

IPS®
e.max



INFORME CIENTÍFICO

vol. 01 / 2001 – 2011

español

all ceramic
all you need



ivoclar
vivadent
passion vision innovation

ÍNDICE

Editorial	4
IPS e.max® System: rendimiento clínico	7
IPS e.max® Disilicato de litio (LS₂)	15
• <i>Estudios in vitro</i>	
• <i>Estudios in vivo</i>	
IPS e.max® Óxido de circonio (ZrO₂)	35
• <i>Estudios in vitro</i>	
• <i>Estudios in vivo</i>	
Biocompatibilidad	51
Definición de los términos	
Bibliografía	



IPS e.max system es un innovador sistema de cerámica para reconstrucciones sin estructura metálica, que integra cerámica vítrea de disilicato de litio (LS_2) y óxido de circonio (ZrO_2) para usar con tecnologías de presión o de CAD/CAM. Además, existe una cerámica vítrea de nanofluorapatita de aplicación universal para el recubrimiento de todos los componentes IPS e.max.

El elemento más destacado del sistema IPS e.max es la patentada cerámica vítrea de disilicato de litio (LS_2) (IPS e.max Press e IPS e.max CAD). Es un material de cerámica y vidrio que se diferencia de todos los sistemas cerámicos anteriores por cuatro rasgos específicos:

- **Índice de refracción óptica:** El índice de refracción de los cristales de disilicato de litio se ajustan a los de la matriz de vidrio. Con la ayuda de opacadores y de la coloración de iones se consiguen tonalidades opalescentes únicas y cuatro niveles de translucidez.
- **Alta resistencia:** Se puede incorporar un contenido altamente cristalino de aproximadamente el 70% a la matriz de vidrio a fin de aumentar su resistencia sin comprometer la translucidez. Con una cristalización completamente madura, la cerámica vítrea LS_2 muestra una resistencia de la flexión de 360 - 400 MPa (conforme a ISO 6872). Esta combinación hace posible la fabricación de restauraciones monolíticas con una apariencia altamente estética.



- **Coefficiente de expansión térmica ajustado:**

Con un valor de $10,2 \times 10^{-6}/K$, el CET de la cerámica vítrea LS_2 se encuentra en el entorno del óxido de circonio (ZrO_2). Esto permite utilizar una única cerámica de recubrimiento, IPS e.max Ceram, para los recubrimientos, caracterizaciones y cocciones de cristalización necesarias tanto en cerámica vítrea IPS e.max LS_2 como IPS e.max ZrO_2 . Es claramente una ventaja hoy día especialmente en lo que respecta a simplicidad, efectividad y eficacia económica.

- **Tecnología de procesamiento innovadora:**

Gracias a la facilidad de procesamiento del material en la fase azul por medio de la tecnología CAD/CAM y del posterior proceso de cristalización rápida, la cerámica vítrea de disilicato de litio (LS_2) IPS e.max CAD es el innovador material de cerámico para todas las restauraciones individuales realizadas con CAD/CAM sin estructura metálica de soporte. La tecnología de IPS e.max CAD-ON constituye el último avance en el campo de las restauraciones digitales. Combina la ventaja de IPS e.max LS_2 y ZrO_2 de una forma nueva e introduce de ese modo una nueva generación de restauraciones para la técnica del puente, que motiva a los usuarios en lo que respecta a la combinación de facilidad, rapidez y resistencia general.

Desde que se inició su desarrollo hasta la fecha, la comunidad científica ha supervisado IPS e.max system y muchos expertos de renombre han contribuido para generar una excelente base de datos de sus estudios. Una historia de éxito mundial, el crecimiento permanente de la demanda, así como los casi 40 millones de restauraciones fabricadas, constituyen una prueba del éxito y la fiabilidad del sistema.

Más de 20 estudios clínicos in vivo realizados hasta la fecha e incluso un número aún mayor de estudios in vitro, y el creciente aumento del número de estudios clínicos que incluyen el e.max system en todo el mundo reflejan el éxito a largo plazo en las cavidades orales de los pacientes. El "IPS e.max Scientific Report vol. 1" constituye una recopilación de los resultados más importante de los estudios que se realizaron entre 2001 y 2011.

Después de todo, IPS e.max es un sistema de cerámica sin metal que ofrece una solución ideal para todas las indicaciones que no solo funciona desde el punto de vista del material, sino que también cuenta con el respaldo de infinidad de datos científicos.

IPS e.max: cerámica sin metal, todo lo que necesita



IPS e.max® System: rendimiento clínico

Resumen sobre IPS e.max® system

Existen datos sobre el IPS e.max system que cubren un periodo de hasta 5 años de uso clínico de ZrO₂ y hasta 10 años de uso clínico de LS₂.

Las tasas de supervivencia de IPS e.max Press (6 estudios), IPS e.max CAD (6 estudios) e IPS e.max ZirCAD (8 estudios) se combinaron y se calculó la tasa de supervivencia del sistema completo. Se incluyeron un total de 1.071 restauraciones de 20 estudios clínicos. La tasa de supervivencia general de IPS e.max System fue de 96,8%.

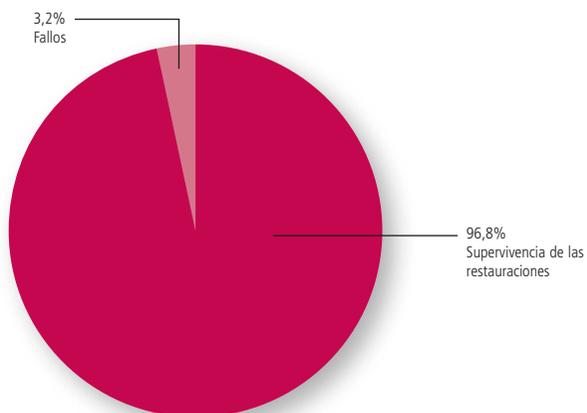


Fig. 1: Resumen de los resultados de 20 estudios clínicos que incluyen restauraciones (coronas y puentes) fabricados con materiales IPS e.max; la distribución de los casos de éxito y fallo se muestra en forma de porcentajes.

Para obtener más información sobre el diseño del estudio y los casos de éxito y fallo, consulte las descripciones detalladas que aparecen en páginas siguientes de este informe científico.

* Véase la definición de los términos para determinar la tasa de supervivencia.

Resumen sobre IPS e.max® Press

(Cerámica vítrea de disilicato de litio LS₂)

Hoy día, disponemos de resultados de estudios clínicos de hasta 10 años de duración con IPS e.max Press.

Seis estudios clínicos (Boning et al. 2006; Etman y Woolford 2010; Guess et al. 2009; Gehrt et al. 2010; Dental Advisor 2010) y un estudio interno de IvoclarVivadent con un total combinado de 499 restauraciones (coronas) han demostrado un tasa de supervivencia del 98,4% tras un periodo medio de observación de 4 años. Entre las causas de fallo se incluyen la fractura (0,4%), el fallo endodóntico (0,2%) y las caries secundarias (0,2%). Asimismo, en un estudio se extrajeron 4 coronas (0,8%) como consecuencia del desarrollo de una fisura. El 1,4% de las restauraciones sufrieron roturas. No obstante, los casos se pudieron arreglar directamente. La cementación convencional y adhesiva funcionó igual de bien.

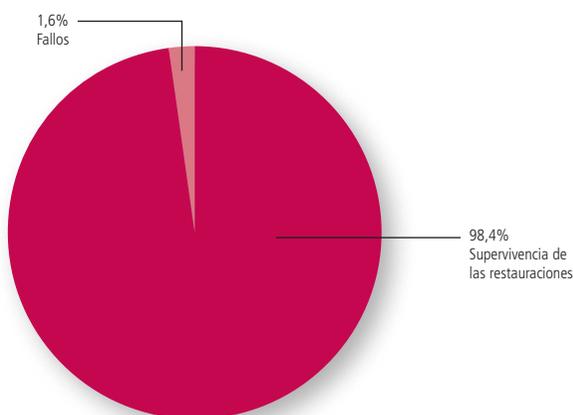


Fig. 2: Resumen de los resultados de 6 estudios clínicos que incluyen restauraciones IPS e.max Press (coronas); la distribución de los casos de éxito y fallo se muestra en forma de porcentajes.

Comparación con la bibliografía:

Las revisiones sistemáticas de las tasas de supervivencia de los materiales de cerámica vítrea convencionales mostraron una tasa de fractura del 3,8% (Heintze y Rousson 2010a). La tasa de supervivencia de las coronas de cerámica con metal es de 95,6% después de 5 años (Pjetursson 2007). Se ha notificado que los fallos biológicos o técnicos, como el fallo endodóntico o la rotura, se producen con una frecuencia de entre el 5% y el 10%. Con una tasa de fractura del 0,4% y una tasa de supervivencia del 98,4%, IPS e.max Press demuestra un rendimiento clínico claramente superior que los materiales convencionales, como las cerámicas con metal o vítreas.

Resumen sobre IPS e.max® CAD

(Cerámica vítrea de disilicato de litio LS₂)

Disponemos de resultados de estudios clínicos de hasta 4 años de duración con IPS e.max CAD.

Seis estudios clínicos (Richter et al. 2009; Nathanson 2008; Reich et al. 2010; Fasbinder et al. 2010; Bindl 2011; Sorensen et al. 2009b) con un total de 237 restauraciones (coronas) mostraron que el 97,9% de las restauraciones sobrevivieron tras un periodo de observación medio de 2,5 años. La tasa de fallo del 2,1% incluye un 0,4% de roturas sin reparación, 1,3% de fracturas y 0,4% de caries secundarias. Además de los casos mencionados con anterioridad de rotura sin reparación, no se produjo ninguna otra rotura.

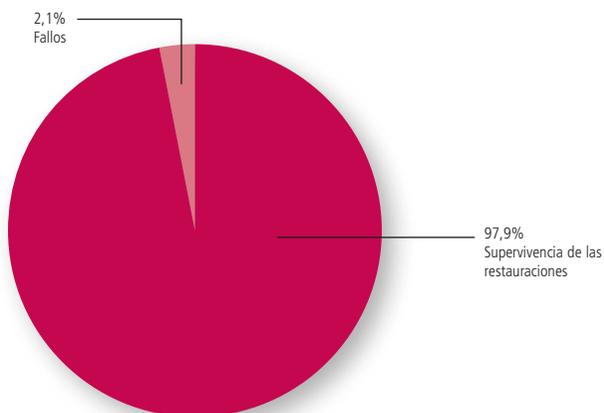


Fig. 3: Resumen de los resultados de 6 estudios clínicos que incluyen restauraciones IPS e.max CAD (coronas); la distribución de los casos de éxito y fallo se muestra en forma de porcentajes.

Comparación con la bibliografía:

Todas las fracturas afectaron a restauraciones realizadas en molares. En la bibliografía, se puede observar una tasa de fractura del 6,7% para los molares tras 2,5 años (Heintze y Rousson 2010a), la tasa de fractura para IPS e.max CAD para las restauraciones de molares es 1,0%. Con una tasa de supervivencia de aproximadamente el 98% y una tasa de fractura de tan solo 1,3%, el rendimiento clínico de IPS e.max CAD también es claramente superior que el de las cerámicas con metal y de otras cerámicas (Pjetursson, 2007).

Resumen sobre IPS e.max® ZirCAD

(Óxido de circonio ZrO₂)

Se dispone de datos sobre IPS e.max ZirCAD que abarcan un periodo de hasta 5 años de uso clínico.

Ocho estudios clínicos (Stanford 2009; Sorensen et al. 2009a; Fasbinder y Dennison 2009; Beuer et al. 2010; Beuer 2011; Tinschert 2008; Christenensen 2008; Munoz 2009; Hicklin et al. 2008) que incluyen un total de 335 restauraciones (203 coronas, 132 puentes) han demostrado una tasa de supervivencia del 93,7%. Los casos de fallo incluyen el 2,7% de roturas sin reparación, 2,4% de fracturas y 0,9% de fallo endodóntico. Además, la descementación repetida se valoró como un fallo en uno de los estudios. La rotura se produjo en el 12% de las restauraciones, pero tan solo el 2,7% de los casos requirió una sustitución.

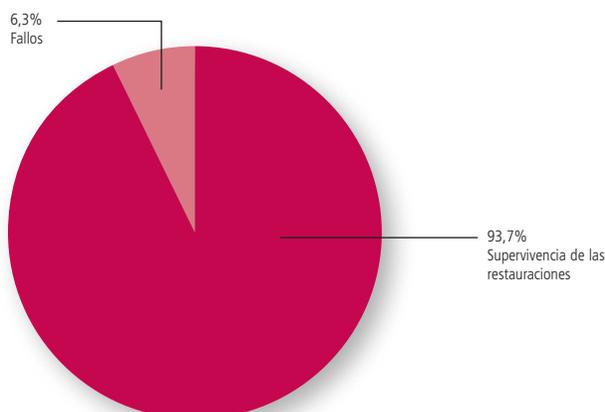


Fig. 4: Resumen de los resultados de 8 estudios clínicos que incluyen restauraciones IPS e.max ZirCAD (coronas, puentes); con carillas de IPS e.max ZirPress y/o IPS e.max Ceram. La distribución de casos de éxito y fallo se presenta en forma de porcentajes.

Comparación con la bibliografía:

Las revisiones sistemáticas de la tasa de supervivencia de las restauraciones de óxido de circonio determinó una tasa de fractura inferior al 1% para los puentes de tres y cuatro unidades transcurridos 3 años (Heintze y Rousson 2010b) y una tasa de supervivencia de 94,29% después de 5 años (Schley et al. 2010) (es decir, una tasa de fractura de aproximadamente el 6%). Las complicaciones técnicas afectaron al 23,59% de las restauraciones, mientras que la rotura fue el problema técnico más frecuente. Se produjeron complicaciones biológicas en el 8,28% de los casos.

Con una tasa de fractura de aproximadamente 2,4% (o 2,3% para los puentes), la tasa de fractura de IPS e.max ZirCAD se encuentra ligeramente por debajo del valor notificado en la bibliografía para los puentes de óxido de circonio (1% después de 3 años, aproximadamente 6% después de 5 años). Las complicaciones biológicas y técnicas se producen claramente con menos frecuencia con IPS e.max ZirCAD que en las referencias de la bibliografía.

Resumen sobre IPS e.max® ZirPress

(Cerámica vítrea de fluorapatita)

Se dispone de datos sobre IPS e.max ZirPress que abarcan un periodo de hasta 3 años de uso clínico.

Cuatro estudios clínicos (Tinschert 2008; Christensen 2008; Hicklin et al. 2008; Fasbinder y Dennison 2009) que implicaron un total de 124 restauraciones (61 coronas, 63 puentes) realizadas con IPS e.max ZirPress como carilla sobre IPS e.max ZirCAD han mostrado una tasa de supervivencia del 95,2%. En líneas generales, el 4,8% de las restauraciones se sustituyeron por las siguientes razones: rotura no reparable 2,4%; fractura 1,6%, fallo endodóntico 0,8%. La rotura de produjo en el 19% de las restauraciones, pero no fue reparable tan solo el 2,4% de los casos. El resto de los incidentes de rotura se pudieron reparar en el sitio por medio de pulido o composite.

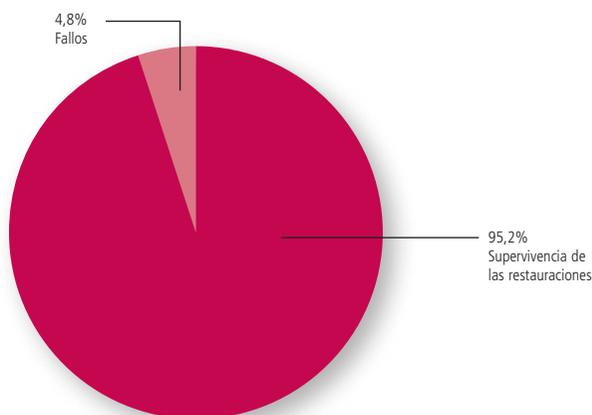


Fig. 5: Resumen de los resultados de 4 estudios clínicos que incluyen restauraciones IPS e.max ZirPress sobre IPS e.max ZirCAD (coronas y puentes); la distribución de los casos de éxito y fallo se muestra en forma de porcentajes.

Comparación con la bibliografía:

Una revisión sistemática mostró una tasa de supervivencia del 90% para los puentes de óxido de circonio en lo referente a roturas, lo que significa que estas se produjeron en un 10% de las restauraciones. La rotura fue no reparable en el 2%-5% de las restauraciones, que requirieron una sustitución (Heintze y Rousson, 2010b).

Con IPS e.max ZirPress, se produjeron roturas no reparables en el 2,4% de las restauraciones, por lo que estas fueron menos frecuentes que las que se describen en la bibliografía.

Resumen sobre IPS e.max® Ceram

(Cerámica vítrea de nanofluoropatita)

Se dispone de datos sobre IPS e.max Ceram que abarcan un periodo de hasta 4 años de uso clínico.

Ocho estudios clínicos (Dental Advisor 2010; Nathanson 2008; Richter et al. 2009; Stanford 2009; Sorensen et al. 2009a; Fasbinder y Dennison 2009; Beuer et al. 2010; Beuer 2011; Hicklin et al. 2008) que incluyen un total de 377 restauraciones con carillas realizadas con IPS e.max Ceram han demostrado una tasa de supervivencia del 95%. Los fallos incluyen un 2,4% de roturas sin reparación, 1,9% de fracturas de la estructura (materiales diferentes), 0,5% de fallos endodónticos y una descementación clasificada como fallo. El 5% de las restauraciones sufrieron roturas. No obstante, más de la mitad de los casos se pudieron arreglar directamente en el sitio.

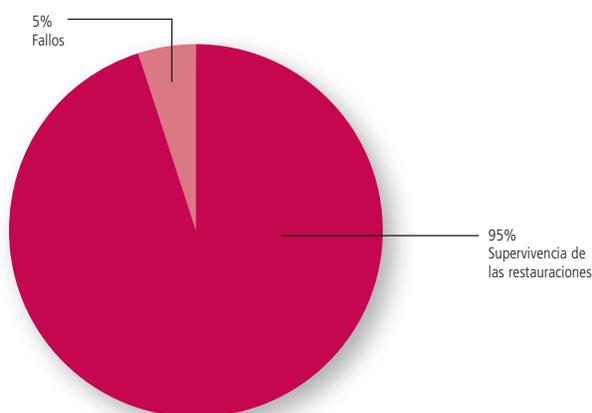


Fig. 6: Resumen de los resultados de 8 estudios clínicos que incluyen restauraciones IPS e.max Ceram sobre IPS e.max ZirCAD o IPS e.max CAD y restauraciones de Crystal Zirconia (coronas y puentes); la distribución de los casos de éxito y fallo se muestra en forma de porcentajes.

Comparación con la bibliografía:

Una revisión sistemática mostró una tasa de supervivencia del 90% para los puentes de óxido de circonio en lo referente a roturas, lo que significa que estas se produjeron en un 10% de las restauraciones. La rotura fue no reparable en el 2%-5% de las restauraciones, que requirieron una sustitución (Heintze y Rousson, 2010b).

Con IPS e.max Ceram, se produjeron roturas en el 5% de las restauraciones, por lo que estas fueron menos frecuentes que las que se describen en la bibliografía. Asimismo, no fueron reparables solo en el 2,4% de los casos, lo que también se sitúa por debajo del dato de la bibliografía.



IPS **e.max[®]**
Disilicato de litio
(LS₂)

estudios en vitro
estudios en vivo

Título del estudio: Tasa de supervivencia y resistencia a la fractura de todas las coronas parciales de cerámica sin metal con diferentes diseños de preparación tras el ciclo térmico y la simulación masticatoria

Lugar del estudio: Clínica Universitaria de Friburgo, Friburgo de Brisgovia, Alemania

Periodo: 2002, 2006

Autor: C. Stappert

Método:

Se determinó la resistencia a la fractura de los molares naturales con coronas parciales monolíticas de cerámica sin metal con diferentes diseños de preparación. Los dientes con y sin preparación inlay MOD se utilizaron como grupo de control. Las preparaciones de coronas parciales incluyeron de 1 a 4 cúspides oclusales (PC-1, PC-2, PC-3, PC-4). Las coronas se colocaron mediante una técnica adhesiva (Variolink II). Todas las muestras de prueba se sometieron a simulación masticatoria y a ciclo térmico (1,2 millones de ciclos, 98 N, 5°/55°C) y posteriormente se cargaron hasta el punto de rotura en una máquina de pruebas universal.

Resultados:

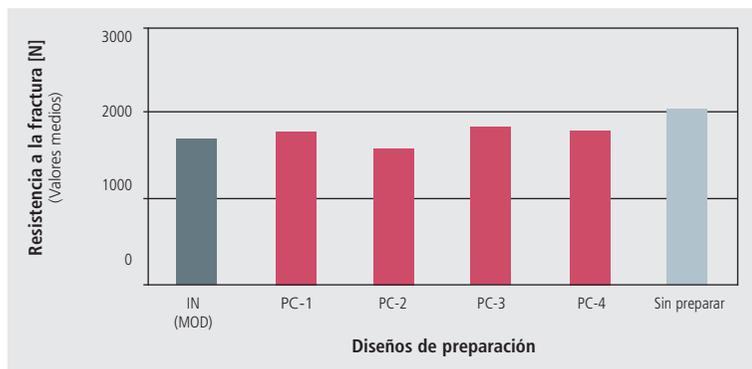


Fig. 7: Resistencia a la fractura de los molares naturales en combinación con las coronas parciales preparadas conforme a varios diseños de preparación

Resumen:

Todas las muestras alcanzaron un 100% de tasa de supervivencia *in vitro* en el simulador masticatorio. Independientemente del tamaño de la restauración IPS e.max LS₂ cerámica, la resistencia a la fractura medida en la región posterior no varió de forma significativa de la de los dientes naturales no preparados.

Referencia:

(Stappert et al., 2002; Stappert et al., 2006)

Título del estudio: Restauraciones premolares con blindaje parcial de cerámica sin metal. Diseño de preparación de la cavidad, fiabilidad y resistencia a la fractura tras la fatiga

Lugar del estudio: Clínica Universitaria de Friburgo, Friburgo de Brisgovia, Alemania

Periodo: 2005

Autor: C. Stappert

Método:

En los premolares superiores naturales, se determinó el efecto de diversos diseños de preparación y de grosores de capa sobre el comportamiento ante la fatiga y la resistencia a la fractura de las coronas parciales de cerámica sin metal y carillas realizadas con IPS e.max Press. Los dientes con y sin preparación inlay MOD se utilizaron como grupos de control. Las coronas parciales se cementaron de forma adhesiva (Variolink II). Todas las muestras de prueba se sometieron a simulación masticatoria y a ciclo térmico (1,2 millones de ciclos, 49 N, 5°/55°C) y posteriormente se cargaron hasta el punto de rotura en una máquina de pruebas universal.

Se pusieron a prueba los siguientes diseños de preparación (N=16 por versión del diseño):

- Dientes sin preparar
- Inlays MOD
- Coronas parciales con reducción de la cúspide palatal en 2,0 mm, 1,0 mm y 0,5 mm.
- Coronas parciales con reducción de la cúspide palatal (pal.) y vestibular (vest.) en 2,0 mm, 1,0 mm y 0,5 mm.
- Carillas completas: Reducción de la superficie masticatoria completa y preparación de carillas del segmento facial
 - Grosor de la capa oclusal de 2,0 mm / segmento facial 0,8 mm
 - Grosor de la capa oclusal de 1,0 mm / segmento facial 0,6 mm
 - Grosor de la capa oclusal de 0,5 mm / segmento facial 0,4 mm

Resultados:

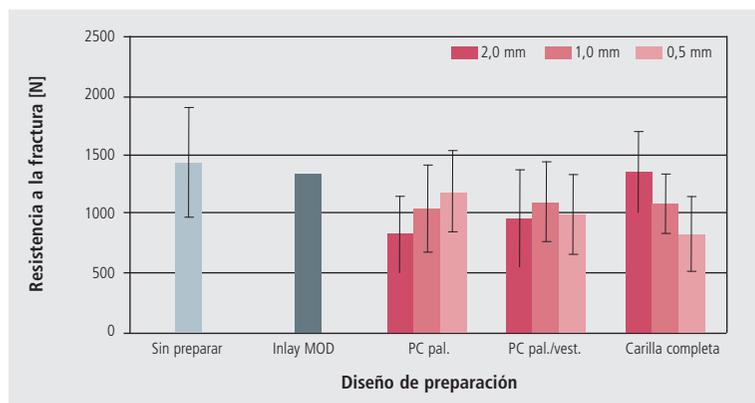


Fig. 8: Resistencia media a la fractura en premolares superiores en combinación con coronas parciales y carillas completas con varios diseños de preparación tras la simulación masticatoria

Resumen:

- La tasa de supervivencia tras más de 1,2 millones de ciclos en el simulador de masticación es del 100% para todas las coronas premolares parciales sometidas a prueba.
- La resistencia a la fractura de las coronas parciales palatales (PC pal.) no varió de forma significativa de la de las coronas parciales para las que se redujo la superficie oclusal completa (PC pal./vest.) .
- La resistencia a la fractura de las preparaciones de inlays MOD, así como de carillas completas con un grosor de capa oclusal de 2,0 mm y un segmento facial de 0,8 mm no difiere significativamente de la de los premolares naturales no preparados.
- En las coronas con reducción palatal y las coronas premolares en las que se ha reducido la superficie oclusal completa (PC pal./vest.), el grosor de la capa no influyó significativamente sobre la carga de fractura.

Referencia:

(Stappert, 2005)

Título del estudio: Coronas con carillas Y-TZP frente a disilicato de litio CAD/CAM monolítico: Comparación de modos de fallo y fiabilidad tras la fatiga

Lugar del estudio: New York University, Nueva York, EE. UU.

Periodo: 2010

Autores: P.C. Guess, R.A. Zavanelli, N.R.F.A. Silva, E.A. Bonfante, P.G. Coelho, V.P. Thompson

Método:

Se investigó el comportamiento ante la fatiga y la fiabilidad de las coronas IPS e.max CAD (LS₂) fabricadas con CAD/CAM monolítico:

Método I: se construyeron y fresaron diecinueve coronas completamente anatómicas con un sistema CAD/CAM. Las coronas se grabaron con ácido fluorhídrico al 5% durante 20 segundos, se silanizaron con Monobond Plus y se cementaron de forma adhesiva en muñones de composite del tipo dentina envejecidos. Las muestras de prueba se conservaron en agua durante, al menos, siete días antes de las pruebas de fatiga. Durante las pruebas de fatiga, las coronas se vieron expuestas a un pistón de tungsteno que se desplazaba desde la cúspide buco-distal 0,7 mm en la dirección lingual a fin de simular los movimientos oclusales. Se emplearon tres niveles de estrés diferentes, siendo la carga mayor de 1.000 N. Se inspeccionaron las coronas tras las pruebas en busca de daños con un microscopio estéreo con luz polarizada.

Método II: En la segunda parte de la investigación, las coronas se vieron sometidas a una prueba de resistencia "fatiga del índice r en escalera" con 1 millón de ciclos. Las cargas variaron de 90 a 900 N, 95 a 950 N, 100 a 1.000 N y 110 a 1.100 N.

Resultados:

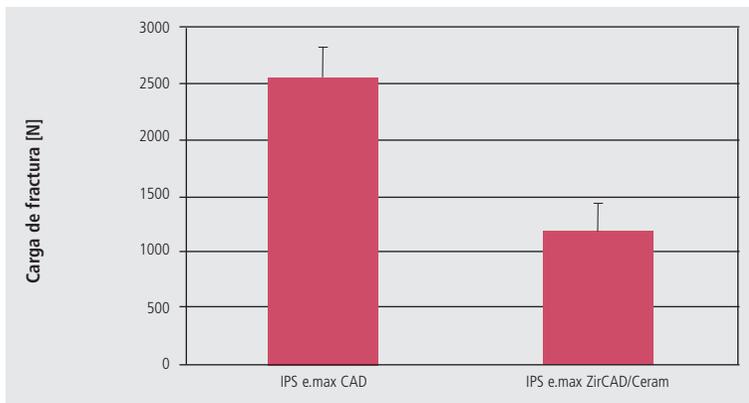


Fig. 9: Carga de fractura de IPS e.max CAD en comparación con IPS e.max ZirCAD con carilla de IPS e.max Ceram

Resumen:

Las coronas de IPS e.max CAD (LS₂) mostraron fracturas con fisuras hasta el muñón de composite solo con fuerzas bastante altas (2.576 ± 206 N). Por otro lado, IPS e.max ZirCAD (ZrO₂) mostró fracturas exclusivamente en la cerámica de carillas IPS e.max Ceram (1.195 ± 221 N).

Conclusión:

Las coronas completamente anatómicas de IPS e.max CAD demostraron ser resistentes a la fatiga en pruebas cíclicas de carga. En comparación, las coronas fabricadas con óxido de circonio desarrollaron fracturas en el material de las carillas con fuerzas mucho menores.

Referencia:

(Guess, 2010)

Título del estudio: **Fiabilidad de las coronas IPS e.max® CAD con carillas finas y de grosor reducido coronas IPS e.max® CAD con carillas finas**
Fiabilidad: disilicato de litio con carillas finas y grosor reducido frente a coronas MCR e Y-TZP

Lugar del estudio: New York University, Nueva York, EE. UU.

Periodo: 2010

Autores: N.R.F.A Silva, V.P. Thompson

Método:

Se investigó el comportamiento ante la fatiga y la fiabilidad de las coronas fabricadas con CAD/CAM monolíticas realizadas con IPS e.max CAD (LS₂) en comparación con coronas con carillas realizadas con óxido de circonio y cerámica con metal convencional (MCR). Por un lado, se presentaron coronas con una resistencia oclusal de 1 mm y, por otro lado, coronas con un grosor de pared de 2 mm, un centro de 1,5 mm y una carilla bucal fina de 0,5 mm. Se construyeron veintiuna coronas por grupo, se tornearon con el sistema CAD/CAM y posteriormente se cristalizaron. Las coronas se cementaron de forma adhesiva a muñones de composite tipo dentina envejecidos mediante Multilink® Automix. Las muestras de prueba se conservaron en agua durante, al menos, siete días antes de las pruebas de fatiga. Durante las pruebas de fatiga, las coronas se vieron expuestas a un pistón de tungsteno que se desplazaba desde la cúspide buco-distal 0,7 mm en la dirección lingual a fin de simular los movimientos oclusales. Se emplearon tres niveles diferentes de estrés. Tras las pruebas, se analizaron las coronas en busca de daños bajo un microscopio estéreo con luz polarizada.

Resultados:

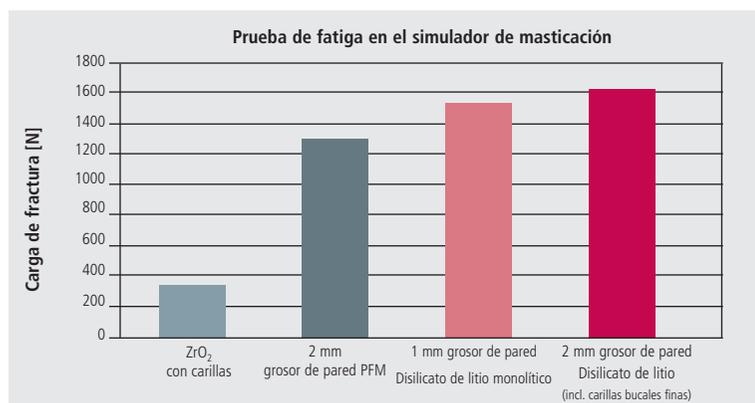


Fig. 10: Carga de fractura basada en el fallo de la carga durante la fatiga.

Resumen:

La carga de fractura de IPS e.max CAD (LS₂) monolítico fue 1.535 N para IPS e.max CAD 1 mm y 1.610 N para IPS e.max CAD 2 mm. Dichos valores son comparables con los de la cerámica con metal (1.304 N) y superiores a los del óxido de circonio (371 N) (véase la figura 10). Las fracturas observadas fueron fracturas completas para IPS e.max CAD y roturas para los otros dos grupos. El material IPS e.max CAD mostró la mayor fiabilidad.

Conclusión:

En esta investigación, las coronas IPS e.max CAD mostraron buenos valores comparables con los del estándar de oro, es decir, cerámicas con metal.

Referencia:

(Martins, 2011)

Título del estudio: Resistencia ante la fatiga compresiva y resistencia a la fractura de coronas cerámicas colocadas sobre implante

Lugar del estudio: Universidad Ain Sham, El Cairo, Egipto / Universidad de Toronto, Toronto, Canadá

Periodo: 2010

Autores: A. El-Dimeery, T. Salah, A. Hamdy, O. El-Mowafy, A. Fenton

Método:

Se dividió un total de 64 réplicas de implantes en 8 grupos. Se compararon varios materiales cerámicos (Vita Mark II, IPS e.max CAD), varios pilares (titanio, circonia), así como diferentes materiales de cementación (Tempbond, Panavia). Las coronas molares se cementaron a los implantes y se almacenaron en agua a 37 °C (99 °F) durante 24 horas, antes de llevar a cabo una prueba de fatiga bajo el agua a 55-550 N durante 500.000 ciclos. Las muestras que sobrevivieron a la prueba se sometieron a una prueba a la fractura.

Resultados:

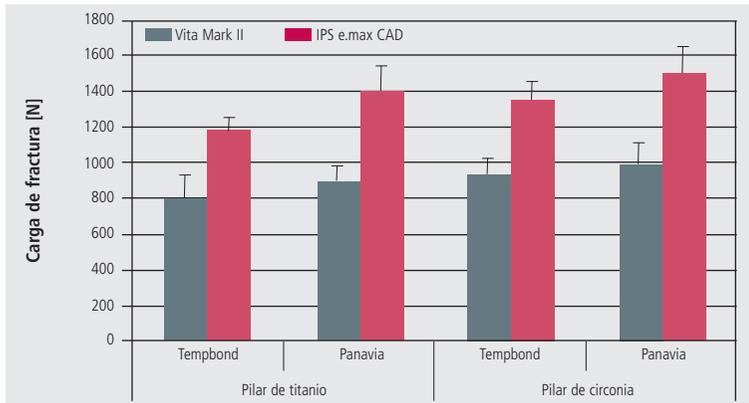


Fig. 11: Carga de fractura de coronas retenidas sobre implante fabricadas con IPS e.max CAD o Vita Mark II en pilares de titanio o circonia. La cementación se llevó a cabo con Tempbond o con Panavia.

Resumen:

Durante la prueba de fatiga, 2 coronas Vita Mark II se fracturaron (1 sobre un pilar de titanio y 1 sobre un pilar de circonia, ambas cementadas con Tempbond). Todas las muestras restantes sobrevivieron.

El grupo con coronas IPS e.max CAD alcanzaron valores de carga de fractura mayores estadísticamente significativos que los grupos con coronas Vita Mark II.

Referencia:

(El-Dimeery, 2011)

Título del estudio: **Rendimiento de una nueva cerámica vítrea de presión**

Lugar del estudio: Universidad Técnica de Dresde, Dresde, Alemania

Periodo: 2003–2006

Autor: K. Böning

Método:

Colocación de 39 coronas IPS e.max Press (LS₂) (grupo de prueba) y 40 coronas de cerámica con metal realizadas en aleación de alto contenido en oro d.SIGN® 96 y la cerámica fusible IPS d.SIGN® (grupo de control) en un total de 63 pacientes.

Las restauraciones se cementaron de forma convencional con cemento de ionómetro de vidrio.

Resultados:

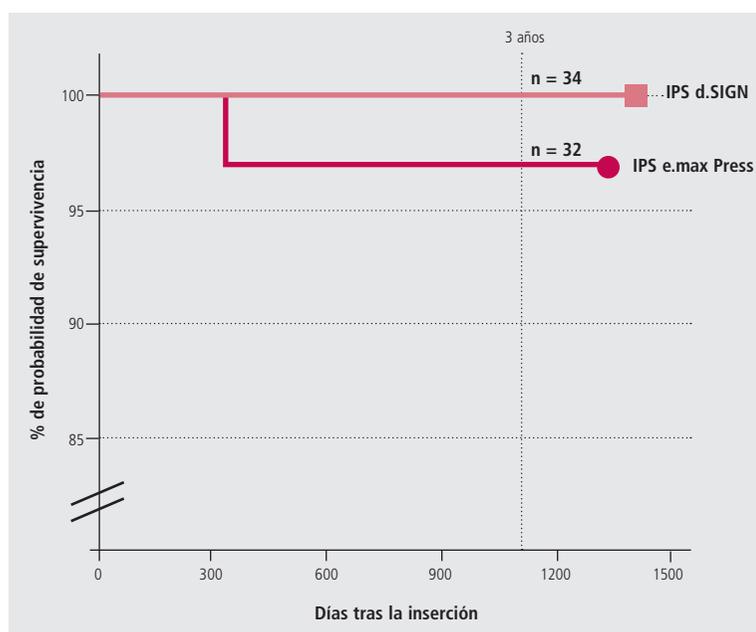


Fig. 12: Probabilidad de supervivencia de coronas realizadas con IPS e.max Press e IPS d.SIGN tras 3 años.

Resumen:

Tras un periodo de observación de 3 años, se determinó una probabilidad de supervivencia del 97% para el grupo de prueba y del 100% para el grupo de control. La prueba de rango logarítmico no mostró ninguna diferencia significativa.

Conclusión:

Las coronas cerámicas sin metal realizadas con IPS e.max Press tuvieron el mismo éxito clínico que las coronas de cerámica con metal.

Referencia:

(Böning et al., 2006)

Título del estudio: Examen clínico de dos sistemas disponibles comercialmente en comparación con un sistema cerámico experimental¹

Lugar del estudio: King's College, Londres, Reino Unido

Periodo: 2001–2008

Autores: T.F. Watson, M. K. Etman

Método:

Se examinó el comportamiento clínico de las coronas posteriores en lo que respecta a la abrasión. Para este fin, se compararon 3 materiales cerámicos y cerámicos sin metal. Se colocaron un total de 90 coronas posteriores en 48 pacientes:

- 30 fueron coronas IPS e.max Press (LS₂) completamente anatómicas
- 30 fueron coronas con carillas Procera-AllCeram (Al₂O₃)
- 30 fueron coronas cerámicas con metal (PFM, IPS Classic®)

Se tomaron impresiones a intervalos regulares durante 2 años y se determinó el desgaste por medio de una nueva técnica.

Resultados:

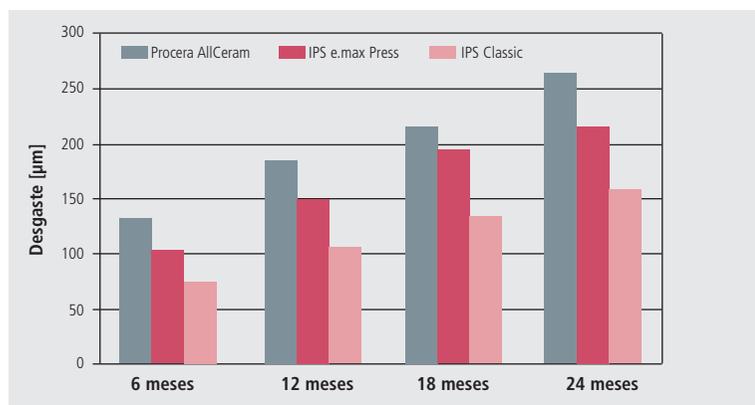


Fig. 13: Abrasión de las coronas cerámicas en relación con el periodo de desgaste.

Resumen:

Las mediciones tras 2 años mostraron que las coronas IPS e.max Press mostraban un menor desgaste que las coronas Procera-AllCeram. La abrasión del diente antagonista también es menor. Tras 7 años, la abrasión del esmalte contrapuesto con las coronas IPS e.max Press sigue siendo menor que la del esmalte contrapuesto a las coronas Procera-AllCeram.

Conclusión:

Procera e IPS e.max tuvieron un rendimiento igual de bueno, pero IPS e.max Press fue superior con respecto a la abrasión. Incluso aunque la abrasión se pueda medir, ni el paciente ni el dentista la notan. El fenómeno no debe por tanto exagerarse con pacientes normales (sin bruxismo ni presión masticatoria aumentada). Si el material se procesa de forma adecuada, la abrasión de las coronas de cerámica vítrea es tan baja que las ventajas estéticas y biológicas sobre las restauraciones de metal y de cerámica con metal prevalecen.

Referencia:

(Etman et al., 2001; Etman y Woolford, 2010)

¹ al comenzar el estudio, IPS e.max Press no estaba disponible comercialmente y, por tanto, se definió como un sistema cerámico experimental.

Título del estudio: Estudio clínico prospectivo sobre coronas parciales IPS e.max® Press y ProCAD®

Lugar del estudio: Clínica Universitaria de Friburgo, Friburgo de Brisgovia, Alemania

Periodo: 2006–2011

Autores: C. Stappert, P. C. Guess

Método:

Todas las coronas de cerámica sin metal/inlays realizados con cerámica de presión de disilicato de litio IPS e.max Press (n=40) y cerámica vítrea de leucita ProCAD para la fabricación CAD/CAM (CEREC, Sirona) (n=40) se colocaron. Se permitió un máximo de 20 dientes con pilar no vital por grupo; que se debían estabilizar por medio de un sistema posterior de cerámica sin metal.

Resultados:

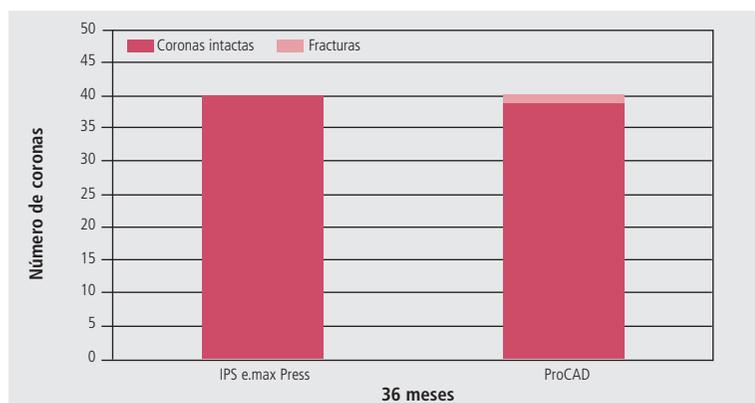


Fig. 14: Eficiencia clínica de las coronas realizadas con IPS e.max Press y ProCAD transcurridos 36 meses.

Resumen:

Se notificó una tasa de supervivencia transcurridos 36 meses del 100% para IPS e.max Press y del 97% para ProCAD.

Conclusión:

Las coronas parciales de cerámica sin metal, fabricadas por presión o con CAD/CAM, constituyen opciones de tratamiento fiables para la restauración de defectos grandes en la región posterior.

Referencia:

(Guess et al., 2006; Guess et al., 2009)

Título del estudio: Resultados a diez años de puentes de 3 unidades realizados con disilicato de litio monolítico (LS₂)

Lugar del estudio: Clínica Universitaria de Schleswig-Holstein, Kiel, Alemania

Periodo: 2001–2011

Autores: M. Kern, S. Wolfart

Método:

Se colocaron treinta y seis puentes fabricados con IPS e.max Press (LS₂) en 28 pacientes. Algo más de la mitad de los puentes sustentados por coronas se colocaron empleando una técnica de cementación convencional. El resto de los puentes se cementaron de forma adhesiva (Variolink® II). El 90% de las restauraciones se colocaron en la región posterior.

Resultados:

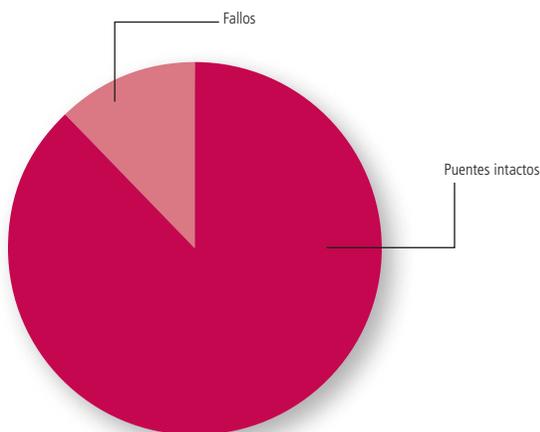


Fig. 15: Eficiencia clínica de los puentes realizados con IPS e.max Press transcurridos 121 meses.

Resumen:

No se produjeron fracturas de los puentes tras un periodo medio de observación de 48 meses. La tasa de supervivencia de 4 años conforme a Kaplan Meier es del 100%. Dos puentes se fracturaron y se produjo una rotura del material de carilla en otros dos (6%) después de 8 años. La tasa de supervivencia de 8 años conforme a Kaplan Meier es del 93%. Con respecto a los parámetros periodontales, la comparación de la profundidad del bolsillo, la hemorragia tras la prueba y la movilidad del diente no resultaron ser diferentes entre los dientes de prueba y los elementos comparativos ($P > 0,05$, prueba de suma logarítmica de Wilcoxon).

Transcurridos 10 años, se produjeron un total de 3 fracturas (en la región molar), y se perdió otra restauración como consecuencia de la extracción de un diente por motivos biológicos. El 6,1% de las restauraciones sufrieron roturas. La tasa de supervivencia de 10 años conforme a Kaplan Meier es del 87,9%.

Conclusión:

Los puentes de tres unidades realizados con cerámica vítrea de disilicato de litio IPS e.max han demostrado ser clínicamente eficientes en la región posterior (premolares) tanto con cementación convencional como adhesiva. La tasa de supervivencia es comparable a la de las cerámicas con metal y mejor que la de otros sistemas cerámicos.

Referencia:

(Wolfart et al., 2005; Wolfart et al., 2009; Kern et al., 2011)

Título del estudio: Examen clínico de coronas IPS e.max® Press con carillas

Lugar del estudio: Clínica Universitaria de Aachen, Aachen, Alemania

Periodo: 2002–2010

Autor: D. Edelhoff

Método:

Un total de 104 restauraciones de IPS e.max Press (LS₂) (82 coronas en la región anterior, 22 coronas en la región posterior) se colocaron en 41 pacientes. La mayoría de las restauraciones (69,2%) se cementaron por medio de una técnica adhesiva (Variolink® II) y aproximadamente una tercera parte de las restauraciones (30,8%) se colocaron mediante un cemento de ionómetro de vidrio (Vivaglass® CEM).

Resultados:

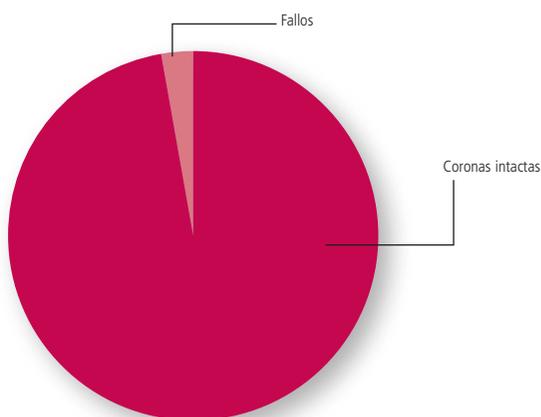


Fig. 16: Eficiencia clínica de las coronas realizadas con IPS e.max Press transcurridos 8 años.

Resumen:

La tasa de supervivencia de Kaplan-Meier transcurridos 8 años es del 92,3%. Se produjo un fallo como consecuencia de una caries secundaria y otro por complicaciones endodónticas. Asimismo, 2 coronas (2,1%) mostraron rotura del material de carilla y una corona (1,1%) mostró una decoloración marginal.

Conclusión:

Las coronas realizadas con cerámica vítrea de disilicato de litio IPS e.max han demostrado ser clínicamente eficientes tanto con cementación convencional como adhesiva.

Referencia:

(Gehrt et al., 2010)

IPS e.max® Disilicato de litio (LS₂) – en estudios *in vivo*

Título del estudio: **IPS e.max® – rendimiento clínico a los 4 años**

Lugar del estudio: EE. UU.

Periodo: 2006–2010

Autor: The Dental Advisor

Método:

Cuatro dentistas colocaron 440 restauraciones IPS e.max Press (LS₂) en 260 pacientes. Se analizaron 236 restauraciones con motivo de una revisión (el periodo máximo de desgaste era de 4 años). De estas restauraciones, el 42% fueron coronas molares, el 37% coronas premolares, el 9% coronas anteriores, el 7% inlays/onlays y el 5% puentes. Se empleó un cemento autoadhesivo o adhesivo para la cementación.

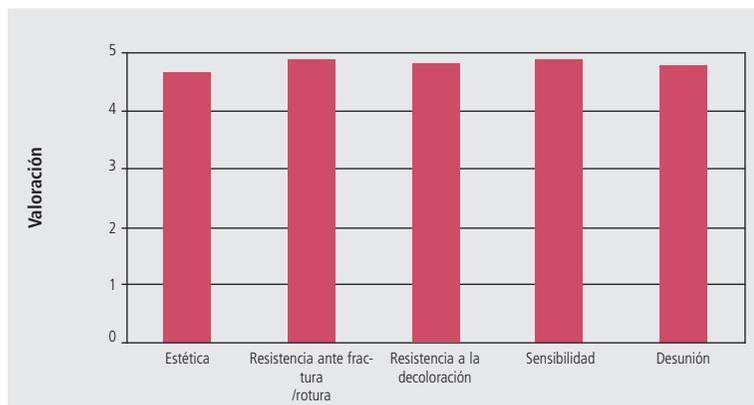
Resultados:

Fig. 17: Valoración de parámetros clínicos importantes en restauraciones realizadas con IPS e.max Press transcurridos cuatro años. 5: excelente; 4: muy bueno; 3: bueno; 2: suficiente; 1: insuficiente.

Resumen:

Solo se notificó una fractura en las 236 restauraciones. Se observaron roturas en el 2,5% de las restauraciones. IPS e.max Press se valoró como excelente también en relación con su decoloración marginal y su aspecto estético.

Conclusión:

IPS e.max Press es un material altamente estético con una elevada resistencia y un rendimiento clínico excelente a lo largo de 4 años. Es superior a las restauraciones cerámicas con metal, así como a otros materiales de cerámica sin metal.

Referencia:

The Dental Advisor, 2010

Título del estudio: Evaluación clínica de las coronas CAD/CAM de disilicato de litio realizadas en la clínica. Informe de 3 años

Lugar del estudio: University of Michigan, Ann Arbor, EE. UU.

Periodo: 2007–2010

Autor: J. Fasbinder

Método:

Se fabricaron 62 coronas IPS e.max CAD LS₂ (premolares y molares) en la propia clínica con una unidad de torneado CEREC 3D y se cementaron adhesivamente con Multilink® Automix (n=23) y autoadhesivamente con Multilink Sprint (n=39).

Resultados:

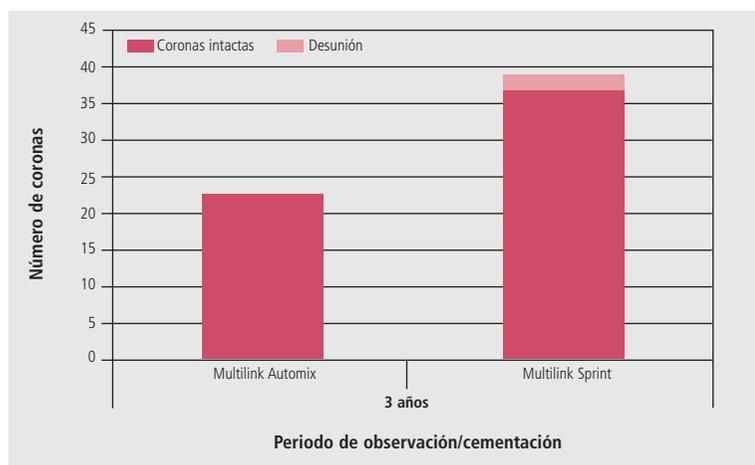


Fig. 18: Eficiencia clínica de las coronas realizadas con IPS e.max CAD transcurridos 3 años.

Resumen:

No se notificaron fracturas ni roturas del material de carillas tras un periodo de observación de hasta 3 años. Todas las coronas que se fijaron con Multilink Automix estaban clínicamente aceptables; se notificaron dos casos de descementación para Multilink Sprint. Estas dos se volvieron a cementar usando Multilink Automix.

Conclusión:

Las coronas realizadas con IPS e.max CAD demostraron su eficiencia clínica a lo largo de un periodo de 3 años; no se produjeron ni fracturas ni roturas.

Referencia:

(Fasbinder et al., 2010)

Título del estudio: Un estudio preliminar sobre la eficacia a corto plazo de las coronas de disilicato de litio posteriores con fabricación generada y asistida por ordenador/diseñada por ordenador en la propia clínica

Lugar del estudio: Universidad RWTH Aachen, Aachen, Alemania

Periodo: 2008–2010

Autor: S. Reich

Método:

Se fabricaron 41 coronas IPS e.max CAD LS₂ mediante la máquina de tallado CEREC 3D. Se realizó una cementación autoadhesiva con Multilink® Sprint.

Resultados:

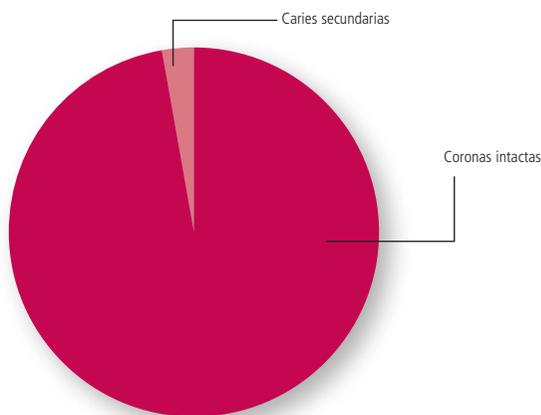


Fig. 19: Eficiencia clínica de las coronas realizadas con IPS e.max CAD transcurridos 2 años.

Resumen:

No se notificaron fracturas de las restauraciones tras un periodo de observación de 2 años; tan solo un caso de caries secundaria.

Conclusión:

Las coronas realizadas con IPS e.max CAD demostraron su eficiencia clínica a lo largo de un periodo de 2 años; no se produjeron ni fracturas ni roturas.

Referencia:

(Reich et al., 2010)

Título del estudio: Rendimiento clínico y ajuste de un sistema de coronas de cerámica torneada

Lugar del estudio: Boston University, Boston, EE. UU.

Periodo: 2005–2008

Autor: D. Nathanson

Método:

Se colocaron 31 coronas IPS e.max CAD LS₂ (23 coronas anteriores, 8 coronas posteriores) en 14 pacientes. Se recubrieron con carillas IPS e.max Ceram y se cementaron por medio de Multilink® o Multilink Automix.

Resultados:

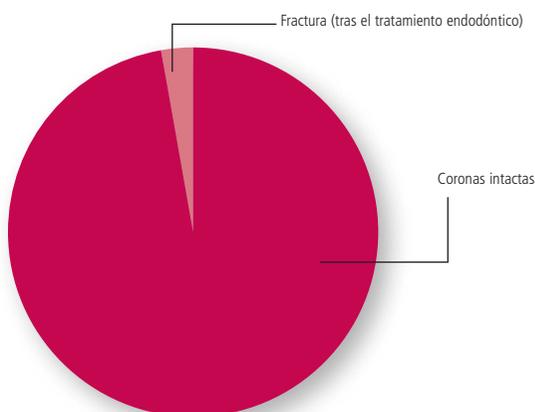


Fig. 20: Eficiencia clínica de las coronas realizadas con IPS e.max CAD transcurridos 3 años.

Resumen:

Tras un periodo de observación de hasta 3 años, solo una corona que se colocó tras un tratamiento endodóntico mostró una fractura.

Conclusión:

Las coronas realizadas con IPS e.max CAD demostraron su eficiencia clínica a lo largo de un periodo de 3 años.

Referencia:

(Nathanson, 2008)

Título del estudio: Tasa de supervivencia y calidad clínica de coronas posteriores fabricadas con CAD/CAM realizadas con cerámica de disilicato de litio. Un estudio clínico prospectivo

Lugar del estudio: Universidad de Zúrich, Zúrich, Suiza

Periodo: 2007–2011

Autor: A. Bindl

Método:

Se colocaron 42 coronas posteriores IPS e.max CAD LS₂ en 37 pacientes por medio de un protocolo de cementación autoadhesivo.

Resultados:

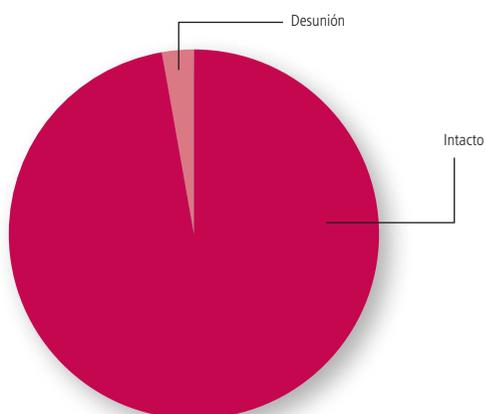


Fig. 21: Eficiencia clínica de las coronas realizadas con IPS e.max CAD transcurridos 2 años.

Resumen:

En el examen de seguimiento realizado a los 2 años, se valoraron 37 coronas. No se produjeron ni fracturas ni roturas. Tan solo una corona se vio afectada por descementación. La corona estaba intacta y se volvió a cementar por medio de Multilink® Automix.

Conclusión:

Las coronas posteriores realizadas con IPS e.max CAD demostraron su eficiencia clínica a lo largo de un periodo de 2 años.

Referencia:

(Bindl, 2011)

Título del estudio: **Estudio clínico de corona posterior IPS e.max® CAD**

Lugar del estudio: Pacific Dental Institute, Portland, Oregón, EE. UU.

Periodo: 2006–2009

Autores: J. A. Sorensen, R. Trotman, K. Yokoyama

Método:

Se realizaron carillas para 30 coronas IPS e.max CAD LS₂ con IPS e.max Ceram y se colocaron en 27 pacientes mediante un protocolo de cementación adhesivo con Multilink®.

Resultados:

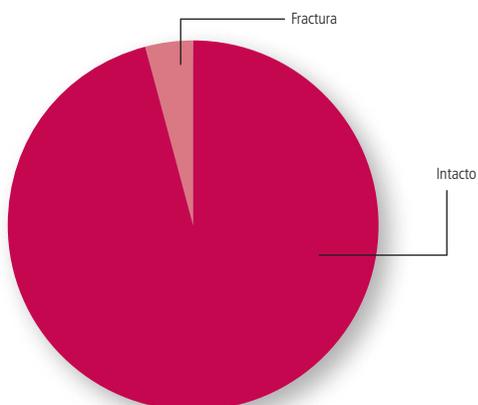


Fig. 22: Eficiencia clínica de las coronas realizadas con IPS e.max CAD transcurridos 2 años.

Resumen:

Tras un periodo de observación de 2 años, se fracturaron 2 coronas.

Conclusión:

Las coronas realizadas con IPS e.max CAD demostraron su eficiencia clínica a lo largo de un periodo de 2 años.

Referencia:

(Sorensen et al., 2009b)

Título del estudio: Análisis de desgaste *in vivo* y microestructural de las coronas de cerámica con metal y cerámica sin metal y sus esmaltes antagonistas

Lugar del estudio: Universidad de Florida

Periodo: 2005–2008

Autores: J.F. Esquivel-Upshaw, K. J. Anusavice, W. Rose, E. Oliveira

Método:

Se colocaron un total de 36 coronas de cerámica sin metal y cerámica con metal en 31 pacientes. Las coronas se clasificaron en tres grupos:

- Coronas de cerámica con metal (IPS d.SIGN; n=12)
- Coronas IPS Empress 2 con carillas de IPS Eris para E2 (n=12)
- Coronas IPS e.max Press cristalizadas (n=12)

Las coronas de cerámica sin metal se cementaron por medio de Variolink® II. Las coronas de cerámica con metal se colocaron con RelyX Unicem. Se tomaron fotos en el momento inicial y en cada revisión y se tomaron impresiones mediante un polisiloxano de vinilo de tipo aditivo para determinar el desgaste en una etapa posterior.

Resultados:

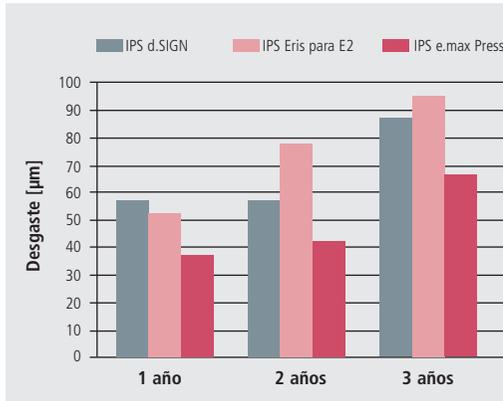


Fig. 23: Abrasión de coronas cerámicas en relación con el periodo de desgaste.

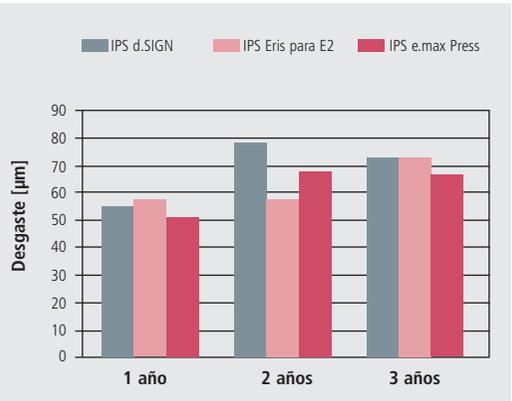


Fig. 24: Abrasión antagonista en relación con el periodo de desgaste.

Resumen:

Las evaluaciones del desgaste del esmalte han mostrado únicamente una débil interacción entre el desgaste y la fuerza máxima de mordida. Esto indica que son otros los factores que influyen predominantemente en el desgaste. La abrasión antagonista fue mayor que la de los dientes naturales (esmalte/esmalte) para todos los materiales. Sin embargo, los valores de IPS e.max Press fueron comparables o inferiores a los de otros materiales (véase la figura). El desgaste de las coronas cerámicas fue inferior para IPS e.max Press que para los otros materiales cerámicos (véase la figura).

Conclusión:

La mayor resistencia de IPS e.max Press no necesariamente significa que la abrasión del diente antagonista sea superior.

Referencia:

(Esquivel-Upshaw et al., 2008)

Título del estudio: Rendimiento clínico de las restauraciones de disilicato de litio fabricadas con CAD/CAM

Lugar del estudio: Universidad de Múnich Ludwig Maximilian, Múnich, Alemania

Periodo: 2007–2011

Autor: F. Beuer

Método:

Se fabricaron treinta y ocho restauraciones completamente anatómicas y reducidas parcialmente IPS e.max CAD (LS₂) respectivamente mediante KaVo Everest (36 coronas, 2 puentes anteriores) y se cubrieron con carillas con IPS e.max Ceram. Se realizó una cementación autoadhesiva con Multilink® Sprint y Multilink Automix.

Resultados:

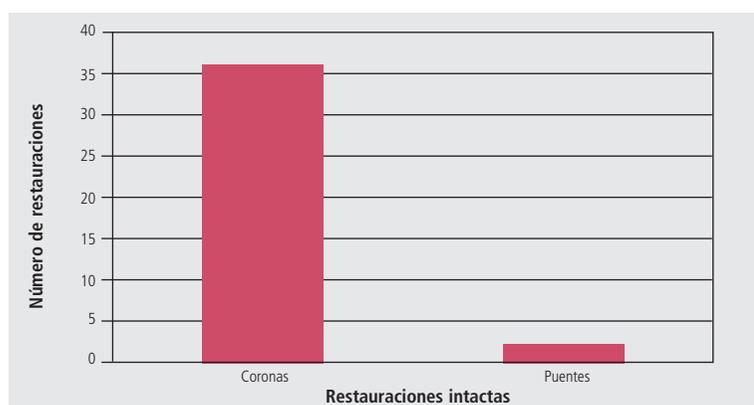


Fig. 25: Eficiencia clínica de las coronas y los puentes realizados con IPS e.max CAD transcurridos 4 años.

Resumen:

No se produjeron fallos de las restauraciones colocadas tras un periodo medio de observación de 4 años.

Conclusión:

Las coronas y los puentes anteriores realizados con IPS e.max CAD demostraron su eficiencia clínica a lo largo de un periodo de 4 años.

Referencia:

(Richter et al., 2009; Beuer 2011)

Título del estudio: Rendimiento clínico a los doce meses de las restauraciones IPS e.max® CAD-on (disilicato de litio fusionado con estructuras de óxido de circonio)

Lugar del estudio: R&D, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Periodo: 2009–2011

Autores: R. Watzke, A. Peschke, J.F. Roulet

Método:

Se fabricaron 25 restauraciones (20 coronas, 5 puentes de 3 unidades) con un nuevo tipo de técnica CAD/CAM. Las estructuras se fabricaron en IPS e.max ZirCAD (ZrO₂), las carillas de IPS e.max CAD (LS₂). Las estructuras y las carillas se fusionaron por medio de Ivomix e IPS e.max CAD Crystall./Connect. Las restauraciones se cementaron de forma convencional.

Resultados:

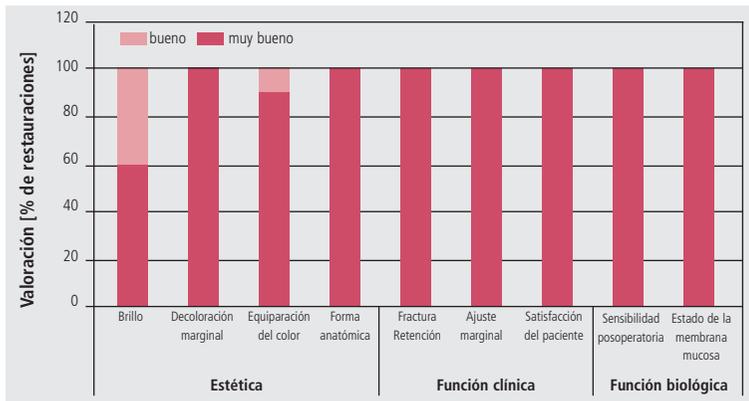


Fig. 26: Eficiencia clínica de las coronas y los puentes realizados con IPS e.max ZirCAD y con carillas de IPS e.max CAD ("CAD-on") transcurridos 12 meses.

Resumen:

Las restauraciones IPS e.max CAD-on se clasificaron como de muy buenas a buenas para todos los parámetros clínicos (estéticos, función, parámetros biológicos) tras 12 meses.

Conclusión:

La técnica IPS e.max CAD-on permite la fabricación de restauraciones fiables con una estética elevada, que demuestran su eficiencia clínica tras un periodo de observación de 12 meses. Las restauraciones IPS e.max CAD-on son muy adecuadas para las coronas retenidas por implante y los puentes de 3 unidades.

Referencia:

(Watzke et al., 2011)



IPS **e.max**[®]
Óxido de circonio
(ZrO₂)

*estudios en vitro
estudios en vivo*

Título del estudio: **Influencia de las técnicas para carillas en el comportamiento de fallo y la resistencia a la fatiga de los sistemas de tres capas Y-TZP**

Lugar del estudio: New York University, Nueva York, EE. UU.

Periodo: 2009

Autores: P.C. Guess, Y. Zhang, Prof. V.P. Thompson

Método:

Las muestras de óxido de circonio CAD/CAM Y-TZP (12 x 12 x 0,7 mm) se cubrieron con carillas por medio de la técnica de presión de cera perdida (IPS e.max ZirPress; grupo de prueba, n=24) y la técnica de estratificación (IPS e.max Ceram, grupo de control, n=24). Tras la cementación por adhesión (Alloy Primer y Panavia 21) en bloques de composite (12 x 12 x 4 mm, Z-100), las muestras de prueba se conservaron en agua durante siete días antes de realizar las pruebas de fatiga. Las muestras de prueba de 3 capas se sometieron a una prueba de resistencia de simulación de masticación con un antagonista de tungsteno en forma de bola (R=3,18) con tres perfiles diferentes (EL-3300 Bose/Endurtec) hasta que las fisuras alcanzaron la superficie de unión entre las cerámicas de carilla y de estructura. Todas las muestras de prueba se colocaron en un ángulo de 30° con respecto al eje para simular la inclinación de la cúspide en la región posterior. Los perfiles de resistencia se determinaron en función de la dureza a la fractura inicial.

Resultados:

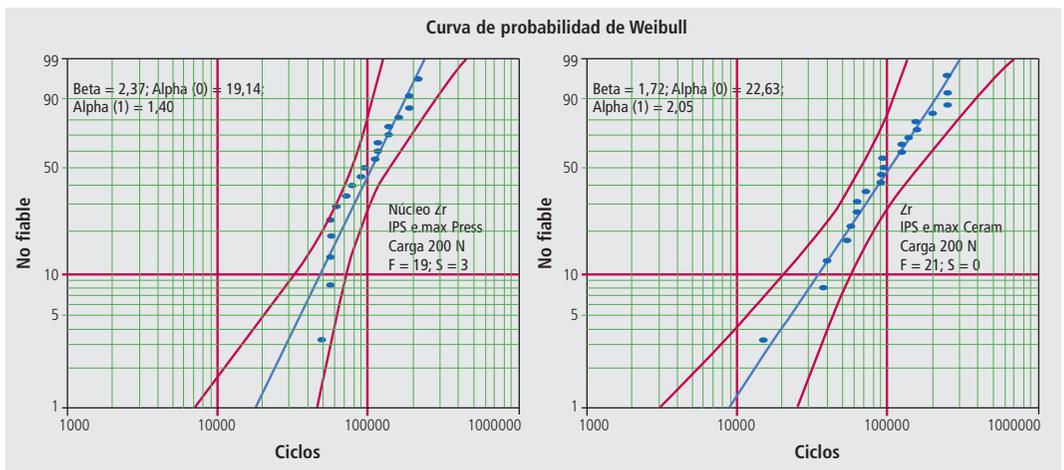


Fig. 27: Curva de probabilidad de Weibull para IPS e.max ZirCAD, con carillas de IPS e.max ZirPress (izquierda) o IPS e.max Ceram (derecha). Puntos azules: puntos de datos; línea roja: intervalos de confianza bilaterales al 90%. Se produjo en fallo (F) en 19 muestras (ZirPress) y 21 (Ceram).

Resumen:

La resistencia ante la fatiga del óxido de circonio en carillas es comparable con la fatiga del material sometido a tensión de las carillas de estratificación y presión. Solo se observaron fracturas superficiales en la carilla. No se registraron fracturas en la estructura.

Conclusión:

La resistencia a la fatiga de IPS e.max ZirCAD (ZrO₂) no depende del tipo de carilla (por presión o estratificada).

Referencia:

(Guess, 2009)

Título del estudio: Resistencia a la fractura de los sistemas de coronas de cerámica sin metal

Lugar del estudio: Universidad Christian Albrecht de Kiel, Kiel, Alemania

Periodo: 2011

Autores: M. Steiner, M. Sasse, Prof. M. Kern

Método:

Se fabricó un muñón modelo, sobre el que se modeló en cera el modelo de una corona con una superficie oclusal anatómica estandarizada con un grosor de la capa oclusal de 2,0 mm (cúspide) y 1,5 mm (fisuras) y posteriormente se escaneó. Se fresaron varios modelos de coronas idénticos en una resina de acrilato y se emplearon para la fabricación de coronas de presión de disilicato de litio (IPS e.max Press). Las coronas de ZrO₂ fresadas con CAD (IPS e.max ZirCAD, Lava Zirconia, Cercon Base) se fabricaron del mismo modo mediante el escaneo y fresado de los materiales respectivos. Para la fabricación de coronas con recubrimiento, el grosor oclusal del material de recubrimiento fue de 1,0 mm y 0,8 mm; el blindaje estético se realizó con LavaCeram y Cercon Ceram / por presión con IPS e.max ZirPress conforme a las instrucciones de los fabricantes respectivos. Las coronas se cementaron de forma adhesiva a los muñones metálicos mediante Multilink Automix. Las muestras de prueba se conservaron en agua a 37 °C (99 °F) durante 3 días antes de las pruebas de fatiga. Posteriormente se colocaron en el simulador de masticación de Willytec y se sometieron a la carga cíclica ocho muestras de prueba por grupo de material. Se incrementó la carga del peso cada 100.000 ciclos (3, 5, 9, 11 kg); el número total de ciclos fue de 400.000. Todas las muestras intactas se cargaron posteriormente en una máquina de prueba universal hasta que se produjo un fallo completo.

Resultados:

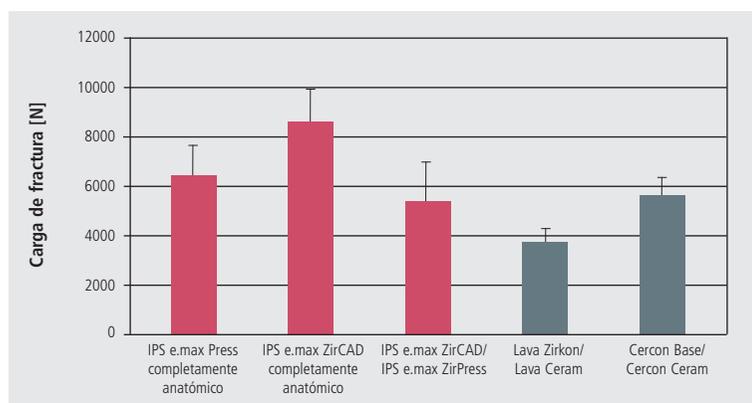


Fig. 28: Carga de fractura de las coronas de cerámica sin metal fabricadas en materiales diferentes.

Resumen:

No se produjo ninguna rotura durante la carga dinámica. La carga de fractura de un IPS e.max Press completamente anatómico está en el mismo intervalo que el óxido de circonio de carillas.

Conclusión:

El material IPS e.max no solo soporta las fuerzas fisiológicas en la región posterior, que oscilan entre los 300 y los 1.000 N, pero también presenta el margen de seguridad suficiente para tolerar la sobrecarga accidental.

Referencia:

(Steiner et al., 2011)

Título del estudio: **Influencia de la carilla sobre la resistencia a la fractura de las restauraciones de dióxido de circonio**

Lugar del estudio: Universidad de Múnich Ludwig Maximilian, Múnich, Alemania

Periodo: 2004

Autores: F. Beuer, T. Kerler, K. Erdelt, J. Schweiger, M. Eichberger, W. Gernet

Método:

Se prepararon 60 muestras de prueba circulares con cerámicas Cercon Smart (ZrO₂) de conformidad con los requisitos de las pruebas de fractura de doble eje. 12 muestras no fueron recubiertas, otras 24 fueron recubiertas con un grosor de capa de 0,2 mm y 0,8 mm (12 en cada caso), con la cerámica del fabricante de las estructuras (Cercon Ceram S) y otras tantas con IPS e.max Ceram, aplicando el mismo grosor de capa. Todas las muestras se sometieron a pruebas en la máquina de prueba universal, con el recubrimiento situado en la zona de tensión.

Resultados:

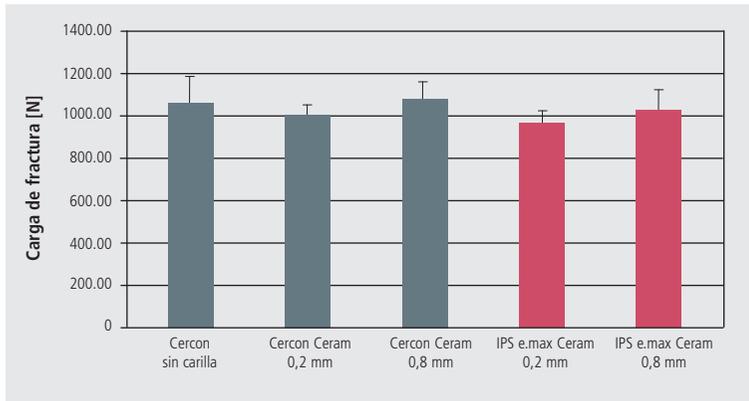


Fig. 29: Carga de fractura de muestras de prueba sin carillas y con carillas Cercon ZrO₂.

Resumen:

Las muestras de prueba sin carillas mostraron una resistencia media a la fractura de 1.066 N. Con un grosor de carilla de 0,8 mm, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre las carillas IPS e.max Ceram y Cercon Ceram S.

Conclusión:

El material para carillas IPS e.max Ceram no tiene un efecto negativo sobre la carga de fractura de las estructuras de óxido de circonio.

Referencia:

(Beuer et al., 2004)

Título del estudio: Resistencia a la fractura de los puentes posteriores de dióxido de circonio de tres unidades

Lugar del estudio: Clínica Universitaria de Friburgo, Friburgo de Brisgovia, Alemania

Periodo: 2006

Autores: K. Stamouli, S. Smeekens, W. Att, Prof. J.R. Strub

Método:

Se colocaron 96 dientes (48 premolares inferiores y 48 molares inferiores) y se fijaron con un ligamento periodontal artificial. Tras la toma de la impresión y la fabricación del modelo, se crearon 48 puentes de tres unidades en tres materiales de diferentes ZrO₂ (n=16 por material). Grupo 1: Procera Zirconia, Grupo 2: DC-Zirkon, Grupo 3: Vita In-Ceram YZ. Todas las estructuras se cubrieron con IPS e.max Ceram y se cementaron de forma convencional (Ketac Cem). La mitad de las muestras de prueba se envejecieron de modo artificial. Posteriormente, se cargaron todos los puntos hasta la fractura por medio de una máquina de prueba universal (Zwick).

Resultados:

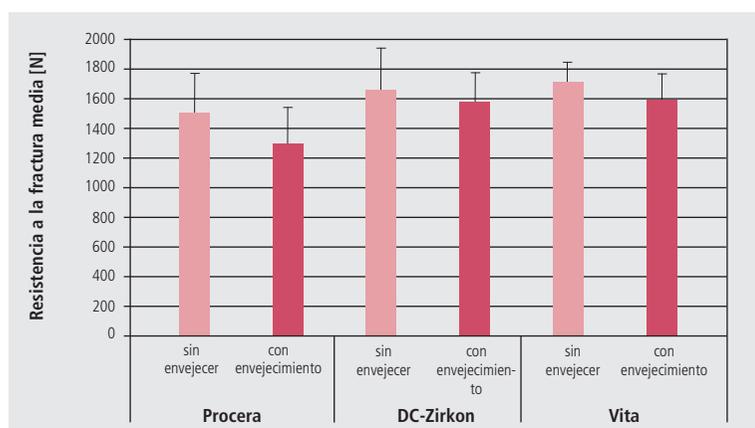


Fig. 30: Resistencia a la fractura de los puentes de ZrO₂, recubiertos con carillas IPS e.max Ceram, antes y después del envejecimiento.

Resumen:

todos los puentes soportaron la simulación de masticación dinámica. No se observaron ni fracturas ni roturas en la cerámica de recubrimiento. Sin envejecimiento, los valores de resistencia a la fractura de los materiales fueron los mismos; no obstante, se presentaron diferencias en la resistencia a la fractura tras el envejecimiento (véase el diagrama).

Conclusión:

IPS e.max Ceram permite el recubrimiento con carillas de los puentes de óxido de circonio.

Referencia:

(Stamouli et al., 2006)

Título del estudio: **Cerámica sin metal, titanio o cerámica con metal convencional**

Lugar del estudio: Universidad de Zúrich, Zúrich, Suiza

Periodo: 2008

Autores: B. Stawarczyk, J. Fischer

Método:

Se fabricaron estructuras de formas idénticas de titanio y óxido de circonio Lava (11 series de 10 muestras cada una) y se cubrieron con carillas con cerámicas para carillas adecuadas. Entre los materiales, se utilizó IPS e.max Ceram para cubrir las estructuras de ZrO₂. Se utilizaron como grupo de control coronas de oro con recubrimientos convencionales fabricadas con Degudent U / VM13. Las coronas recubiertas se cementaron de forma adhesiva a un muñón de metal y se cargaron hasta la fractura a un ángulo descentrado de 45° en un ensamble de prueba.

Resultados:

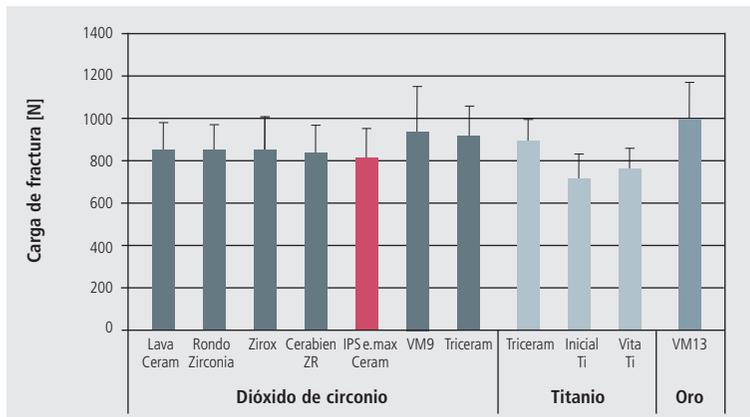


Fig. 31: Carga de fractura de muestras de prueba con carillas fabricadas con ZrO₂, titanio u oro.

Resumen:

IPS e.max Ceram en estructuras de ZrO₂ alcanzaron valores de carga de fractura similares a los de otros materiales para carillas. El óxido de circonio de carillas se encontraba en el rango de la cerámica con metal convencional.

Conclusión:

La carga de fractura de las coronas de óxido de circonio con carillas es comparable a la de las coronas de metal con carillas.

Referencia:

(Stawarczyk y Fischer, 2008)

Título del estudio: Material para carillas fabricado con CAD/CAM de alta resistencia sintetizado con casquetes de circonia: un nuevo método de fabricación para las restauraciones de cerámica sin metal

Lugar del estudio: Universidad de Múnich Ludwig Maximilian, Múnich, Alemania

Periodo: 2009

Autores: F. Beuer, J. Schweiger, M. Eichberger, H.F. Kappert, W. Gernet, D. Edelhoff

Método:

Se preparó una preparación de achaflanado a 360° con un hombro de 1,2 mm en un segundo molar superior y se duplicó 15 veces con una aleación de cobalto y cromo. Se fabricaron 45 cofias de óxido de circonio de IPS e.max ZirCAD y se dividieron en tres grupos. El primer grupo se cubrió con IPS e.max Ceram con la técnica de estratificación, en el segundo grupo se inyectó cerámica a presión IPS e.max ZirPress. Para el tercer grupo, se fabricó en CAD/CAM un recubrimiento completo con forma anatómica de IPS e.max CAD (LS₂) y se fusionó sobre la estructura de ZrO₂ (corona de fusión). Todas las coronas se cementaron de forma convencional y se cargaron en una máquina de prueba universal hasta que se produjo un fallo clínico.

Resultados:

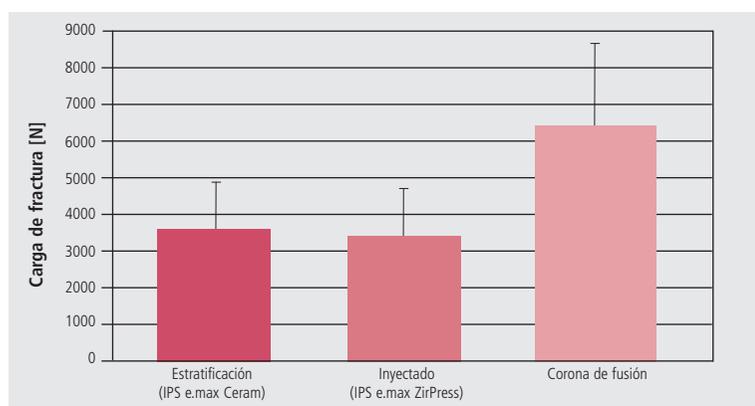


Fig. 32: Carga de fractura de las coronas fabricadas con IPS e.max ZirCAD, con carillas de IPS e.max Ceram, IPS e.max ZirPress o IPS e.max CAD-on (corona de fusión).

Resumen:

Los valores de la carga de fractura de las coronas estratificadas y generadas por presión fueron similares, mientras que los valores de las coronas de fusión (IPS e.max CAD-on) fueron claramente superiores.

Conclusión:

Las coronas de fusión (IPS e.max CAD-on) fueron superiores a las de las técnicas de estratificación y de presión en lo referente a la carga de fractura.

Referencia:

(Beuer et al., 2009)

Título del estudio: Rendimiento clínico a largo plazo de IPS e.max® Ceram sobre IPS e.max® ZirCAD

Lugar del estudio: Dental Clinical Research Center, University of Iowa, Iowa City, EE. UU.

Periodo: 2005–2009

Autor: C. Stanford

Método:

Incorporación de 50 coronas y 11 puentes realizados con IPS e.max ZirCAD (ZrO₂), con recubrimiento de IPS e.max Ceram.

Resultados:

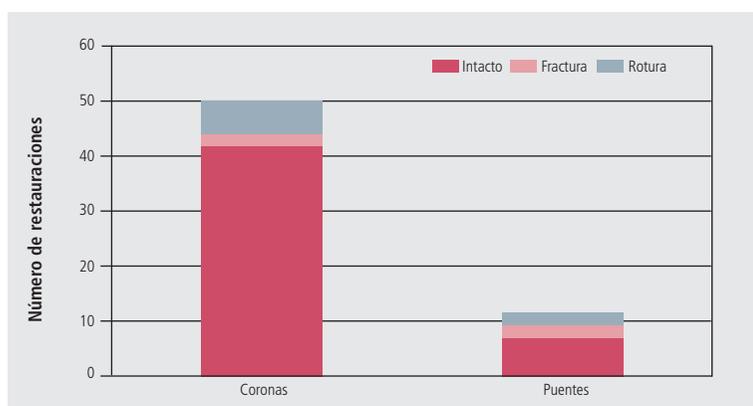


Fig. 33: Eficiencia clínica de las restauraciones con carillas Ceram/IPS e.max ZirCAD transcurridos 36 meses.

Resumen:

Tras un periodo de observación de 36 meses, se produjeron dos fracturas y 5 casos de rotura del material de recubrimiento en las coronas; no obstante, esto pudo arreglarse mediante un pulido. Para los puentes, se notificaron dos casos de fractura (de los cuales uno fue una descementación con nueva fabricación) y dos casos de rotura. La rotura también se pudo reparar en el sitio mediante pulido y no requirió una sustitución de la restauración.

Conclusión:

Las restauraciones realizadas con IPS e.max ZirCAD y con recubrimiento IPS e.max Ceram han demostrado su eficiencia clínica.

Referencia:

(Stanford, 2009)

Título del estudio: Rendimiento clínico a largo plazo de IPS e.max® Ceram sobre IPS e.max® ZirCAD

Lugar del estudio: Pacific Dental Institute, Portland, EE. UU.

Periodo: 2004–2009

Autor: J. A. Sorensen

Método:

Incorporación de 20 puentes realizados con IPS e.max ZirCAD (ZrO₂), con carillas de IPS e.max Ceram.

Resultados:

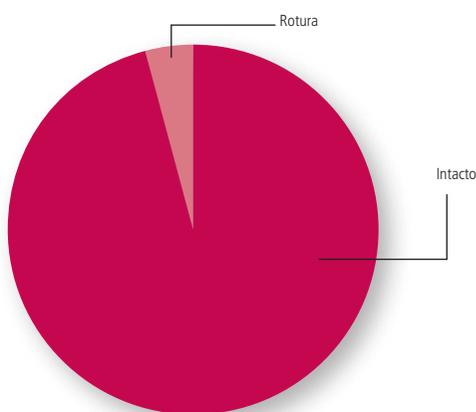


Fig. 34: Eficiencia clínica de los puentes fabricados con IPS e.max ZirCAD, con carillas de IPS e.max Ceram.

Resumen:

No se notificó ningún fallo completo durante el periodo de observación de $46,7 \pm 5$ meses. La tasa de supervivencia está en el 100%. Se notificaron dos roturas pequeñas (cohesivas) dentro de la cerámica de recubrimiento.

Conclusión:

Con una tasa de supervivencia del 100%, la eficiencia clínica de los puentes de IPS e.max ZirCAD ZrO₂ es excelente.

Referencia:

(Sorensen et al., 2009a)

Título del estudio: Evaluación clínica de coronas de cerámica de circonio CAD/CAM y dentaduras parciales fijas.

Lugar del estudio: University of Michigan, Ann Arbor, EE. UU.

Periodo: 2005–2009

Autor: J. Fasbinder

Método:

Incorporación de 31 coronas y 10 puentes realizados con IPS e.max ZirCAD (ZrO₂), con inyección de cerámica IPS e.max ZirPress.

Resultados:



Fig. 35: Eficiencia clínica de las coronas y los puentes fabricados con IPS e.max ZirCAD, con presión de IPS e.max ZirPress.

Resumen:

Se notificaron 3 fracturas del material de las coronas tras un periodo de observación de hasta 3 años. La estructura de una corona falló, lo que requirió su sustitución. En el grupo de los puentes, solo se produjo un fallo como consecuencia del tratamiento endodóntico.

Conclusión:

Las restauraciones realizadas en IPS e.max ZirCAD, con presión de ZirPress mostraron un comportamiento clínico excelente.

Referencia:

(Fasbinder y Dennison, 2009)

Título del estudio: Estudio clínico sobre las restauraciones de cerámica sin metal realizadas con óxido de circonio y recubrimiento con una cerámica de blindaje nueva.

Lugar del estudio: Universidad de Múnich Ludwig Maximilian, Múnich, Alemania

Periodo: 2005–2009

Autores: F. Beuer, W. Gernet

Método:

Incorporación de 50 coronas y 18 puentes (3 a 4 unidades) realizados con IPS e.max ZirCAD (ZrO₂), con recubrimiento de IPS e.max Ceram.

Resultados:

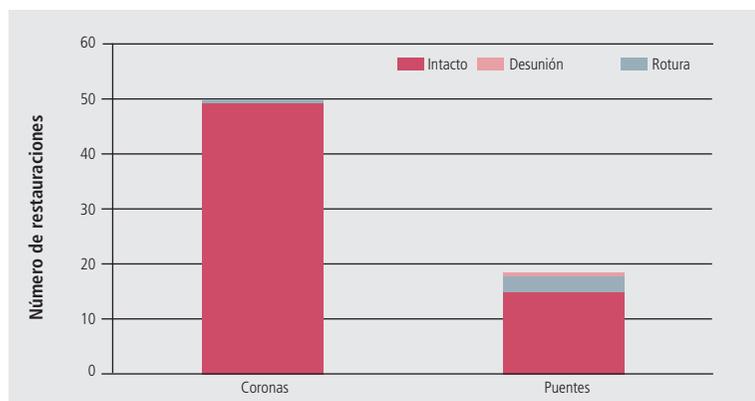


Fig. 36: Eficiencia clínica de las coronas y los puentes realizados con IPS e.max ZirCAD y con carillas de IPS e.max Ceram transcurridos 5 años.

Resumen:

Tras un periodo de observación de hasta cinco años, no se registraron fallos en la corona, solo un caso de rotura de la cerámica del recubrimiento. Para los puentes se notificaron cinco casos de rotura. Asimismo, se produjo un caso de descementación repetida, lo que provocó que se fabricara el puente de nuevo y esto se contabilizara como fallo. 98,5% de las restauraciones están todavía en uso clínico.

Conclusión:

Las coronas y puentes realizados con IPS e.max ZirCAD mostraron un excelente rendimiento clínico; ninguna de las restauraciones se fracturó durante el periodo del estudio de 5 años.

Referencia:

(Beuer et al., 2010; Beuer, 2011)

Título del estudio: Rendimiento clínico de las prótesis posteriores de tres unidades de alúmina, circonia y PFM

Lugar del estudio: CR Foundation, Provo, EE. UU.

Periodo: 2006–2008

Autor: R. Christensen

Método:

Se recubrieron con cerámica 293 puentes de 3 unidades con estructuras de cerámica o metal, entre otros con IPS e.max ZirPress (n=33), y fueron colocados por 116 dentistas. Se examinaron los parámetros funcionales y estéticos de las restauraciones durante las revisiones regulares.

Resultados:

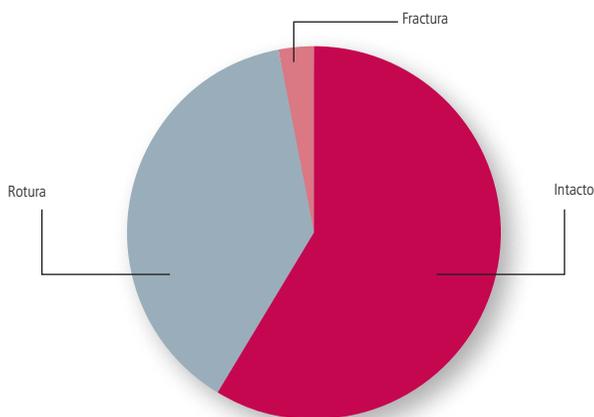


Fig. 37: Eficiencia clínica de los puentes fabricados con IPS e.max ZirCAD, con carillas de IPS e.max ZirPress transcurridos 2 años.

Resumen:

De los 33 puentes realizados con IPS e.max ZirCAD y cubiertos estéticamente con cerámica de IPS e.max ZirPress, fue necesario sustituir un puente como consecuencia de la fractura del material de recubrimiento tras un periodo de observación de dos años. Se produjeron una serie de casos de rotura menores, pero se solucionaron en el sitio sin problema y no requirieron la sustitución de la restauración. (Nota: también se produjeron numerosos casos de rotura en las restauraciones de óxido de circonio de otros fabricantes).

Conclusión:

La tasa de supervivencia de IPS e.max ZirCAD, con carillas de IPS e.max ZirPress transcurridos 2 años fue del 97%.

Referencia:

(Christensen RJ, 2008)

Título del estudio: **Evaluación clínica de un cemento de resina autoadhesivo en coronas de cerámica sin metal**

Lugar del estudio: The State University of New York, Buffalo, EE. UU.

Periodo: 2006–2009

Autor: C. A. Muñoz

Método:

Se cementaron 42 coronas IPS e.max ZirCAD (ZrO₂), con carillas de IPS e.max Ceram o IPS e.max ZirPress, con un composite de fijación autoadhesivo.

Resultados:

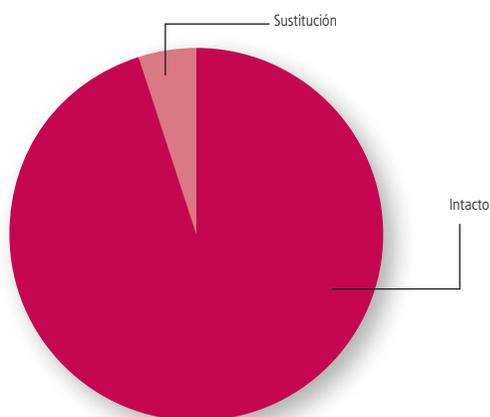


Fig. 38: Eficiencia clínica de las coronas realizadas con IPS e.max ZirCAD.

Resumen:

Tras 2 años, solo fue necesario sustituir 2 coronas como resultado de la fractura de la carilla.

Conclusión:

El estudio confirma la idoneidad clínica de IPS e.max ZirCAD con recubrimiento como material para la corona.

Referencia:

(Muñoz, 2009)

IPS e.max® Óxido de circonio (ZrO₂) – en estudios *in vivo*

Título del estudio: Comparación de los puentes realizados con IPS e.max® ZirCAD, con carillas de IPS e.max® Ceram o IPS e.max® ZirPress.

Lugar del estudio: Universidad de Zúrich, Zúrich, Suiza

Periodo: 2005–2008

Autores: I. Sailer y A. Bindl

Método:

Incorporación de 40 restauraciones realizadas con estructuras de IPS e.max ZirCAD (ZrO₂). Veinte de las estructuras se recubrieron IPS e.max Ceram, 10 con cada uno de los siguientes IPS e.max ZirPress y/o IPS e.max ZirPress e IPS e.max Ceram.

Resultados:

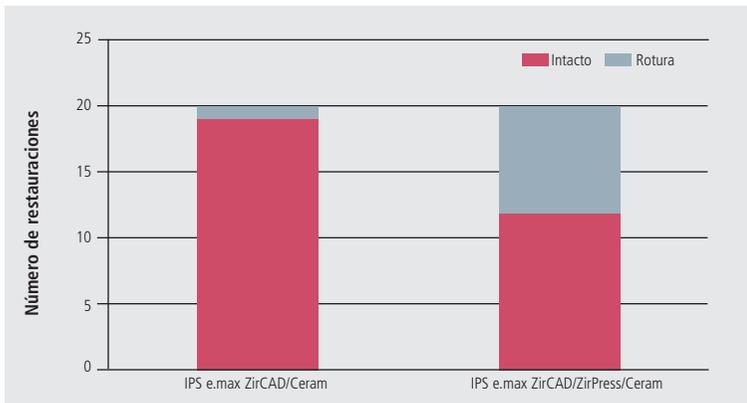


Fig. 39: Eficiencia clínica de los puentes fabricados con IPS e.max ZirCAD, con carillas de diferentes materiales (IPS e.max Ceram o IPS e.max ZirPress) transcurridos 19,4 meses.

Resumen:

No se produjeron fracturas de las estructuras tras un periodo medio de observación de 19,4 meses. Se notificaron varios casos locales de rotura pero se consiguieron arreglar por medio de un repasado.

Conclusión:

Los puentes realizados con IPS e.max ZirCAD demostraron su eficiencia clínica a lo largo de un periodo de 19,4 años; no se produjeron fracturas. La tasa de supervivencia de IPS e.max ZirCAD, recubiertas de IPS e.max ZirPress transcurridos 2 años fue del 97%.

Referencia:

(Hicklin et al., 2008)

Título del estudio: Rendimiento clínico a los doce meses de las restauraciones IPS e.max® CAD-on (disilicato de litio fusionado con estructuras de óxido de circonio)

Lugar del estudio: R&D, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Periodo: 2009–2011

Autores: R. Watzke, A. Peschke, J.F. Roulet

Método:

Se fabricaron 25 restauraciones (20 coronas, 5 puentes de 3 unidades) con un nuevo tipo de técnica CAD/CAM. Las estructuras se fabricaron en IPS e.max ZirCAD (ZrO₂), el recubrimiento estético fue IPS e.max CAD (LS₂). Las estructuras y las carillas se fusionaron por medio de Ivomix e IPS e.max CAD Crystall./Connect. Las restauraciones se cementaron de forma convencional.

Resultados:

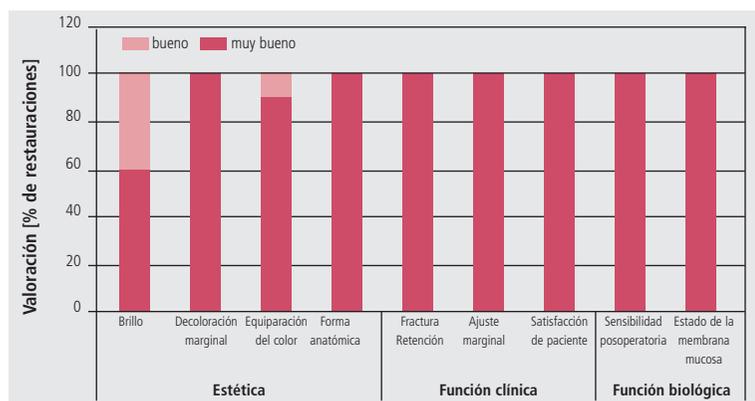


Fig. 40: Eficiencia clínica de las coronas y los puentes realizados con IPS e.max ZirCAD y con carillas de IPS e.max CAD ("CAD-on") transcurridos 12 meses.

Resumen:

Las restauraciones IPS e.max CAD-on se clasificaron como de muy buenas a buenas para todos los parámetros clínicos (estéticos, función, parámetros biológicos) tras 12 meses.

Conclusión:

La técnica IPS e.max CAD-on permite la fabricación de restauraciones fiables con una estética elevada, que demuestran su eficiencia clínica tras un periodo de observación de 12 meses. Las restauraciones IPS e.max CAD-on son muy adecuadas para las coronas retenidas por implante y los puentes de 3 unidades.

Referencia:

(Watzke et al., 2011)

IPS e.max® Óxido de circonio (ZrO₂) – en estudios *in vivo*

Título del estudio: **Rendimiento clínico a 1 año de Crystal con IPS e.max® Ceram**

Lugar del estudio: EE. UU.

Periodo: 2009–2010

Autor: The Dental Advisor, EE. UU.

Método:

Se colocaron un total de 393 restauraciones (realizadas con Crystal Zirconia, y cubiertas de IPS e.max Ceram) en aproximadamente 300 pacientes. El 22% fueron coronas anteriores, el 67% coronas posteriores, 9% puentes, 2% implantes. El 90% de las restauraciones se cementaron con un cemento autoadhesivo, mientras que el 10% restante se cementó de forma convencional.

Resultados:

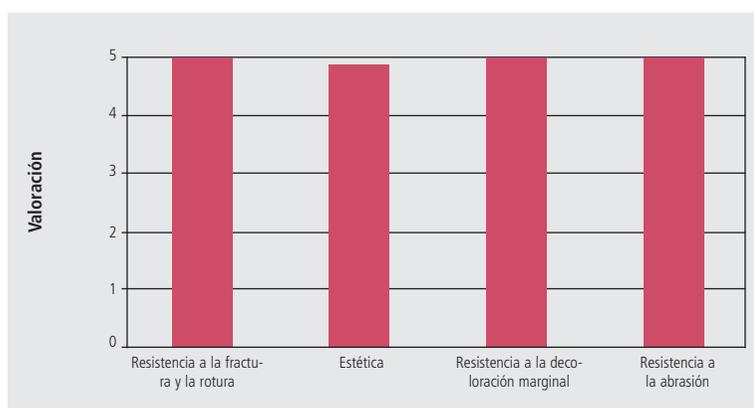


Fig. 41: Valoración de restauraciones realizadas con Crystal Zirconia, con carillas de IPS e.max Ceram transcurrido 1 año. (5=excelente; 4=muy bueno; 3=bueno; 2=suficiente, 1=malo).

Resumen:

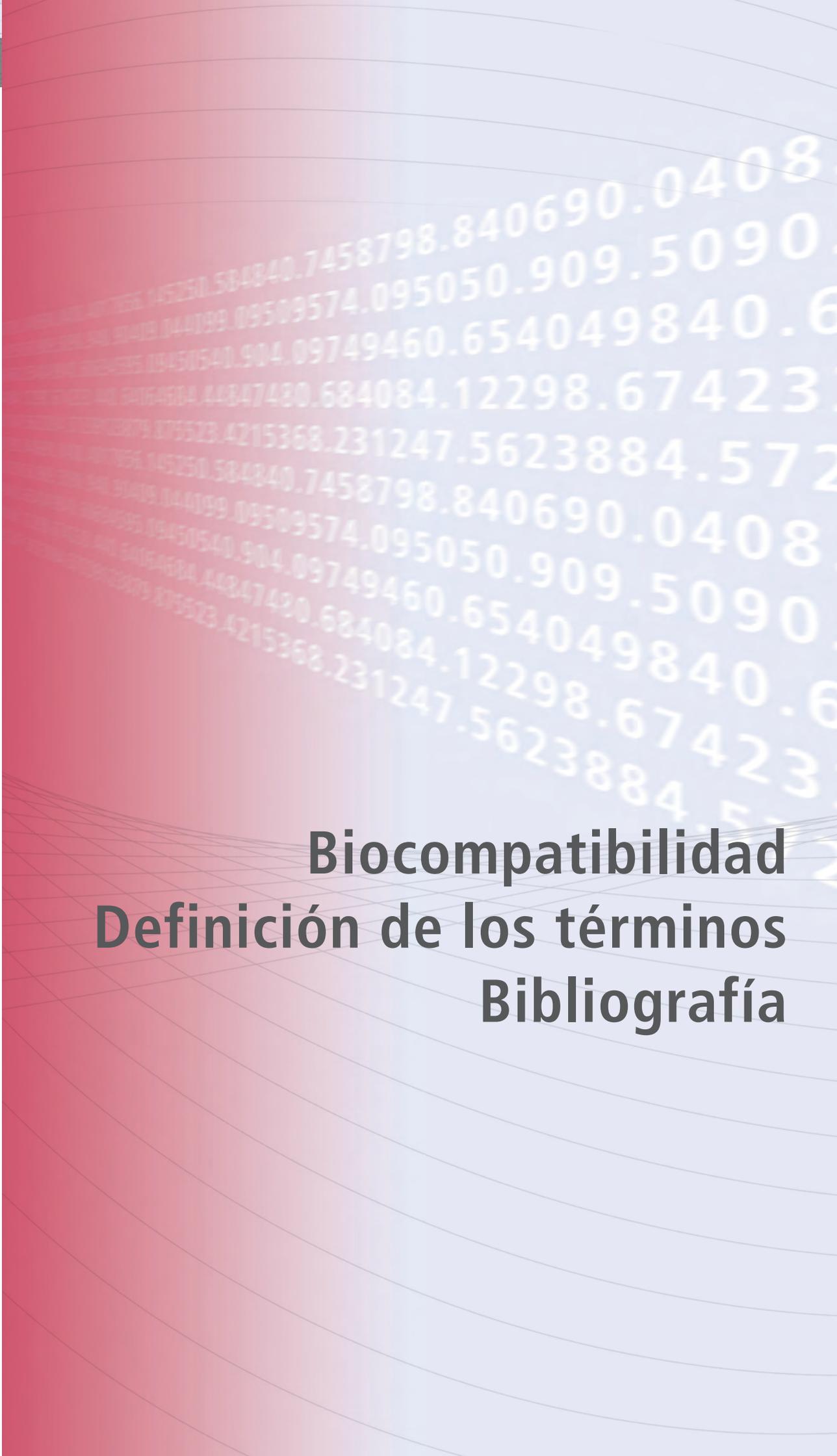
Se examinaron 90 restauraciones (23% del número total) tras un periodo de desgaste de 3 a 15 meses. Una corona se fracturó 24 horas después de la cementación. No se produjeron casos de fracturas ni roturas en las restauraciones examinadas durante la revisión. No se produjo ningún abandono marginal de ningún tipo ni apareció abrasión del diente antagonista alguna. La apariencia estética se valoró como de muy buena a excelente.

Conclusión:

IPS e.max Ceram está muy indicado para el recubrimiento con carillas de óxido de circonio. Su estética y funcionalidad resultan muy adecuados.

Referencia:

(Farah y Powers, 2010)



Biocompatibilidad
Definición de los términos
Bibliografía

Biocompatibilidad

La biocompatibilidad se define como la ausencia de cualquier efecto no deseable de una sustancia o un material (p. ej., de un material dental) sobre el ser humano. La prueba indica la reactividad o la tolerancia de las células individuales (por lo general fibroblastos de ratón) en compuestos solubles de un material (odontológico). Si los resultados de la prueba muestran efectos positivos, es necesario realizar pruebas adicionales más complejas a fin de posibilitar la valoración de la biocompatibilidad en un organismo humano. La citotoxicidad es la propiedad biológica más sencilla de medir pero tiene una significación limitada como prueba independiente a la hora de valorar la biocompatibilidad de un material odontológico. Solo las experiencias clínicas proporcionan una evaluación significativa y final de la biocompatibilidad.

La biocompatibilidad de las cerámicas vítreas de disilicato de litio se valoró con mucho detenimiento en base a los datos de toxicidad y a los encontrados en la bibliografía. Los estudios incluyeron pruebas de citotoxicidad realizadas por varios institutos (véase la lista a continuación). En estas pruebas, el disilicato de litio no mostró citotoxicidad, mutagenicidad ni toxicidad in vivo.

Citotoxicidad:

- RCC Report In vitro cytotoxicity test evaluation of materials for medical devices (direct cell contact assay) CCR Proyecto 571100 (28 de octubre de 1996)
- RCC Report In vitro cytotoxicity test evaluation of materials for medical devices (direct cell contact assay) CCR Proyecto 590001 (24.06.97)
- RCC Report In vitro cytotoxicity test evaluation of materials for medical devices (direct cell contact assay) CCR Proyecto 590002 (24.06.97)
- RCC Report Cytotoxicity Assay in vitro: Evaluation of materials for Medical Devices) RCC-devices with e.max Press (XTT Test) RCC-CCR número del estudio 1165602 (marzo de 2008)
- NIOM; Test Rep.; #012/04 (4 de marzo de 2004)
- NIOM; Test Rep.; #004/04 (4 de febrero de 2004)
- Grall, F. Toxicon Final GLP Report: 10-1251-G1. Agar Diffusion Test – ISO. abril de 2010.

Mutagenicidad:

- RCC Report Salmonella Typhimurium and Escherichia Coli Reverse Mutation Assay with e.max Press (Ames Test) RCC – CCR número del estudio 1165601 (mayo de 2008)
- Devaki S, Toxikon Final GLP Report: 10-1251-G3: Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay – ISO. abril de 2010.

Toxicidad in vivo:

- Toxicon Report 03-5936-G1 14 day repeat dose intravenous toxicity study, noviembre de 2004
- Toxicon Report 03-5930-G1 Short term intramuscular implantation test, diciembre de 2004

Solubilidad:

La solubilidad química del disilicato de litio IPS e.max (IPS e.max Press e IPS e.max CAD) se evaluó de conformidad con la norma ISO 6872. Los valores hallados estaban claramente por debajo del límite de 100 µg/cm². El análisis de los iones disueltos de las muestras de IPS e.max Press e IPS e.max CAD en saliva artificial y ácido acético muestran un contenido bastante bajo de iones detectables. Las concentraciones se situaron en el mismo intervalo que las de las otras cerámicas dentales. Por tanto, se puede considerar muy improbable que los componentes solubles de la cerámica provoquen efectos negativos, como la citotoxicidad.

Conclusión:

El potencial toxicológico de la cerámica de disilicato de litio IPS e.max se examinó en lo referente a su uso como un producto médico. A pesar de que en líneas generales se sabe que las cerámicas dentales presentan una biocompatibilidad elevada, varios laboratorios llevaron a cabo estudios independientes. Asimismo, los diez años de experiencia clínica constituyen una muestra de la seguridad del material.

Muchos investigadores publican datos toxicológicos. Las condiciones experimentales se pueden seleccionar de tal forma que se genera una enorme variedad de resultados. Este hecho explica el motivo por el que ciertas pruebas hayan detectado toxicidad y otras no. La eficiencia clínica durante más de diez años, así como los resultados de varias instituciones de prueba certificadas en lo referente a la citotoxicidad y en pruebas in vivo son más significativas que las publicaciones individuales sobre la toxicidad in vitro.

Resistencia a la flexión

La resistencia a la flexión indica el valor de resistencia a la flexión que, al superarse, provoca la fractura de la muestra de prueba. Existen varios métodos diferentes para determinar la resistencia a la flexión. Algunos ejemplos de los métodos usados con mayor frecuencia son la resistencia de doble eje (muestras de prueba en forma de disco), resistencia a la flexión en 3 puntos, resistencia a la flexión en 4 puntos (muestras de prueba en forma de barra). La resistencia a la flexión depende fundamentalmente del método de medición empleado y de la textura de la superficie (pulida, repasada). Con el objetivo de comparar los datos, en los diagramas es necesario indicar siempre el método. No se acepta la comparación de los valores de la resistencia a la flexión obtenidos con métodos de medición diferentes. La resistencia se indica en MPa (megapascales).

Carga de fractura / resistencia a la fractura

La carga de fractura / resistencia a la fractura indica el valor que provoca que un componente se fracture. Estos valores se indican fundamentalmente en N (Newton), que es en realidad una carga.

Fortaleza a la fractura

La fortaleza a la fractura K_{IC} es una unidad de medida para la resistencia de un material a la propagación de una fisura. K_{IC} es el valor crítico al que se produce un fallo catastrófico del componente y la energía almacenada se libera en forma de nuevas superficies, calor y energía cinética.

Se pueden emplear varios métodos para determinar la fortaleza a la fractura de un material. Al igual que para los valores de resistencia a la flexión, los resultados de las mediciones individuales solo se pueden comparar si se emplean los mismos métodos para medir la fortaleza a la fractura K_{IC} . La finalidad de este documento no es debatir cada uno de los métodos en detalle. En su lugar, a continuación se describen brevemente los dos métodos utilizados para determinar la fortaleza a la fractura de IPS e.max Press.

IF (Técnica de fractura por hendidura):

Una vez que las muestras se han preparado, se les aplican diversas cargas con un medidor de dureza de Vickers para generar patrones de hendidura en las superficies de las muestras. Las fisuras que se han formado en las esquinas de las hendiduras se miden con un microscopio óptico. La fortaleza a la fractura se calcula en función de la longitud de las fisuras medidas, la carga de hendidura aplicada y los valores característicos del material (módulos de elasticidad, dureza). El material puede parecer anisotrópico bajo el microscopio, en función del tamaño, la forma y la orientación de los cristales.

IS (Resistencia a la hendidura):

Una vez que las muestras se han preparado, se les aplican diversas cargas con un medidor de dureza de Vickers para generar patrones de hendidura en las superficies de las muestras. Posteriormente, las muestras se someten a una prueba de resistencia (resistencia a la flexión de doble eje, de 3 puntos o de 4 puntos). La fortaleza a la fractura se calcula en función del valor de la resistencia medido, la carga de hendidura aplicada y los valores característicos del material (módulos de elasticidad, dureza).

Método SEVNB (haz de muesca en V de un solo borde):

Una de las muestras se prepara, se crea una muesca determinada por medio de una fresa de diamante, una cuchilla y pasta de pulir. Las muestras de prueba se someten entonces a una prueba de resistencia. El valor de K_{IC} se calcula de conformidad con la norma ISO 6872:2008.

Módulo de elasticidad

El módulo de elasticidad describe la rigidez del material, es decir, la resistencia a la deformación elástica.

Comportamiento ante la fatiga

La fatiga es el deterioro de un componente a consecuencia de una resistencia cíclica. Las pruebas cíclicas se utilizan para determinar el comportamiento ante la fatiga de un componente/material. Las pruebas de ciclos térmicos, por ejemplo, son pruebas de fatiga.

Dureza

La dureza de un material es la resistencia de ese material a ser penetrado por otro material. Existen varios métodos para determinar la dureza, p. ej., Vickers, Knoop, Brinell, Rockwell. En el método de Vickers, por ejemplo, la superficie de un material se carga con una fina punta a modo de pirámide. Cuanto más profundamente penetre la punta, menor es la dureza del material.

Al indicar la dureza, es necesario indicar el método correspondiente y, en ocasiones, también la carga y la duración de la aplicación de la carga. Una comparación de valores se admite únicamente si estos se obtuvieron con el mismo método.

Supervivencia de Kaplan-Meier

La tasa de supervivencia de Kaplan-Meier se emplea en estudios para presentar y calcular la probabilidad de que un incidente concreto (normalmente no deseado) no se produzca en una muestra de prueba. En los estudios que implican cerámicas dentales, el incidente es, con mucha frecuencia, el fallo de una restauración. Una característica especial de las curvas de supervivencia es que también tienen en cuenta los sujetos (pacientes y/o restauraciones) que se descuelgan del estudio en un momento concreto, p. ej., porque un paciente no se presenta a las revisiones.

Con la ayuda de las curvas de Kaplan-Meier, se pueden realizar previsiones, por ejemplo, sobre el número de restauraciones que siguen intactas tras un número determinado de años.

Simulación de masticación

Durante el desarrollo de nuevos materiales, es importante determinar la inclinación a la fractura de dichos materiales bajo las condiciones de resistencia esperadas en la cavidad oral. Además de estudios clínicos en la cavidad oral de los pacientes, y con mayor frecuencia, antes de ellos, la simulación de masticación se puede llevar a cabo. La ventaja de un simulador de masticación es que los resultados están disponibles en un periodo de tiempo relativamente corto y que los materiales se pueden poner a prueba bajo condiciones muy estandarizadas.

Las muestras de prueba se cementan de forma adhesiva en muñones PMMA estandarizados y, posteriormente, se someten a ciclos, carga excéntrica con un antagonista con acero en punta en un recipiente con agua. La carga se incrementa de forma continua, p. ej., 100.000 ciclos con aproximadamente 80 N, 100.000 ciclos con aproximadamente 150 N, 100.000 ciclos con aproximadamente 220 N (0,8 Hz). Asimismo, las muestras de prueba se someten a ciclos térmicos de 105 s cada uno a 5 °C y 105 s a 55 °C. Se mide el número de ciclos hasta la aparición de la fractura o la rotura.

Prueba de resistencia dinámica:

En una prueba de fatiga dinámica, el comportamiento ante la fatiga de las muestras de prueba se analiza por medio de una máquina de análisis con fuerza o distancia controladas. En una prueba de implantes y superestructuras de implante conforme a la norma ISO 14801, las muestras de prueba se ven sometidas normalmente a 2 millones de ciclos (2 Hz, agua a 37 °C/99 °F).

Rotura cohesiva /adhesiva:

La rotura es cohesiva si la superficie fracturada se encuentra dentro de un material, p. ej., dentro del material de recubrimiento. Por el contrario, una fractura es adhesiva si se produce entre dos materiales, p. ej., en la interfaz entre el material de la estructura y el de blindaje.

Propiedades mecánicas

En la ciencia de los materiales, existen numerosos métodos de prueba para determinar las propiedades mecánicas de los materiales. El objetivo de las pruebas mecánicas de los materiales dentales es realizar una estimación sobre la eficiencia clínica de un material. Sin embargo, los métodos de prueba estándar ponen a prueba con mayor frecuencia solo condiciones de resistencia aisladas; los efectos sobre un material son mucho más complejos en la realidad clínica. Sin embargo, los exámenes de la ciencia de los materiales en un laboratorio permiten comparar diferentes materiales y su idoneidad relativa.

Estudios

Los estudios se llevan a cabo para predecir o examinar el comportamiento de los materiales cuando se usan para la aplicación para la que se crearon. Con mayor frecuencia, los aspectos de funcionalidad, fiabilidad y seguridad, compatibilidad o facilidad de uso son de interés.

Estudios in vitro:

In vitro significa "en cristal", es decir, son exámenes que se realizan en un laboratorio. Muchas pruebas toxicológicas o de ciencia de los materiales se llevan a cabo "in vitro", puesto que no se pueden realizar en seres humanos por motivos prácticos o éticos (el conjunto de prueba no se puede usar en pacientes). Además, los estudios in vitro presentan la ventaja de que los investigadores pueden trabajar bajo condiciones estandarizadas, mientras que los resultados de los estudios que integran seres humanos siempre muestran una cierta dispersión natural como consecuencia de las diferencias entre los individuos. Además, los exámenes de laboratorio son más rápidos y menos caros que los estudios in vivo.

Estudios in vivo:

In vivo significa "en un objeto vivo", es decir, estudios clínicos en seres humanos. La ventaja de los estudios in vivo reside en que se llevan a cabo bajo condiciones "reales", mientras que las de los exámenes de laboratorio son siempre artificiales en cierto modo y, por tanto, tienen una significación limitada. Los estudios in vivo, no obstante, son muy complejos a consecuencia de la enorme cantidad de posibles factores influyentes y requieren una planificación exacta, métodos sistemáticos y evaluación correcta estadísticamente. Los estudios aleatorizados y controlados son los más valiosos. Esto significa que existen dos grupos de estudio, que deben ser similares en lo que a la edad, el sexo y los antecedentes médicos se refiere en el sentido lo más extenso posible (aleatorización). Controlado se define de la siguiente manera: Un grupo obtiene el material de prueba, mientras que otro recibe tratamiento con un material comparable (conocido, clínicamente probado).

Estudio prospectivo:

Un estudio que se ha planificado se llevará a cabo en el futuro con el objetivo de probar una hipótesis concreta (p. ej., el material A es tan bueno como el B). Tras la preparación de un plan de prueba, se recluta a los pacientes y el material usado. Los sujetos de estos se someten a observación durante un periodo de tiempo determinado y los resultados se valoran posteriormente.

Estudio retrospectivo:

Análisis de los datos recopilados en el pasado. Ejemplo: Todos los casos de fracturas de puentes que se produjeron en un centro odontológico se examinan para determinar si las fracturas se producen con mayor frecuencia en un material que en otro.

Tasa de supervivencia:

La proporción de restauraciones que están completamente intactas o muestran únicamente deficiencias reparables (p. ej., roturas que pueden repararse mediante el pulido o con composite; coronas que pueden volver a cementarse tras la descementación) de forma que las restauraciones pueden permanecer en la cavidad oral.

Toxicidad/citotoxicidad

La **toxicidad** es la propiedad de una sustancia para producir un efecto "venenoso" en un organismo. Hay diferentes efectos tóxicos en distintas partes del cuerpo en función de si solo afecta a órganos independientes o células o si el organismo completo se colapsa. Los diversos mecanismos que conducen a la toxicidad también son identificables (p. ej. inhibición de las funciones celulares, provoca cáncer).

Una sustancia es **citotóxica** si produce la muerte celular. Las causas pueden incluir, por ejemplo, la interrupción del suministro eléctrico de la célula o la disolución de la membrana celular. En caso de baja citotoxicidad, solo se ven afectadas unas pocas células, lo que con frecuencia no suele tener consecuencias duraderas para el organismo ya que la mayoría

de las células pueden volver a generarse. No obstante, la citotoxicidad elevada pueden provocar daños permanentes, por ejemplo, si un número muy elevado de células cardíacas o hepáticas mueren el cuerpo no pueden funcionar adecuadamente.

Teoría de Weibull, estadísticas de Weibull

Al compararla con otros materiales, la cerámica muestra un comportamiento especialmente resistente. Las fracturas de cerámica se originan en las imperfecciones del componente. Así, el número de imperfecciones influye enormemente en los valores de resistencia, lo que provoca una dispersión relativamente amplia de los datos medidos. Asimismo, los valores también dependen del tamaño del componente, es decir, cuanto más pequeño es el componente, menor es el número de imperfecciones y, por tanto, mayor es la resistencia. La estadística de Weibull tiene presentes estos aspectos.

El módulo de Weibull m genera una afirmación sobre la fiabilidad de un material; cuanto mayor es la m , más fiables son los valores de resistencia medidos (una dispersión mucho menor).

Resistencia de Weibull $\sigma_{63,21\%}$

Las mediciones de la resistencia en materiales cerámicos tienden a producir resultados con una amplia dispersión. Por tanto, lo que se conoce como resistencia de Weibull $\sigma_{63,21\%}$ se menciona con frecuencia, lo que indica la carga a la que el 63,21% de todas las muestras medidas en una única serie de mediciones falla. Otros términos que se emplean para la resistencia de Weibull son "resistencia característica" o "resistencia media".

Bibliografía

- IPS e.max 4-year Clinical Performance. The Dental Advisor 2010 27.
- Beuer, F. (2011). Bericht zur klinischen Eignung von Kronen und Brücken aus Lithium-Disilikat – Results nach 4 Jahren.
- Beuer, F. (2011). Bericht zur klinischen Eignung von e.max Ceram-Verblendkeramik auf Zirkoniumdioxidgerüstrestorationen – Ergebnisse nach 5 Jahren.
- Beuer, F., Kerler, T., Erdelt, K., Schweiger, J., Eichberger, M., and Gernet, W. (2004). Der Einfluss der Verblendung auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestorationen. Dtsch Zahnärztl Z 59, 527-530.
- Beuer, F., Schweiger, J., Eichberger, M., Kappert, H.F., Gernet, W., and Edelhoff, D. (2009). High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dent Mater 25, 121-128.
- Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gernet, W., Edelhoff, D., Guh, J.F., and Naumann, M. (2010). Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. Quintessence Int 41, 631-637.
- Bindl, A. (2011). Überlebensrate und klinische Qualität von CAD/CAM-gefertigten Seitenzahnkronen aus Lithiumdisilikatkeramik. Eine prospektive klinische Studie (Zweijahresbericht).
- Böning, K., Ullmann, U., Wolf, A., Lazarek, K., and Walter, M. (2006). Dreijährige klinische Bewährung konventionell zementierter Einzelkronen aus Lithiumdisilikat-Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 61, 604-611.
- Christensen RJ, E.K., Ploeger BJ (2008). Clinical performance of PFM, zirconia and alumina three-unit posterior prostheses. IADR abstract #1566 Toronto.
- El-Dimeery, A.S., T. Hamdy, A. El-Mowafy, O. Fenton, A. (2011). Compressive fatigue-resistance and fracture strength of implant-supported ceramic crowns. IADR Abstract 142172, San Diego, CA.
- Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Rose, W., Oliveira, E.R. (2008). Microstructural and in vivo wear analysis of all-ceramic and metal-ceramic crowns and their enamel antagonists.
- Esquivel-Upshaw, J., Anusavice, K.J., Rose, W., Oliveira, E.R., Clark, A.E., Yang, M. (2011). In vivo performance of all-ceramic and metal ceramic crowns. Abstract #1934, IADR San Diego, 2011
- Etman, M.K., Watson, T.F., and Woolford, M. (2001). Early clinical wear of ProCera-Allceram restorations and an experimental ceramic. J Dent Res 80, 642.
- Etman, M.K., and Woolford, M.J. (2008). Seven-year clinical evaluation of all-ceramic crowns: wear and crack analysis. Abstract #0308, IADR Toronto, 2008.
- Etman, M.K., and Woolford, M.J. (2010). Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. J Prosthet Dent 103, 80-90.
- Farah, J.W., and Powers, J.M. (2010). Crystal with IPS e.max Ceram 1-year Clinical Performance. The Dental Advisor.
- Fasbinder, D.J., and Dennison, J.B. (2009). Clinical Evaluation of CAD/CAM Zirconium Ceramic Crowns and Fixed Partial Dentures.
- Fasbinder, D.J., Dennison, J.B., Heys, D., and Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. J Am Dent Assoc 141 Suppl 2, 10S-14S.
- Gehrt, M.A., Rafai, N., Reich, S., S., W., and Edelhoff, D. (2010). Outcome of Lithium-Disilicate Crowns after 8 Years. IADR Abstract #656, Barcelona.
- Guess, P.C. (2009). Einfluss von Verblendtechniken auf das Versagensverhalten und die Dauerbelastbarkeit von Y-TZP-Dreischichtsystemen. The European Journal of Esthetic Dentistry 4, 284-299.
- Guess, P.C., Stappert, C.F., and Strub, J.R. (2006). Erste klinische Ergebnisse einer prospektiven Studie an IPS e.max Press- und CEREC-ProCAD-Teilkronen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 116, 493-500.
- Guess, P.C., Strub, J.R., Steinhart, N., Wolkewitz, M., and Stappert, C.F. (2009). All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. J Dent 37, 627-637.
- Guess, P.C.Z., R.A. Silva, N.R.F.A. Bonfante, E.A. Coelho, P.G. Thompson, V.P. (2010). Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes and Reliability After Fatigue. Int J Prosthodont 23, 151-159.
- Heintze, S.D., and Rousson, V. (2010a). Fracture rates of IPS Empress all-ceramic crowns--a systematic review. Int J Prosthodont 23, 129-133.
- Heintze, S.D., and Rousson, V. (2010b). Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. Int J Prosthodont 23, 493-502.
- Hicklin, S., Sailer, I., Wolf, D., Stawarczyk, B., CHF, H., Mörmann, W., and Bindl, A. (2008). A randomized clinical trial of 3-unit posterior zirconia-ceramic-fixed dental prostheses (FDPs) veneered with layered, pressed and pressed-combined-with-layered veneering ceramics.
- Kern, M., Sasse, M., Wolfart, S. (2011). Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. Submitted for publication at the Journal of the American Dental Association.
- Martins, L.D.M.C., P.G. Valverde, G.B. Bonfante, E.A. Bonfante, G. Rekow, E.D. Thomson, V.P. Silva N.R.F.A. (2011). Reliability: reduced-thickness and thinly-veneered lithium-disilicate vs. MCR and Y-TZP crowns. IADR Abstract 149736, San Diego, CA.
- Munoz, C.A. (2009). Clinical Evaluation of a Self-Adhesive Resin Cement on All-Ceramic Crowns - 2 Year Report.
- Nathanson, D. (2008). Clinical performance and fit of a milled ceramic crown system. IADR Abstract #0303, Toronto.
- Pjetursson, B.E., Sailer, I., Zwahlen, M., Hämmerle, Ch. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. Clin Oral Implants Res. 18 Suppl 3:73-85.
- Reich, S., Fischer, S., Sobotta, B., Klapper, H.U., and Gozdowski, S. (2010). A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing-generated posterior lithium disilicate crowns. Int J Prosthodont 23, 214-216.
- Richter, J., Schweiger, J., Gernet, W., and Beuer, F. (2009). Clinical Performance of CAD/CAM-fabricated lithium-disilicate restorations. IADR Abstract #82, Munich.

Schley, J.S., Heussen, N., Reich, S., Fischer, J., Haselhuhn, K., and Wolfart, S. (2010). Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci* 118, 443-450.

Sorensen, J.A., Trotman, R., and Yokojama, K. (2009a). Clinical Longevity of e.max ZirCAD Posterior Fixed Partial Dentures.

Sorensen, J.A., Trotman, R., and Yokoyama, K. (2009b). e.max CAD Posterior Crown Clinical Study.

Stamouli, K., Smeekens, S., Att, W., and Strub, J.R. (2006). Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Zirkoniumdioxid-Seitenzahnbrücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 61, 621-626.

Stanford, C. (2009). Outcome evaluation of all ceramic crowns and fixed partial dentures bonded with two different dental cements.

Stappert, C., Att, W., and Strub, J.R. (2002). Überlebensrate und Bruchfestigkeit von vollkeramischen Teilkronen unterschiedlicher Präparation nach thermozyklischer Kausimulation. Eine In-vitro-Studie. Abstracts.

Stappert, C.F., Att, W., Gerds, T., and Strub, J.R. (2006). Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 137, 514-522.

Stappert, C.F., Guess, P.C., Gerds, T., and Strub, J.R. (2005). All-ceramic partial coverage premolar restorations. Cavity preparation design, reliability and fracture resistance after fatigue. *Am J Dent* 18, 275-280.

Stawarczyk, B., and Fischer, J. (2008). Vollkeramik, Titan oder konventionelle Metallkeramik. *QZ Quintessenz Zahntechnik* 34, 556-564.

Steiner, M., Sasse, M., and Kern, M. (2011). Fracture resistance of all-ceramic crown systems. IADR Abstract #2999, San Diego.

Tinschert, J. (2008). Klinisch prospektive Studie zur Haltbarkeit von überpressten Seitenzahnkronen aus Zirkonoxid.

Watzke, R., Peschke, A., and Roulet, J.F. (2011). 12-months clinical performance of CAD-on restorations (Lithium-disilicate fused to Zirconium-oxide-framework). IADR Abstract 145738, San Diego, CA.

Wolfart, S., Bohlsen, F., Wegner, S.M., and Kern, M. (2005). A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 18, 497-505.

Wolfart, S., Eschbach, S., Scherrer, S., and Kern, M. (2009). Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dent Mater* 25, e63-71.

La presente documentación contiene una encuesta de datos científicos externos e internos ("Información"). La documentación y la información se han preparado exclusivamente para uso interno de Ivoclar Vivadent y para los socios de Ivoclar Vivadent externos. No se han generado con la intención de que sean utilizados para ningún otro fin. Aunque creemos que la información está actualizada, no hemos revisado toda la información y no podemos garantizar su precisión, fiabilidad o veracidad. No seremos responsables del uso ni de la veracidad de ninguna información, incluso aunque hayamos recibido asesoramiento. En concreto, usted utiliza la información bajo su propio riesgo. Se proporciona "como está disponible actualmente" y sin ninguna garantía expresa o implícita, incluyendo (sin limitación) la comerciabilidad o capacidad para un fin particular.

La información se ha proporcionado sin coste para usted y en ningún caso nosotros, ni nadie asociado con nosotros, será responsable de que usted, o cualquier otra persona, experimente algún perjuicio secundario, directo indirecto, consecuente, especial o punitivo (incluyendo, pero sin limitación, perjuicios por pérdida de datos, pérdida de uso, o cualquier coste para conseguir información sustituta) debido al uso o la incapacidad, por su parte o por parte de otra persona, de usar la información aunque nosotros o nuestros agentes conozcamos la posibilidad de dichos perjuicios.

Ivoclar Vivadent – en todo el mundo

Ivoclar Vivadent AG

Bendererstrasse 2
FL-9494 Schaan
Liechtenstein
Tel. +423 235 35 35
Fax +423 235 33 60
www.ivoclarvivadent.com

Ivoclar Vivadent Pty. Ltd.

1 – 5 Overseas Drive
P.O. Box 367
Noble Park, Vic. 3174
Australia
Tel. +61 3 979 595 99
Fax +61 3 979 596 45
www.ivoclarvivadent.com.au

Ivoclar Vivadent Ltda.

Alameda Caiapós, 723
Centro Empresarial Tamboré
CEP 06460-110 Barueri – SP
Brazil
Tel. +55 11 2424 7400
Fax +55 11 3466 0840
www.ivoclarvivadent.com.br

Ivoclar Vivadent Inc.

1-6600 Dixie Road
Mississauga, Ontario
L5T 2Y2
Canada
Tel. +1 905 670 8499
Fax +1 905 670 3102
www.ivoclarvivadent.us

Ivoclar Vivadent Shanghai Trading Co., Ltd.

2/F Building 1, 881 Wuding Road,
Jing An District
200040 Shanghai
China
Tel. +86 21 6032 1657
Fax +86 21 6176 0968
www.ivoclarvivadent.com

Ivoclar Vivadent Marketing Ltd.

Calle 134 No. 7-B-83, Of. 520
Bogotá
Colombia
Tel. +57 1 627 33 99
Fax +57 1 633 16 63
www.ivoclarvivadent.co

Ivoclar Vivadent SAS

B.P. 118
F-74410 Saint-Jorioz
France
Tel. +33 450 88 64 00
Fax +33 450 68 91 52
www.ivoclarvivadent.fr

Ivoclar Vivadent GmbH

Dr. Adolf-Schneider-Str. 2
D-73479 Ellwangen, Jagst
Germany
Tel. +49 (0) 79 61 / 8 89-0
Fax +49 (0) 79 61 / 63 26
www.ivoclarvivadent.de

Ivoclar Vivadent Marketing (India) Pvt. Ltd.

503/504 Raheja Plaza
15 B Shah Industrial Estate
Veera Desai Road, Andheri
(West)
Mumbai, 400 053
India
Tel. +91 (22) 2673 0302
Fax +91 (22) 2673 0301
www.ivoclarvivadent.in

Ivoclar Vivadent s.r.l.

Via Isonzo 67/69
40033 Casalecchio di Reno
(BO)
Italy
Tel. +39 051 611 35 55
Fax +39 051 611 35 65
www.ivoclarvivadent.it

Ivoclar Vivadent K.K.

1-28-24-4F Hongo
Bunkyo-ku
Tokyo 113-0033
Japan
Tel. +81 3 6903 3535
Fax +81 3 5844 3657
www.ivoclarvivadent.jp

Ivoclar Vivadent Ltd.

12F W-Tower, 1303-37
Seocho-dong, Seocho-gu,
Seoul 137-855
Republic of Korea
Tel. +82 (2) 536 0714
Fax +82 (2) 596 0155
www.ivoclarvivadent.co.kr

Ivoclar Vivadent S.A. de C.V.

Av. Insurgentes Sur No. 863,
Piso 14, Col. Napoles
03810 México, D.F.
México
Tel. +52 (55) 50 62 10 00
Fax +52 (55) 50 62 10 29
www.ivoclarvivadent.com.mx

Ivoclar Vivadent Ltd.

12 Omega St, Rosedale
PO Box 303011 North Harbour
Auckland 0751
New Zealand
Tel. +64 9 914 99 99
Fax +64 9 914 99 90
www.ivoclarvivadent.co.nz

Ivoclar Vivadent Polska Sp. z o.o.

Al. Jana Pawla II 78
00-175 Warszawa
Poland
Tel. +48 22 635 54 96
Fax +48 22 635 54 69
www.ivoclarvivadent.pl

Ivoclar Vivadent Marketing Ltd.

Prospekt Andropova 18 korp. 6/
office 10-06
115432 Moscow
Russia
Tel. +7 499 418-03-00
Fax +7 499 418-03-10
www.ivoclarvivadent.ru

Ivoclar Vivadent Marketing Ltd.

Qlaya Main St.
Siricon Building No.14, 2nd Floor
Office No. 204
P.O. Box 300146
Riyadh 11372
Saudi Arabia
Tel. +966 1 293 83 45
Fax +966 1 293 83 44
www.ivoclarvivadent.com

Ivoclar Vivadent Pte. Ltd.

171 Chin Swee Road
#02-01 San Centre
Singapore 169877
Tel. +65 6535 6775
Fax +65 6535 4991
www.ivoclarvivadent.com

Ivoclar Vivadent S.L.U.

c/ Emilio Muñoz N° 15
Entrada c/ Albarracín
E-28037 Madrid
Spain
Tel. + 34 91 375 78 20
Fax + 34 91 375 78 38
www.ivoclarvivadent.es

Ivoclar Vivadent AB

Dalvägen 14
S-169 56 Solna
Sweden
Tel. +46 (0) 8 514 93 930
Fax +46 (0) 8 514 93 940
www.ivoclarvivadent.se

Ivoclar Vivadent Liaison Office

: Tesvikiye Mahallesi
Sakayik Sokak
Nisantas Plaza No:38/2
Kat:5 Daire:24
34021 Sisli – Istanbul
Turkey
Tel. +90 212 343 08 02
Fax +90 212 343 08 42
www.ivoclarvivadent.com

Ivoclar Vivadent Limited

Ground Floor Compass Building
Feldspar Close
Warrens Business Park
Enderby
Leicester LE19 4SE
United Kingdom
Tel. +44 116 284 78 80
Fax +44 116 284 78 81
www.ivoclarvivadent.co.uk

Ivoclar Vivadent, Inc.

175 Pineview Drive
Amherst, N.Y. 14228
USA
Tel. +1 800 533 6825
Fax +1 716 691 2285
www.ivoclarvivadent.us



Estos productos forman parte de nuestras áreas de competencia de cerámicas sin metal y de estética de implante. Todos los productos de estas áreas están óptimamente coordinados entre sí.