento, che agiscono fra gli atomi in parte di natura diversa e le molecole delle superfici a contatto. Ciò è reso possibile grazie ad un buon umettamento.
- **Il legame chimico:**  
Legami chimici che si creano fra atomi e molecole delle superfici sovrapposte (forze di assorbimento)

Nel caso specifico della caratterizzazione di denti, l'adesione dei materiali da rivestimento estetico ed adesivi verso il dente si può descrivere più propriamente con l'ancoraggio meccanico ed il legame fisico.

Questi meccanismi di adesione sono già stati ampiamente discussi in molteplici Report Ivoclar [2,3] e possono essere ivi riletti.

## Rifinitura e lucidatura

Nella rifinitura e rispettivamente lucidatura dei denti caratterizzati, si deve considerare il fatto che i diversi materiali presentano anche differenti proprietà di rifinitura e lucidatura. In caso di incauta rifinitura rispettivamente lucidatura, possono crearsi scalfini sulle zone di legame, dovuti al differente asporto di materiale, che danno l'impressione di un legame insufficiente.

## Conclusioni

Denti artificiali prefabbricati sono caratterizzabili e completabili con materiali rivestimento estetico indipendentemente dal tipo di materiale di cui sono realizzati, viene rispettato il corretto tipo di procedimento. Ciò presuppone che in caso di materiali da rivestimento estetico microriempiti e microibridi venga utilizzato un adesivo. Materiali da rivestimento estetico bicomponenti su base PMMA non necessitano di adesivo. La pre-reticolazione con un monomero per protesi comporta un vantaggio determinante e dovrebbe quindi essere utilizzata in ogni caso.

## Bibliografia

1. Neue Möglichkeiten beim Individualisieren von Kunststoffzähnen. Fischer und Mayer. Dental-Labor, XLV, Heft 1/97
2. Ivoclar-Report Nr. 7
3. Ivoclar-Report Nr. 11
4. Papazoglou E, Vasilas AI; Shear bond Strengths for composite and autopolymerized acrylic resins bonded to acrylic resin denture teeth. J Prosthet Dent 82 (1999) 573-578
5. E. Schindel-Bidinelli, Strukturoesses Kleben und Dichten; R. Hinterwaldner Verlag München
6. 3D-ESPI, Dr. Ettemeyer GmbH & Co. Neu-Ulm; Deutschland
7. EN ISO-Norm 10477: 1996/prA1: 1999

## Colore e presa del colore

### L'interazione di luce e colore

Isaac Newton (1643 - 1727) scoprì per primo, che la luce bianca del sole è la fonte di tutti i colori, conducendola attraverso un prisma. Il prisma suddivide la luce secondo diverse lunghezze d'onda, per cui si formano i noti colori spettrali dell'arcobaleno. Conducendo questi colori spettrali attraverso un ulteriore prisma, essi si ricompongono in luce bianca. Prelevando dallo spettro una determinata lunghezza d'onda (quota di colore), la luce rimanente assume una tonalità cromatica definita.

La miscelazione cromatica additiva si basa sui colori primari blu, verde e rosso. Miscelando la luce dei tre colori primari additivi si possono creare tutti i colori del nostro spettro, incluso il bianco incolore.

Contrariamente alla miscelazione cromatica additiva, la miscelazione cromatica sottrattiva avviene togliendo (sottrazione) determinate lunghezze d'onda. La luce penetra strati di colorante o pigmento, che agiscono da assorbente, oppure riflettono. I colori di base (colori primari) della miscelazione cromatica sottrattiva, con i quali lavorano principalmente odontoiatri/odontotecnici, ma fra l'altro anche le stampanti, sono giallo, cyan, magenta e nero. Miscelando i colori sottrattivi si ottiene il nero.

Rimaniamo alla luce più naturale, la luce del sole. Essa irradia diverse onde elettromagnetiche (dalle onde elettromagnetiche non ionizzanti, fino alle radiazioni gamma ricche di energia) con una potenza di ca.  $3,72 \times 10^{26}$  Watt. In questo grande campo di radiazioni, la luce visibile all'uomo è limitata ad un campo relativamente piccolo dai 380 nm ai 780 nm.

Nel campo inferiore ai 380 nm vi è la fascia molto sottile e ricca di energia delle radiazioni ultraviolette.

Questa si suddivide grossolanamente in tre campi:

- Radiazioni UVA = 380–315 nm
- Radiazioni UVB = 315–280 nm
- Radiazioni UVC = 280–100 nm

Nella scala oltre i 780 nm abbiamo il grande campo delle radiazioni ad infrarossi.

Questo si divide in quattro campi:

- radiazione IR vicina = 780–3000 nm
- radiazione IR media = 3000–6000 nm
- radiazione IR lontana = 6000–15000 nm
- radiazione IR estrema = 15000–100000 nm

La luce ultravioletta, come anche quella infrarossa, non sono visibili per l'uomo.

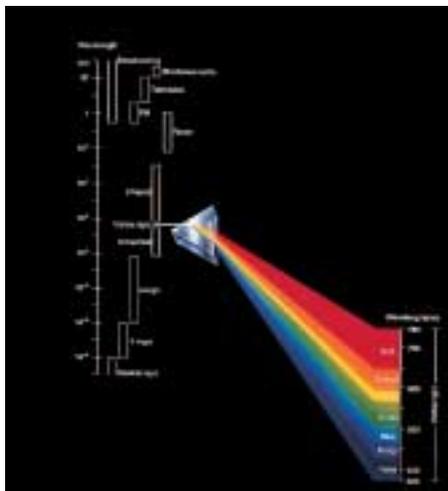


Fig. 1  
Spettro



Michael Reis  
Chimico e colorista

### Fattori influenti sulla visione dei colori

Certe componenti della luce vengono assorbite dagli oggetti, altre vengono riflesse. La luce rimanente che ne risulta, attraverso l'occhio esercita nel cervello una stimolazione cromatica. Così le cellule sensoriali, i cosiddetti zaffi e bastoncelli, che sono distribuiti sulla retina sul retro dell'occhio percepiscono nero, bianco e colore. I circa sei milioni di zaffi reagiscono alla composizione spettrale della luce. Essi ci permettono di vedere i colori e di distinguere le tonalità cromatiche fra di loro. Poiché però per il loro compito necessitano di relativamente tanta luce, i colori possono essere visti soltanto a partire da una certa intensità di illuminazione. I zaffi si possono suddividere in tre gruppi: uno reagisce soprattutto alla luce ad onde corte (blu), il secondo a onde medie (verde) ed il terzo ad onde lunghe (rossa), ognuno nel campo percepibile da 380 a 780 nm.

I circa 120 milioni di zaffi sono altamente sensibili alla luce per la percezione umana e possono distinguere soltanto chiaro e scuro. Ciò significa, che al crepuscolo o al buio si vede principalmente attraverso i bastoncelli. Questo è il motivo per la visione ridotta o completamente mancante dei colori al crepuscolo o al buio.

La posizione degli zaffi e dei bastoncelli sulla retina influisce il nostro giudizio cromatico. Al centro della retina si trova la macchia gialla (Fovea), nella quale vi sono zaffi. Intorno a questa macchia si mescolano zaffi e bastoncelli, mentre il numero degli zaffi diminuisce con l'aumentare della distanza dal centro.

Per il giudizio cromatico di un oggetto è determinante la composizione cromatica dello spettro della fonte di luce. Ciò significa, che se ad una luce "bianca" utilizzata per il giudizio cro-

matico manca un determinato campo nello spettro, il campione non può riflettere questa lunghezza d'onda. Un dente per esempio in caso di giallo mancante nello spettro di luce non può mostrare un punto di giallo (ciò vale naturalmente anche per qualsiasi altra tonalità cromatica). Ciò dimostra, che il colore non è una caratteristica del corpo (dente/corona), bensì che si forma soltanto attraverso la luce (spettro) a disposizione. Per questo motivo, uno spettro definito e costante è particolarmente importante.

Ma qui si riscontrano problemi. Già la stessa luce del sole presenta a seconda dell'ora un differente spettro. Poiché la luce del sole al mattino ed alla sera percorre una via più lunga che non a mezzogiorno, quando il sole è perpendicolare rispetto all'osservatore, a mezzogiorno la componente blu della luce è più elevata. Ne risulta quindi una luce più "bianca". Il cielo appare blu, perché alle molecole ed atomi

nell'atmosfera, la luce blu diffonde ca. 10 volte più forte in tutte le direzioni rispetto alla "rimanente luce rossa". Le parti ad onde corte prevalgono in questa "luce diffusa" rispetto alla luce incolore incidente direttamente dal sole. Questo effetto di diffusione dell'atmosfera è dovuta in parte alla contaminazione (particelle di polvere/aerosol) o ad un aumento di umidità dell'aria. Ancora più complicato è il comportamento con la luce artificiale, che produce spettri molto differenzianti. Pertanto in un laboratorio o in uno studio devono essere utilizzate specifiche lampade da tavolo a luce diurna, con una temperatura cromatica di ca. 5'500 gradi Kelvin (temperatura superficiale del sole = 6'000 gradi Kelvin) ed una potenza di luce di 1200 - 1500 Luc. Questa corrisponde all'incirca alla luce diurna.

Attraverso i diversi spettri si riscontra un fenomeno, che può condurre a problemi:

## La metameria

Con metameria si intendono due oggetti che sotto una luce definita (spettro), visivamente corrispondono fra di loro, ma che ad un cambio della fonte di luce (spettro) però fanno riconoscere evidenti differenze cromatiche. Il motivo di ciò è la differente qualità chimico-fisica dei pigmenti. In pratica ciò determina problemi, quando un restauro dentale in ceramica o composito in condizioni di luce ambientale date o definite visualmente viene adattato in modo ottimale al corrispondente naturale. Ad osservazione con luce diurna possono affiorare discrepanze cromatiche più o meno rilevanti.



Fig. 2a + 2b  
A mezzogiorno prevale la componente di luce blu, alla sera la componente rossa



Fig. 3a + 3b  
Differenze di colore metamere fra "luce al neon" e "luce diurna"

Anche le condizioni personali quotidiane hanno un influsso da non sottovalutare. In locali molto scuri o molto luminosi si crea un cosiddetto contrasto simultaneo, che si rafforza ulteriormente, se l'odontotecnico ha un arredamento contrario rispetto all'odontoiatra. Ciò significa che in un locale arredato di "scuro" un dente o una corona viene sempre scelta più scura rispetto che in un locale chiaro, bianco. Una corona su uno sfondo bianco non sembra così chiara come invece su uno sfondo nero. Questo è da considerare anche nella presa del colore in bocca al paziente, poichè il cavo orale come sfondo è molto scuro.

La struttura superficiale dell'oggetto da giudicare (lucido, opaco, bagnato, asciutto) ha anch'essa un notevole influsso sul suo colore. Questo arriva addirittura fino al punto che specialisti possono influire o correggere l'aspetto cromatico di un dente soltanto con una topografia.

## L'opacità

Con opacità o torbidità si descrive la traslucenza rispettivamente trasparenza di un oggetto. Anch'essa è un ulteriore fattore determinante nella determinaizone cromatica. Nel caso ideale si compone soltanto di pigmenti bianchi diffondenti. La seguente suddivisione descrive valori limite correnti:

Materiali opachi sono per esempio metalli poichè lasciano penetrare la luce soltanto fino a ca. 0,1 mm. Materiali traslucenti sono per esempio quasi tutti i materiali dentali, poichè lasciano penetrare la luce fino a ca. 10 mm. Materiali trasparenti sono acqua e vetro, poichè lasciano penetrare la luce per più metri. L'opacità è definibile esclusivamente in relazione con uno spessore/altezza campione definito. Ossia in caso di opacità fissa del materiale si può anche ottenere una differente opacità utilizzando diversi spessori.

Nel settore dentale l'opacità ha un'importanza notevole, poichè quasi

tutti questi materiali possiedono una più o meno elevata traslucenza. I prodotti finiti, denti, corone, otturazioni, materiali per protesi, ecc. devono presentare una certa traslucenza predefinita, per avvicinarsi nell'aspetto all'esempio naturale. Nella moderna tecnica dentale ciò richiede una costruzione in più strati di opacità differenti (concentrazione di mezzi intorbidenti). La differente opacità di smalto e dentina sul dente vitale è un fattore importante nella routine quotidiana, fattore purtroppo spesso trascurato. Questo è un fattore individuale, che dipende tuttavia dall'età del paziente. Persone giovani hanno denti molto opachi ad alto contenuto di

minerali, mentre con l'andare degli anni i denti demineralizzano, ossia, hanno un aspetto più trasparente/vetroso, mettendo in evidenza maggiormente ogni colore contenuto nel dente.

In pratica significa, che denti "trasparenti" con meno pigmenti colorati hanno un aspetto più saturo rispetto a denti opachi, nei quali l'effetto cromatico, in seguito alla maggiore opacità viene notevolmente compromesso.

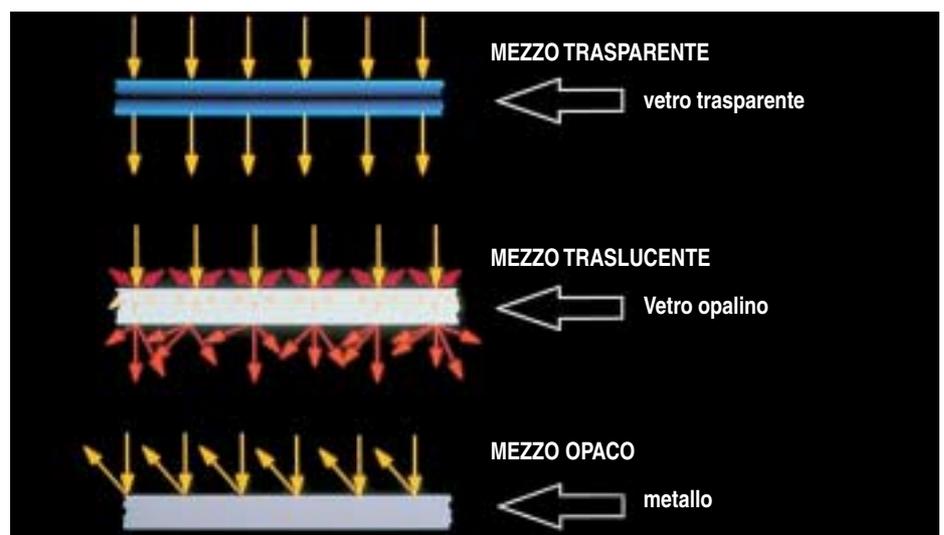


Fig. 4  
Definizione dell'opacità

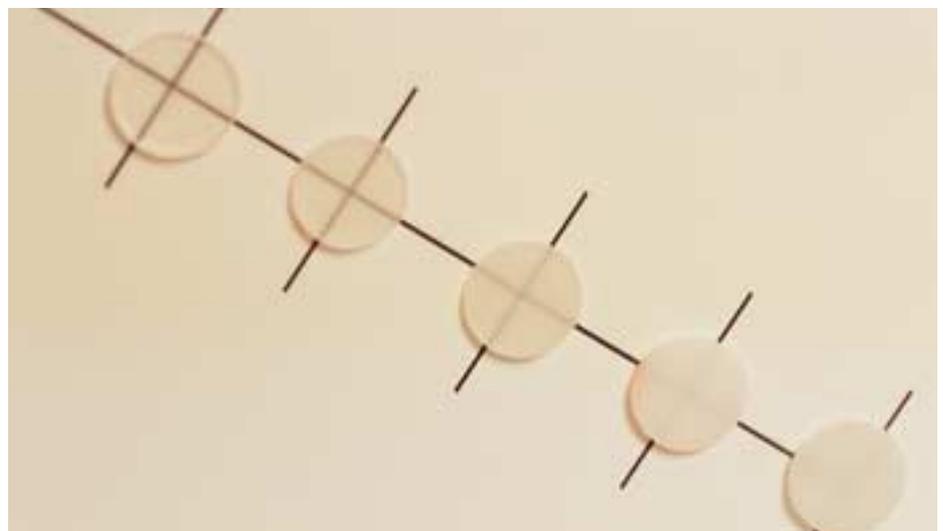


Fig. 5  
Diversa opacità

## La fluorescenza

Un ulteriore, importante fattore in crescita è la fluorescenza. Essa si forma attraverso speciali pigmenti (terre rare, ecc.) che cedono immediatamente energie assorbite di luce ultravioletta, (che può essere anche luce visibile o luce IR) al campo visibile.

Questo effetto ha luogo anche a luce diurna, ma nella maggior parte dei casi viene coperto dalla luce solare più forte (solo 1,5% dei raggi solari che raggiungono la superficie terrestre si compongono di luce ultravioletta). Particolarmente evidente è la fluorescenza in lampade ultraviolette ricche di energia, per esempio in discoteche. In tal caso materiali fluorescenti non presenti o troppo impiegati possono creare spiacevoli sorprese. Poiché la molteplicità dei denti naturali determina anche l'emissione di fluorescenza, che dipende dal colore del nucleo del dente o della corona. In zona incisale la fluorescenza è praticamente inesistente, invece in zona dentinale è relativamente alta e caratterizzante per l'intero dente. In zona cervicale la fluorescenza è accentuata al massimo, e viene inoltre influenzata ancora maggiormente dalla gengiva. A causa della gengiva non fluorescente è presente anche un valore di contrasto, che rafforza ulteriormente l'effetto bianco-blu luminoso.

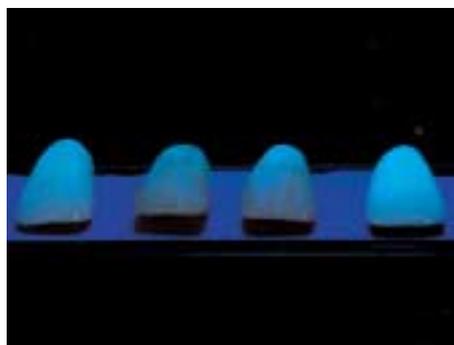


Fig. 6  
Diversa fluorescenza alla luce UV

## L'opalescenza

L'opalescenza nei denti naturali si riscontra principalmente in zona incisale. Quasi ogni produttore utilizza materiali opalescenti in forma di pigmenti o di speciali cristalli di vetro. La semplice forma di questo effetto ottico si basa soltanto sul diverso effetto di diffusione di luce ad onde lunghe (rossa) ed onde corte (blu). In denti o corone realizzati con l'utilizzo di materiali opalescenti con luce dall'alto si riscontra un bagliore azzurrognolo. Invece osservato con luce passante, appare rosso/arancione. La riproduzione della forma reale dell'opalescenza è più difficile e molto dispendiosa. Si basa su interferenze, che in natura possono essere osservate in forma accentuata nell'opale, nelle ali degli insetti o nelle bolle di sapone. Questi oggetti iridescenti in tanti colori ottengono il loro effetto attraverso il riflesso di luce sulla superficie di separazione di diversi strati contigui (strati di interferenza) o attraverso diffrazione di reticoli ottici. Reticoli artificiali si producono con vetri speciali nei quali si creano su di un millimetro più



Fig. 7a + 7b  
Opalescenza dei vetri

di 500 scanalature. Nell'opale, piccole sfere di ossido di silicio in combinazione con gocce d'acqua microscopiche, creano un reticolo di cristalli.

## L'effetto camaleontico

L'effetto camaleontico è auspicabile, deve però essere considerato nella scelta del colore. Con questa variante di giochi di luce si intende la caratteristica della determinazione cromatica di denti contigui o corone. Questo fenomeno si verifica principalmente in materiali relativamente trasparenti. In casi dubbi, è necessario scegliere sempre la tonalità cromatica, la cui saturazione cromatica (croma) è minore ed il cui valore cromatico è maggiore, ottenendo in tal modo un restauro estetico.

I professionisti approfittano di questo effetto e creano passaggi verso i denti contigui esteticamente belli e perfetti.



Fig. 8a + 8b  
Sezione di un dente naturale con smalto opalescente



## Misurazione cromatica/ apparecchi per la misurazione cromatica

Per fornire all'odontoiatra ed all'odontotecnico materiali ben impieghabili, di effetto naturale in qualità costante, il produttore oltre che dell'apparenza deve servirsi anche della colorimetria. L'occhio è in grado di distinguere fino a 10 milioni di tonalità cromatiche, ma non è in grado di riprodurre colori dalla memoria. Inoltre è difficile trovare esatte denominazioni, perchè la percezione del colore è sempre soggettiva.

Oppure siete in grado di comunicare di primo acchito al vostro vicino la vostra percezione di verde abete o rosso carminio? Per questo motivo è necessaria la colorimetria, un collegamento fra le proprietà fisiologiche e la tecnica di misurazione cromatica. Nella tecnica di misurazione cromatica vengono utilizzati due tipi di apparecchiature, che eseguono misurazioni comparative fra lo standard cromatico ed il campione.

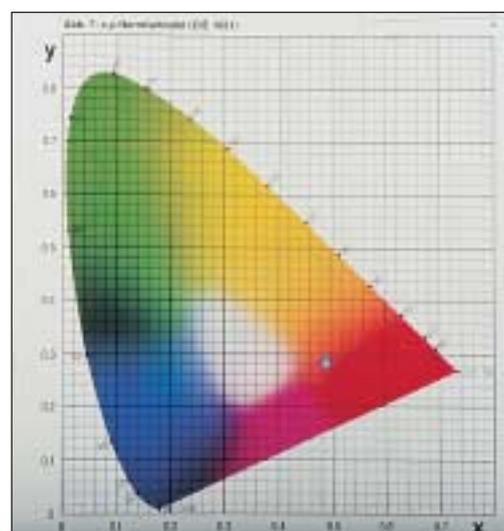
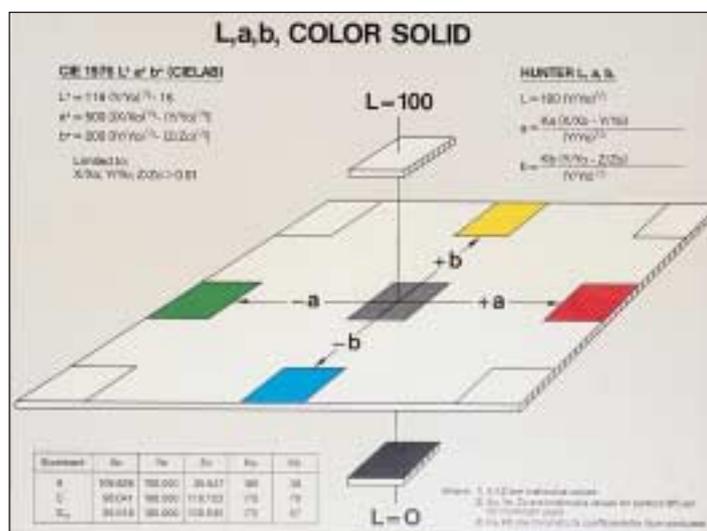
**Gli apparecchi di misurazione a tre campi o tre filtri** sottostanno al seguente principio: una fonte di luce a norma (D65/A) crea la luce necessaria alla misurazione. Questa viene suddivisa nei colori primari attraverso uno o più gruppi di filtri. In apparecchiature più moderne una luce bianca viene diretta (di solito luce Xenon) sul cam-

pione e determinata la "luce restante". Il vantaggio di queste apparecchiature è il prezzo relativamente economico e la loro precisione relativamente alta in caso di misurazione di differenze cromatiche. I risultati di misurazione generalmente vengono rilevati in forma di "valori L\*a\*b\*" secondo il sistema CieLab. La riproducibilità a lungo termine è minore rispetto ai colorimetri spettrali. Grazie alle sue dimensioni ridotte è impiegabile quasi dappertutto.

**Colorimetro spettrale o fotometro** sono apparecchi che lavorano con procedure spettrali. Il loro elemento base è una fonte di luce, il monocromator e diodenarrays, Luce bianca viene suddivisa in colori spettrali nel monochromator oppure mediante filtri appositi. Si rileva quindi la luce restante. Il vantaggio di questi apparecchi è la creazione di una curva di remissione, attraverso cui è possibile rendere visibile in un diagramma l'assorbimento (effetto cromatico) dell'intero o parziale spettro. Inoltre questi apparecchi garantiscono una riproducibilità a lungo termine. Il prezzo di questi apparecchi di regola tuttavia è notevolmente più elevato rispetto agli apparecchi di misurazione a tre campi, inoltre questi apparecchi nella maggior parte dei casi sono a stazione fissa. Entrambi i tipi di apparecchi funzionano molto bene in caso di uso specifico. Quasi tutti gli apparecchi di misurazione cromatica sono o di tipo di misurazione di assorbimento o di misurazione di tra-

smissione. Cioè, le misurazioni cromatiche possono funzionare soltanto se le proprietà fisiche dei materiali sono o molto opache o molto trasparenti, rispettivamente colorate o incolore. La struttura dei campioni prova deve essere omogenea e la superficie da misurare assolutamente piatta e liscia, onde ottenere risultati seri. La ditta Ivoclar sta' sviluppando un sistema di misurazione che comprende contemporaneamente entrambi i fenomeni ottici, assorbimento e traslucenza. Con questo principio possono essere rilevati colorimetricamente materiali traslucenti, se sono omogenei. In tal modo possono essere finalmente offerti al cliente prodotti con proprietà ottiche costanti. Negli ultimi tempi, sono stati spesso eseguiti tentativi di rilevare il colore dei denti e delle corone mediante "apparecchi di misurazione del colore dentale"; ma sono ancora ai primordi. Vale tuttora: l'occhio rimane il metro di misura.

In conclusione di questa breve escursione nella tecnica di misurazione cromatica si può affermare che un apparecchio di misurazione cromatica impiegato in maniera sensata unitamente ad un efficace controllo iniziale, intermedio e finale offre al cliente una costante qualità nel colore, opacità e fluorescenza.



## La scelta del colore sul paziente

Poichè le conoscenze dalla fisica nella determinazione cromatica sul paziente, non sempre possono essere messe in pratica direttamente e d'altro canto si richiede un manufatto protesico di effetto naturale, sono necessari compromessi. Una presa del colore ottimale sul paziente presuppone la corrispondenza delle ideali condizioni operative nello studio dentistico ed in laboratorio. I punti possono essere i seguenti:

- Possibilmente luce a nord, ma per esempio un bosco scuro davanti alla finestra come contrasto ha un effetto svantaggioso.
- Requisito indispensabile per la valutazione ottica è un'illuminazione a norma in forma di lampada a luce diurna (D65, Daylight, TrueLight etc.).
- Sul posto di lavoro la temperatura cromatica dovrebbe essere di 5'000 -5'500 gradi Kelvin e la potenza di illuminazione 1200-1500 Lux. Con relativi tubi a luce diurna di 200 Watt ad un'altezza di ca. 2,8 m si illumina un posto di lavoro di ca. 5 m<sup>2</sup> soddisfacendo all'incirca questi requisiti.
- La colorazione di un ambiente specifico per la determinazione cromatica o almeno lo sfondo dovrebbe essere, se possibile, in colore neutro (grigio chiaro/Munsell 4-7)
- Nell'ambiente previsto per la determinazione cromatica non devono esservi oggetti di colore vivace (tende, piante, quadri, ecc.). E'importante che queste condizioni concordino sia sul posto di lavoro dell'odontotecnico che dell'odontoiatra.
- I denti naturali durante il trattamento si asciugano ed hanno quindi un aspetto molto più opaco (bianco). Pertanto è necessario determinare il colore al paziente velocemente oppure umettare di tanto in tanto con saliva.
- Gli occhi dell'osservatore si stancano molto rapidamente. Cioè il colore dovrebbe essere preso al primo sguardo, cosa che in pratica spesso avviene in modo inconsapevole.
- Con la Chromascope si determina prima il colore dentinale di base. Il gruppo cromatico così scelto viene prelevato dalla base della scala colori. Con questo gruppo cromatico si determina il colore del paziente. Anche in tal caso di dovrebbe inumidire il relativo dente della scala colori (effetto lucentezza). Una scala colori può rappresentare solo un accostamento rispetto al dente naturale. Se il colore rilevato non è sufficientemente identico al colore della scala colori o se è fra due colori della scala, il colore scelto dovrebbe essere quello con la minore saturazione di giallo. In tal modo è possibile eseguire più facilmente le correzioni cromati-

che desiderate che non al contrario. Per la caratterizzazione si impiegano cosiddetti campionari masse, con i quali si possono determinare senza problemi decolorazioni dello smalto, incrinature dello smalto, macchie di calcio, ecc.

- In una protesi parziale vengono sempre presi come esempio i denti contigui vitali.
- Per la protesi totale la scelta cromatica non è necessaria, in quanto mancano punti di riferimento in forma di denti naturali ancora presenti. Se possibile, il colore dovrebbe essere giudicato in base ai denti presenti, prima dell'estrazione. Altrimenti è necessario considerare l'età del paziente (vedi opacità). Se si lascia la determinazione cromatica al paziente, spesso vengono scelti colori troppo bianchi.

Con queste conoscenze e con lavori eseguiti professionalmente si realizzano soluzioni protesiche, che si avvicinano notevolmente all'esempio della natura.

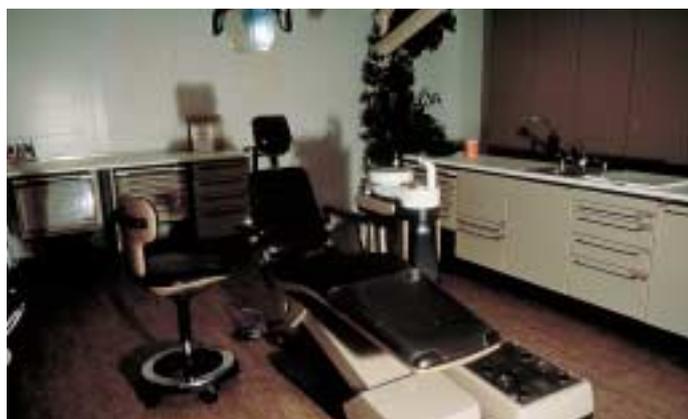


Fig. 10a  
Studio dentistico con componenti cromatiche di notevole disturbo



Fig. 10b  
Studio dentistico moderno di colorazione neutra

## Bibliografia

1. Frieling Heinrich; Farbe im Raum. Angewandte Farbpsychologie.  
Callwey Verlag, München 1974
2. Goethe Johann Wolfgang; Texte zur Farbenlehre.  
Herausgegeben und kommentiert von  
Johannes Pawlik  
DuMont Buchverlag, Köln 1988
3. Küppers Harald; Das Grundgesetz der  
Farbenlehre.  
DuMont Buchverlag, Köln 1978
4. Leitgeb Norbert; Strahlen, Wellen, Felder.  
Thieme, Wissenschaft für den Alltag
5. Mariu M.; Color of the tooth Crown.  
J.JPN Stomatol. Soc. 1963; 35:412
6. Muia P.J.; The four-dimensional tooth colour  
system.  
Chicago: Quintessence Publishing Co.Inc., 1982
7. Preson J.D.; Color and esthetics.  
In Yamaha NH, ed. Dental Porcelain: the state  
of the art - 1977  
Los Angeles: University of Southern California,  
1977; 309-25
8. Reis Michael; Kommunikation mit Farbe.  
Dental Magazin 1/93 Kennziffer 017
9. Richter Manfred; Einführung in die Farbmatrik.  
Verlag de Gruyter, Berlin und New York, 1980
10. Zwimpfer Moritz; Farbe, Licht, Sehen,  
Empfinden.  
Verlag Paul Haupt, Bern und Stuttgart, 1985



# Montaggio denti nello Stratos 200



Hans Peter Foser  
Mastro Odontotecnico

## Articolazione mandibolare ed occlusione

I muscoli, guidati e controllati dal sistema nervoso centrale, muovono il mascellare inferiore, con l'assunzione di cibo, parlando, deglutendo (questo per oltre 2000 volte al giorno) ed in presenza di parafunzioni. La forma delle articolazioni mandibolari<sup>1</sup> e l'occlusione sono calibrate sui movimenti del mascellare inferiore nel sistema masticatorio stomatognatico. L'occlusione dovrebbe inserirsi armonicamente in questa unità senza disturbarla, p. es. con precontatti. Contemporaneamente deve fungere da supporto tramite contatti di centrica, onde mantenere la dimensione verticale ed evitare movimenti di ribaltamento. E' comunque importante una corretta e specifica centrica con le seguenti caratteristiche:

- coordinamento con entrambe le articolazioni mandibolari
- considerazione della dimensione verticale
- contatti uniformi su tutti i denti, eventualmente soltanto nella zona posteriore
- supportata fino al primo molare, eventuali eccezioni nella zona di estremità libera
- senza guida estrema in centrica, p.e. mediante spazi<sup>2</sup> intercoronali
- eccentrica equilibrata, occlusione dinamica
- rispetto dei requisiti fonetici ed estetici

### Conclusione:

in fase di escursione del mascellare inferiore<sup>3</sup> i denti non devono impedire i decorsi di movimento, devono tuttavia soddisfare una funzione di supporto. In particolar modo in protesi totale, si auspicano contatti bilancianti e lavoranti possibilmente

uniformi e limitati a tutti o ridotti a seconda del concetto di montaggio<sup>4,5,6,7</sup> onde ottenere una pressione uniforme della protesi sulla sua base. In tal modo si ottengono sovraccarichi locali del tessuto sottostante la protesi<sup>8,9</sup> e contemporaneamente una stabilizzazione della posizione della riabilitazione protesica. In ogni trattamento protesico è altresì importante la protezione dell'intero apparato masticatorio da influssi traumatici, come anche il ripristino dell'estetica, fonetica e funzione. Pertanto è da dedicare particolare attenzione al trattamento preprotetico.

Nel manuale<sup>11</sup> del sistema protesico biofunzionale (BPS) si cita esplicitamente l'importanza della coordinazione biomeccanica e biodinamica dei due partner funzionali articolazione mandibolare ed occlusione della protesi. Inoltre questa tematica viene affrontata nel Report Nr. 11<sup>2</sup> sullo sviluppo dei denti Antaris e Postaris.

## Relazione centrica (Centric Relation) – definizione e possibilità

Nella cerchia degli esperti di odontoiatria ed odontotecnica si afferma sempre più la definizione di "centrica"<sup>12,13</sup>, secondo la quale i condili nelle fosse articolari devono assumere una posizione "priva di pressione, possibilmente centrata". Il grafico accanto (fig. 1) secondo Prof. Gerber<sup>14</sup>, illustra il principio di una centrica di intercuspideazione ed articolazione mandibolare coordinata. Ulteriori definizioni descritte nella letteratura secondo Gysi<sup>15</sup>, Lauritzen<sup>16</sup>, Strack<sup>17</sup>, Hanau<sup>18</sup>, Palla<sup>19</sup>, Slavicek<sup>20</sup>, Mack<sup>21</sup>, ecc. sono più o meno congrue. Le vie, i provvedimenti e le possibilità descritte sono molteplici e spesso divergenti, seguono tuttavia lo stesso obiettivo nella determinazione della posizione occlusale.

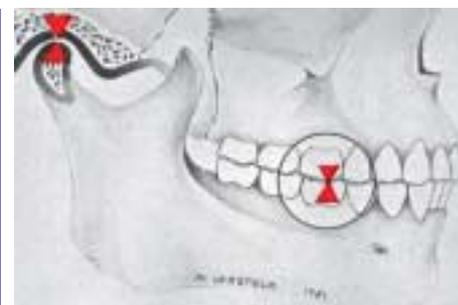


Fig. 1



Fig. 2



Fig. 3



Fig. 4

I modelli di lavoro dei mascellari edentuli di regola sono realizzati in base ad impronte funzionali. Con modelli edentuli non è possibile definire la posizione del mascellare inferiore rispetto al superiore senza materiali ausiliari o apparecchi. La posizione nella maggior parte dei casi viene determinata con una registrazione occlusale<sup>22</sup> in cera, in resina (fig. 2) oppure con una registrazione intraorale<sup>23</sup> (fig. 3). Un'eccezione vantaggiosa per la determinazione della posizione verticale, inclusa una quasi definitiva determinazione della relazione mandibolare è offerta dalla presa d'impronta a bocca chiusa<sup>11</sup> (fig. 4) della Ivoclar. In tal caso viene determinata l'altezza occlusale, denominata anche relazione verticale, che considera principalmente i requisiti estetici, come anche la posizione occlusale, denominata relazione orizzontale che definisce la posizione dei mascellari fra di loro. Inoltre risulta sensata un'analisi articolare ed occlusale strumentale mediante semplice determinazione dell'inclinazione dei piani condilari secondo Gerber<sup>12</sup> oppure una assiografia, pantografia o stereografia<sup>25</sup>. Moderne metodiche di registrazione come il Condylcomp<sup>26</sup> secondo Prof. Kordass, rappresentano una nuova sfida nella terapia di trattamento innovativa.

## BPS – Montaggio denti nello Stratos 200

Per il posizionamento dei modelli a valore medio ad orientamento cranico o articolare, di regola viene utilizzato un articolatore, in questo caso lo Stratos 200. Prima del montaggio del modello, l'apparecchio viene calibrato sulla cosiddetta posizione zero. I modelli devono assolutamente essere preparati in modo tale che dopo il loro prelievo per la prova e polimerizzazione, sia possibile un esatto e semplice rimontaggio<sup>27</sup> (p.e. rettifica, riocclusione, ecc.).

L'analisi dei modelli<sup>11</sup> edentuli si basa sullo studio di dati genetici come la papilla incisale, la linea mediana, la prima grande ruga palatale e la demarcazione delle cosiddette linee della cresta alveolare. Questi fattori sono importanti componenti di un montaggio denti biogeno, funzionalmente corretto e stabile nella masticazione. Le allegate immagini illustrano fase per fase la procedura di montaggio di una protesi totale superiore ed inferiore secondo il sistema BPS con denti SR Antaris ed SR Postaris nell'articolatore Stratos 200 (Fig. 5).

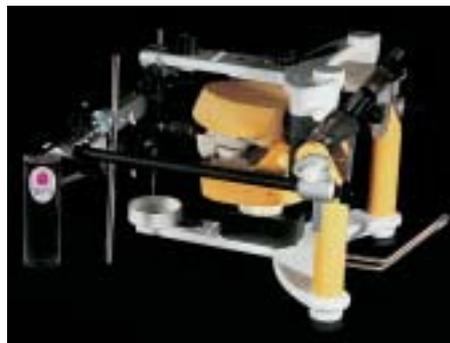


Fig. 5

### Vite di protrusiva

Con la vite di protrusiva è possibile effettuare uno spostamento dalla centrica in direzione protrusiva.



Fig. 5a

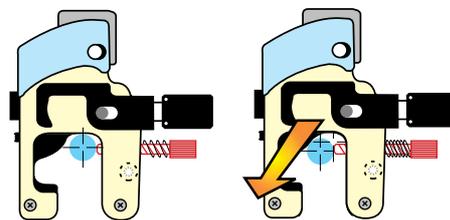


Fig. 5b

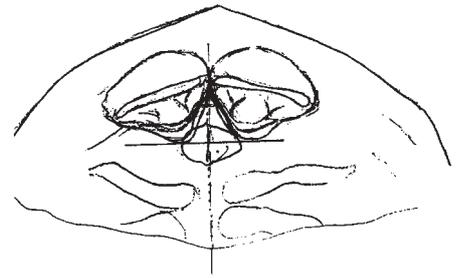


Fig. 6

La posizione dei centrali superiori è data come linea mediana dal rafe palatino mediano e come posizione dal riferimento della metà della papilla retroincisiva.

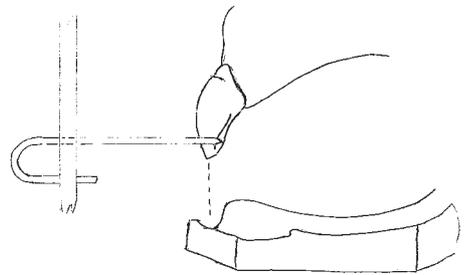


Fig. 7

Nella masticazione normale la Skyline vestibolare dei centrali superiori decorre in direzione assiale nel fornice del mascellare inferiore

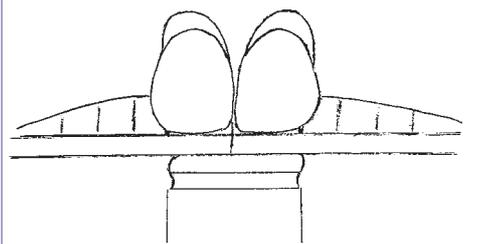


Fig. 8

Controllo strumentale della simmetria bilaterale

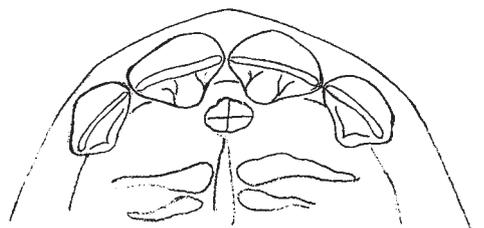


Fig. 9

Montaggio dei due laterali superiori.

## Riocclusione e rettifica

Innanzitutto è necessario detergere accuratamente tutte le piastre per gessatura, la loro superficie di appoggio allo Stratos 200 e le superfici di passaggio.

A causa della formazione di uno strato, gli adesivi per il fissaggio dei modelli allo zoccolo per gessatura o successivamente allo zoccolo magnetico, sono imprecisi e pertanto inutilizzabili. Pertanto è da preferire il fissaggio dei modelli dopo la polimerizzazione con nastro adesivo oppure con gesso per impronta. La seguente tecnica di rettifica si orienta ad un montaggio denti con masticazione normale con denti SR Antaris ed SR Postaris<sup>28</sup> analogamente al BPS nell'articolatore Stratos 200.

### Rettifica della centrica (massima intercuspità)

1. Premere verso l'alto i due blocchi di centrica dello Stratos 200 ed allentare le viti di fissaggio.
2. Porre l'asta verticale fuori contatto o smontarla.
3. Posizionare nastro colorato largo o foglio Hanell (p.e. rosso) sull'arcata inferiore e marcare i contatti primari chiudendo cautamente lo Stratos 200.
4. Rettificare tutti i precontatti secondo il principio della natura, mediante rettifica con strumenti idonei p.e. frese per metalli duri o pietre fini. Ripetere le fasi 3 e 4 finché si ottiene un'uniforme masticazione finale delle arcate.
5. Staccare eventuali denti in sovra o infraocclusione e ripolimerizzarli nel materiale per protesi.

### Rettifica del movimento di protrusione

1. Tirare verso il basso entrambi i blocchi di centrica e liberare il movimento di protrusione (Fig. 5b).
2. Nello Stratos 200 si possono selezionare ed inserire diversi piani condilari di protrusione.
3. Applicare nastro colorato o foglio Hanell (p.e. nero) sull'arcata dentale e chiudere l'articolatore. Posizionare i due pollici sulle creste condilari e spingere indietro la parte superiore dello Stratos.
4. Regola: DA/ML  
cioè piano inclinato cuspidale disto-vestibolare (taglio) nell'arcata superiore = distal upper  
piano inclinato cuspidale mesio-vestibolare (stampo) nell'arcata inferiore = mesial lower

#### Da osservare:

- a) Eseguire l'intero procedimento del controllo e della rettifica sempre senza asta verticale
- b) Nella rettifica dei movimenti di lateralità, non ritoccare gli stops di centrica (contatti). Pertanto usare fogli occlusali colorati diversamente dalla centrica.

### Rettifica del movimento laterale diagonale (medio e laterotrusione)

1. Entrambi i blocchi di centrica rimangono sganciati. Gli inserti di Bennett specifici sono già montati.
2. Lasciare vecchi contatti dei movimenti di centrica e protrusione sulle arcate dentali. In tal modo risulta un controllo ottico del campione funzionale.
3. Applicare a destra un nastro colorato o foglio Hanell (p.e. blu) per il movimento di lateralità e chiudere l'articolatore.
4. Appoggiare i pollici sulla cresta condilare ed eseguire movimenti dal centro al lato. Non bloccare in alcun caso l'altra parte di snodo in posizione centrica.

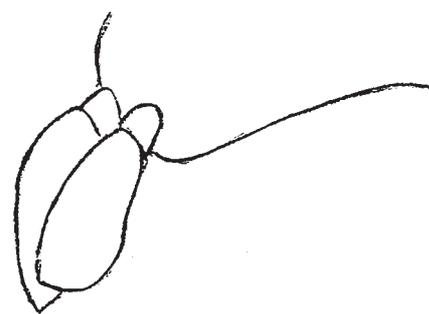


Fig. 10  
Si consideri inoltre la curvatura vestibolare nonché la distanza interincisale dei denti 21 e 22...

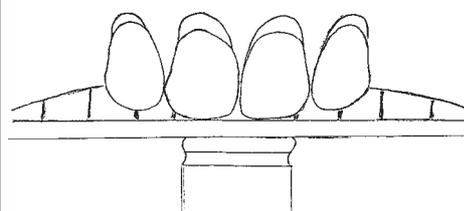


Fig. 11  
... anche in visione frontale

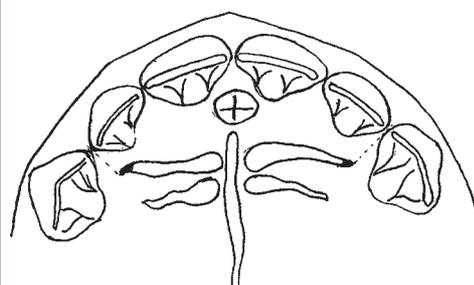


Fig. 12  
Il posizionamento dei canini avviene analogamente all'orientamento della prima grande piega palatina della mascella superiore

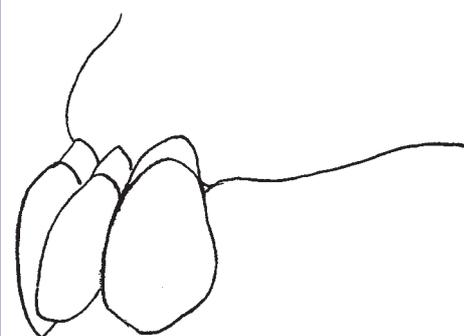


Fig. 13  
L'asse dei canini, le dimensioni, il rapporto con i centrali nonché la sua posizione più o meno dominante sono importanti...

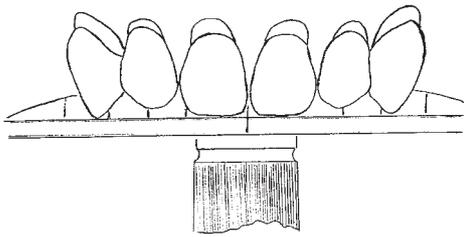


Fig. 14  
...oltre all'armonia proporzionale dell'arco frontale. Il controllo strumentale di supporto è notevolmente di aiuto.

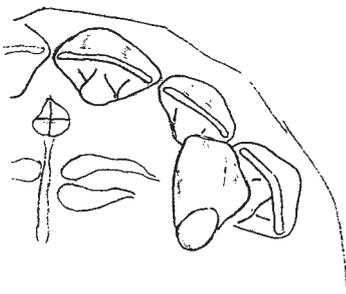


Fig. 15  
Nella mascella inferiore si inizia con l'orientamento dei canini verso gli anteriori superiori



Fig. 16  
Nel caso normale, si ricerca una infraocclusione verticale

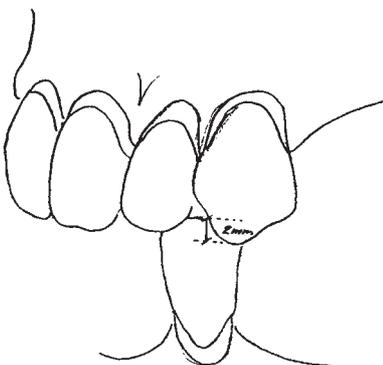


Fig. 17  
In tal modo la posizione dei canini inferiori si orienta secondo la cresta e la sovraocclusione verticale degli anteriori superiori è di ca. 2 mm.

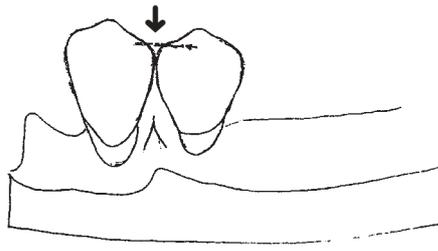


Fig. 18  
Il posizionamento del 1. premolare si orienta assialmente al canino, facendo attenzione che non si crei un gradino nella linea di fuga occlusale.

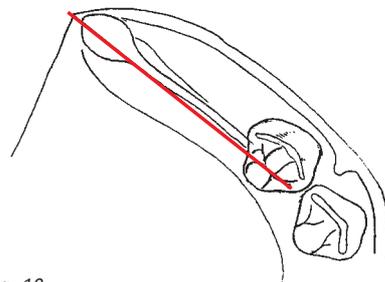


Fig. 19  
Visto dal punto occlusale, il primo premolare è sulla mascella, e la fessura centrale è posizionata sopra alla cresta alveolare

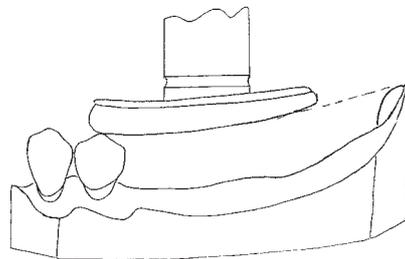


Fig. 20  
Con l'aiuto della calotta si apporta automaticamente nella riabilitazione la curva di Spee e la curva di Wilson.



Fig. 21  
Il supporto strumentale con la cosiddetta calotta (matrice di montaggio) permette un montaggio bilaterale.



Fig. 22  
Tutti gli altri premolari e molari vengono montati secondo il manuale BPS.

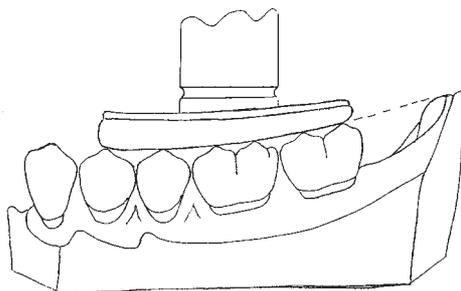
- Regola: laterotrusione (lato lavorante) vestibolarmente sopra/lingualmente sotto pendio cuspidale mesio-vestibolare (taglio) nell'arcata superiore = vestibolarmente sopra (MU) piano inclinato cuspidale linguale (taglio) nell'arcata inferiore = lingualmente sotto (LL). Mediotrusione (lato bilanciante) arcata inferiore = vestibolarmente sopra Cuspidi vestibolari nell'arcata inferiore = vestibolarmente sotto

### Da osservare:

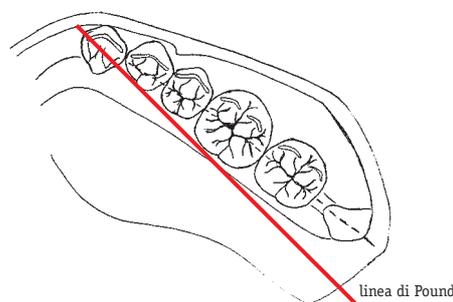
- Inserti troppo ripidi mettono i denti fuori contatto sul lato lavorante (overbalance)
  - Correzione dell'overbalance: scegliere inserti più piatti ed in caso di montaggio con masticazione normale rettificare soltanto i denti inferiori.
  - Eccezione: in caso di montaggio con masticazione incrociata devono essere rettificate parzialmente le cuspidi palatali superiori.
  - A seconda del bilanciamento a gruppi o totale è necessario ottenere un decorso dei movimenti privo di impedimenti con una centrica definita. Nei denti SR Postaris è già integrato favorevolmente un certo Free-Way.
- Movimento laterale a sinistra, appoggiare nastro colorato o foglio Hanell (p.e. verde) ed eseguire come per la lateralità destra.

**Rettifica del movimento di scorrimento dalla centrica al lato posteriore (movimento di retrusione)**

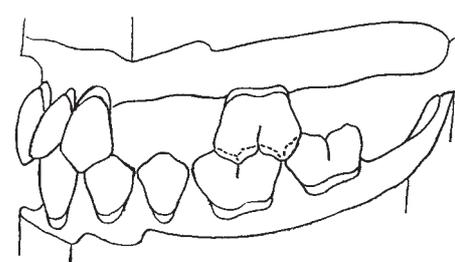
1. In fase di deglutizione il mascellare inferiore si muove in una posizione di retrusione. In questo caso i condili scorrono sullo zenit delle cavità glenoidee verso il basso e dorsalmente.
2. Allentare il fissaggio di centrica sullo Stratos 200, eventualmente, a seconda dell'impiego dei condili, rimuoverlo completamente, applicare il nastro colorato o il foglio Hanell (p.es. nero) sull'arcata dentale inferiore.
3. Tirare verso di se' la parte superiore dell'articolatore dallo zoccolo per modelli.
4. Rettifica di un piano di scorrimento posteriore privo di impedimenti su una distanza di ca. 1,5 - 2,5 mm. Rettificare il movimento di retrusione in modo ottimale secondo la regola mesialmente sopra/distalmente sotto (MU/DL), rettificando mesialmente nell'arcata superiore ed equilibrando distalmente nell'arcata inferiore.
5. Regola:  
 mesialmente sopra/distalmente sotto MU/DL  
 Cuspidi mesio-vestibolari (taglio) nell'arcata superiore = mesialmente sopra  
 Cuspidi disto-vestibolari (stampo) nell'arcata inferiore = distalmente sotto



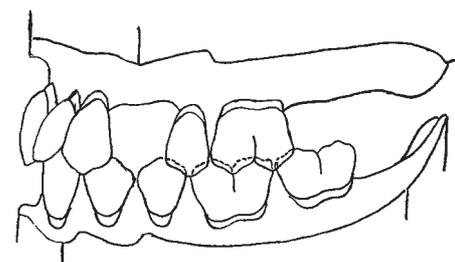
**Fig. 23**  
 Il montaggio del secondo molare inferiore deve essere deciso a seconda della situazione, tuttavia non è obbligatorio



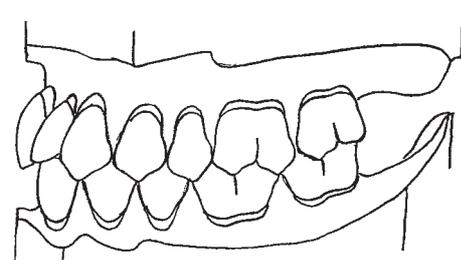
**Fig. 24**  
 Il controllo occlusale sul quadrante 4. Per motivi estetici, singoli denti possono essere rivolti anche assialmente. E' tuttavia necessario rispettare la linea di Pound.



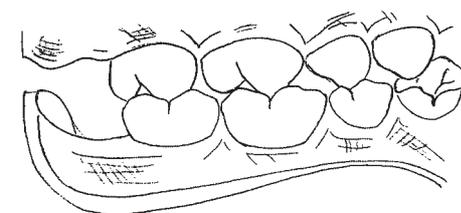
**Fig. 25**  
 Nella mascella superiore si parte con il primo molare. In tal senso, volendo, si può effettuare il montaggio dei denti secondo il concetto di occlusione selettiva.



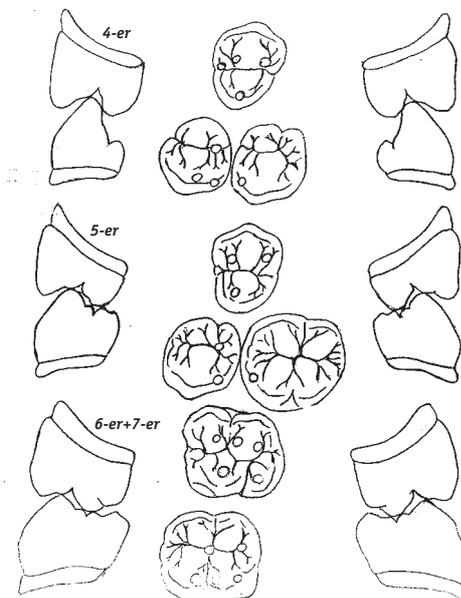
**Fig. 26**  
 Segue il montaggio in direzione mesiale, cioè del 1. e 2. premolare.



**Fig. 27**  
 In caso di forme dentali scelte di dimensioni proporzionalmente corrette, nel settore anteriore e posteriore è raggiungibile una chiusura prossimale ideale.



**Fig. 28**  
 Controllo linguale



**Fig. 29**  
 Contatti di intercuspidezione ideali

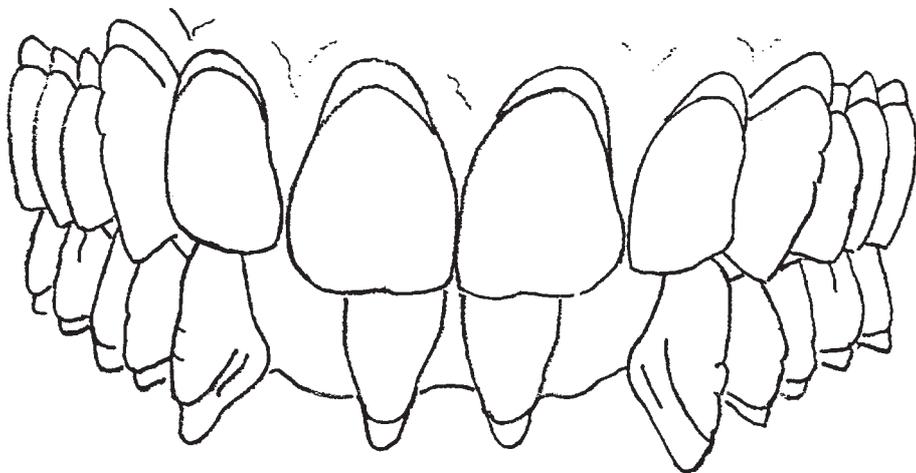


Fig. 30  
Montaggio degli incisivi centrali inferiori con una sovraocclusione di ca 2 mm...

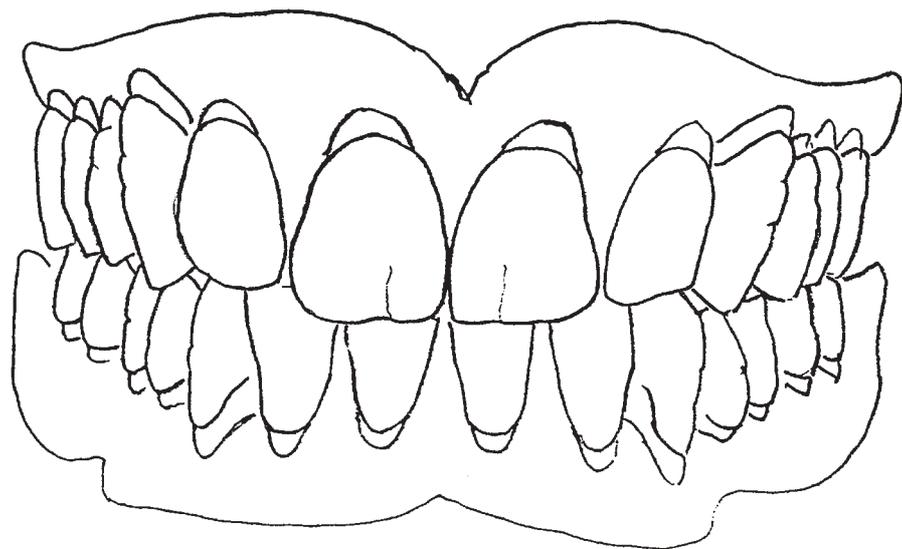


Fig. 31  
...e completamento con i laterali inferiori.

## Lucidatura della superficie occlusale rettificata

Protesi totali che impediscono una occlusione polivalente<sup>17</sup> in seguito ad una rigida intercuspidação oppure a iperfunzioni, accelerano il degrado delle creste alveolari ossee e perdono prematuramente la buona tenuta.

Per la lucidatura delle superfici occlusali dinamiche e "tolleranti ai movimenti" si utilizza pasta pomice fine, miscelata con glicerina oppure dentifricio. In tal caso fare attenzione al materiale per protesi. I movimenti di rettifica e di lucidatura sono da eseguire in piccole escursioni ruotando in senso orario ed antiorario. Un'accurata lucidatura dell'intera protesi e di seguito una detersione con ultrasuoni ed acqua saponata terminano la fase tecnica di questo lavoro. Le protesi non dovrebbero asciugarsi.

## Ricontrollo dell'occlusione

Il ricontrollo dell'occlusione in protesi totali può avere esiti molto differenti. Sono noti cosiddetti disturbi di posizione quali decubiti, irritazioni della mucosa, morso della guancia. Se il paziente lamenta una scarsa tenuta oppure dolori articolari la causa spesso è da ricercarsi nell'instabilità masticatoria e nell'iperfunzione. La via da percorrere per correggere il deficit della protesi tuttavia dipende sempre dalla diagnosi. E' necessaria comunque una buona motivazione e condizione del paziente, nonché una profonda conoscenza ed esperienza dell'operatore ed odontotecnico.

## Bibliografia

- 1 Gerber A, Steinhardt G  
"Kiefergelenksstörungen – Diagnose und Therapie"  
Quintessenzverlag-Verlag, München, 1989
- 2 Hagenbuch K, Foser H.-P  
"Künstliche Zähne – Eine Symbiose aus Material, Anatomie und Wissenschaft"  
Ivoclar Report Nr. 11, 1997
- 3 Posselt U  
"Movement areas of the mandible"  
J Prosthet Dent 7 (1975)
- 4 Gysi A  
"Die Herstellung einer totalen Prothese"  
De Trey GmbH, aus Sammelbuch Gysi IV, 1929
- 5 Gerber A  
"Kiefergelenk und Zahnokklusion"  
Dtch Zahnärztl. Z 26 (1971) 119-141
- 6 Slavicek R  
"Dominanz und Relation des Kiefergelenkes"  
Quintessenz-Verlag, 1980
- 7 Spirgi M  
"Technique de Hanau modifiée"  
Kursunterlagen der Universität Genf, 1974
- 8 Bosshart M  
"Die totale Prothese aus Sicht des Technikers"  
Swiss Dent 9 (1988) Nr.10
- 9 Strack R  
"Die Probleme bei der Herstellung der totalen Prothese"  
Sonderdruck Dtsch Zahnärztl Z (1955)  
Heft 17
- 10 Marinello CP  
"Ästhetik und Funktion in der Teilprothetik"  
Persönliche Mitteilungen, 1995
- 11 Schaffner T  
"Handbuch der Totalprothetik"  
Kursbuch Ivoclar AG, 1994
- 12 Gerber A  
"Centric Relation – Definition, Wunsch- und Trugbild einer Wissenschaft"  
Quintessenz der Zahntechnik, Sonderdruck  
1982, Referat 708
- 13 Lotzmann U  
"Die Prinzipien der Okklusion"  
Verlag Neuer Merkur, München 1986
- 14 Lerch P  
"Die totale Prothetik"  
Quintessenz Berlin, 1986
- 15 Gysi A  
"Die Herstellung einer totalen Prothese"  
De Trey GmbH, Berlin, Aus Sammelband Gysi IV, 1929
- 16 Lauritzen A  
"Atlas of occlusal analysis, 1974
- 17 Strack R  
"Beitrag zur Therapie des völligen Gebisschadens"  
Deutsch. Zahnärztl.Z, 1946
- 18 Hanau R  
"Die Hanau Technik"  
Kompendium der Höheren Fachschule für Zahntechnik, Zürich 1988
- 19 Palla S  
"Totalprothesen, Praxis der Zahnheilkunde Band 7"  
Urban und Schwarzenberg, München 1991
- 20 Slavicek R  
"Dominanz und Relation des Kiefergelenks"  
Quintessenz-Verlag, 1980
- 21 Mack W  
"Klinische Erfahrungen und Ergebnisse mit dem Gnathometer bei der Fixierung der zentralen Kieferrelation am zahnlosen Patienten"  
Med. Dissertation, Düsseldorf 1975
- 22 Hugger A  
"Artikulatoren und ihre Bedeutung für zahnärztliche und zahntechnische Versorgungsleistungen"  
Dental Spiegel 13 Heft 5, 48 und 6, 28, 1993
- 23 Kleinrock M  
"Diagnostik und Therapie von Okklusionsstörungen"  
Quintessenz, Berlin 1986
- 24 Weinberg L A  
"Position optimale du condyle de l'articulation temporo-mandibulaire en pratique clinique"  
Rev. Internat. Paro et Dent. Rest., 1: 11-27, 1985
- 25 Grünenfelder R  
"Stratos 200: Neue Möglichkeiten im Bereich der biogenen Prothetik"  
Ivoclar Report Nr. 9, 1993
- 26 Kordass B, Hugger A  
"Zur Frage der Standardisierung kernspitographischer Abbildungen für die Beurteilung des Funktionszustandes der Kiefergelenke"  
ZWR 101 (1992) 668-678
- 27 Fiedler K, et al.  
"Aufstellen von Totalprothesen unter Verwendung des SR Antaris und des SR Postaris im Stratos 200"  
Manuskript Arbeitskreis Prothetik der Deutschen Ivoclar, 1995
- 28 Ivoclar AG  
"SR Postaris – Technische Dokumentation", 1996
- 29 Lehmann G  
"Die Totale Prothese nach der Methode von Prof. Dr. A. Gerber"  
Sonderdruck dental-labor, XXX, Heft 11/82, 1575
- 30 Stüttgen U  
"Reokklusion von Vollprothesen im Artikulator"  
Quintessenz der Zahntechnik, 5, 9, 1996
- 31 Hupfauf L  
"Teilprothesen – Praxis der Zahnheilkunde"  
Urban & Schwarzenberg, München 1998
- 32 Bonadio J et al.  
"Plasmid-Technic. Nature Medecine 7, 113-124" 1999
- 33 Weber H.-P. et al.  
"Implantatprothetische Therapiekonzepte"  
Quintessenz-Bibliothek 185, 1999

# REPORT

## Edizioni del "Report" Ivoclar Vivadent finora pubblicate

*Report Nr. 1 (März 1984) \**

G. Beham  
Dentinhaftung von Kunststoff-  
Füllungsmaterial

*Report Nr. 2 (Mai 1985) \**

Dr. V. Rheinberger und G. Beham  
Klebebrücken – neue Möglichkeiten  
der prothetischen Versorgung

*Report Nr. 3 (Mai 1986) \**

P. Wollwage  
Verblendwerkstoffe für Kronen und  
Brücken

*Report Nr. 4 (Dezember 1987) \**

Dr. P. Dorsch  
Norm-Vorlagen für metallkeramische  
Restorationen

*Report Nr. 5 (Januar 1990)*

G. Ott  
Aufbau und Entwicklung der  
Composite-Füllungsmaterialien

*Report Nr. 6 (September 1990) \**

G. Beham  
IPS Empress: Eine neue Keramik-  
Technologie

*Report Nr. 7 (November 1992)*

Dr. U. Salz  
Der gefüllte Zahn –  
Ein komplexes Verbundsystem

*Report Nr. 8 (Januar 1993)*

G. Zanghellini, D. Voser  
Eigenschaften von  
Verblendkunststoffen

*Report Nr. 9 (März 1993)*

R. Grünenfelder  
Neue Möglichkeiten im Bereich der  
biogenen Prothetik

*Report Nr. 10 (Juli 1994)*

Prof. Dr. W. Höland,  
Dipl. Ing. M. Frank,  
Dr. rer. nat. U. Salz,  
Dr. med. dent. G. Unterbrink  
Empress: Werkstoffwissenschaft und  
Klinik

*Report Nr. 11 (Januar 1997)*

K. Hagenbuch  
H. P. Foser  
Künstliche Zähne – Eine Symbiose aus  
Material, Anatomie und Wissenschaft

*Report Nr. 12 (Dezember 1998)*

Prof. Dr. W. Höland  
Dr. med. dent. S. D. Heintze  
IPS Empress 2: Die Vollkeramik-  
Brücke und mehr ...

\* esaurito