

Grandio – Estrés de contracción

VOCO GmbH, Departamento de Comunicación de Conocimiento

Anton-Flettner-Str. 1-3
27472 Cuxhaven, Alemania

Tel.: +49 (0)4721-719-1111
Fax: +49 (0)4721-719-109

info@voco.de
www.voco.es



Recientemente, en el debate sobre la calidad de los materiales de restauración está saliendo a relucir el concepto del estrés de contracción. La siguiente información pretende dar una definición del estrés de contracción y analizar la influencia de la tensión de la contracción en la integridad marginal a largo plazo de las restauraciones de composite.

Todos los materiales de restauración a base de dimetacrilato se contraen durante la reacción de polimerización. Los composites nanohíbridos modernos destacan por presentar una contracción extremadamente reducida (Grandio: 1,57%). Sin embargo, en estos materiales debe tenerse en cuenta un posible efecto negativo sobre el éxito a largo plazo. La contracción se mide en porcentaje en volumen. En la realidad clínica, la contracción pura del volumen en las superficies adheridas no es posible, por lo que se produce una fuerza de tracción en el adhesivo propiciada por la contracción. Esta fuerza de tracción también se conoce como estrés de contracción.

Medición del estrés de contracción

En la literatura especializada se habla de dos enfoques para determinar la fuerza de contracción. El primero de ellos destaca por presentar una configuración experimental sencilla, que se muestra en la Figura 1. Se une un cuerpo de ensayo de composite a una placa de vidrio y en la parte superior el cuerpo de ensayo se une a un dinamómetro de muelle. Al exponer el cuerpo de ensayo a través de la placa de vidrio, el cuerpo de ensayo se contrae y en el dinamómetro de muelle puede leerse directamente la fuerza de contracción. Sin embargo, esta configuración del ensayo presenta una clara desventaja: las paredes de la cavidad enfrentadas únicamente se unen con composite de una capa, una situación que el dentista intenta evitar con la técnica de capas. Las obturaciones a granel se aplican únicamente en cavidades muy pequeñas y en estas situaciones el grosor de la capa real es sustancialmente más reducido que en las mediciones experimentales del estrés de contracción, por lo que el estrés de la realidad clínica no alcanza los valores de estas mediciones.

Aparte de las mediciones directas de la fuerza se utilizan procedimientos ópticos para la determinación del estrés de contracción.^[1] Para ello, se crean soportes de cuerpos de ensayo de Araldit B. Este material posee la interesante propiedad de que el estrés interno puede verse con luz polarizada. Por medio de la distancia de las líneas de estrés que quedan visibles con este método es posible calcular la fuerza de contracción. Sin embargo, lo interesante es la magnitud de la cavidad de prueba: las dimensiones eran de 5x5x5 mm y, además, la cavidad se llenó sólo con un incremento. Naturalmente, el desfavorable factor C y la renuncia a la técnica de capas maximizan la fuerza de contracción. Por ello, la realidad clínica no se representa con exactitud. También otros procedimientos de prueba ópticos miden por lo general el estrés de incrementos muy elevados y no permiten extraer muchas conclusiones sobre la realidad clínica.

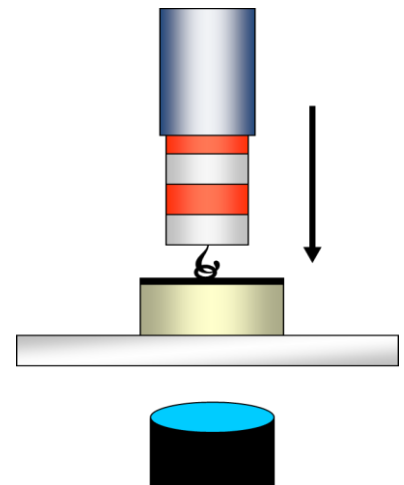


Figura 1: Configuración esquemática del ensayo para la determinación del estrés de contracción.

A pesar de las dificultades en la reconstrucción instrumental de los experimentos, vale la pena echar un vistazo a los resultados de las mediciones del estrés de contracción.

Resultados de las mediciones del estrés de contracción

Hasta ahora apenas se han realizado estudios independientes sobre la magnitud del estrés de contracción en los que se haya estudiado también Grandio. En la edición de marzo de 2010 de Clinicians Report se incluye una medición actual.^[2] Los resultados de las mediciones presentadas se muestran en la Figura 3. En esta medición, los valores oscilan entre 1,5 y 3 MPa y los valores de los diferentes materiales apenas se diferencian. Grandio consigue en este estudio una fuerza de contracción de 2,7 MPa ocupando un valor intermedio en la escala.

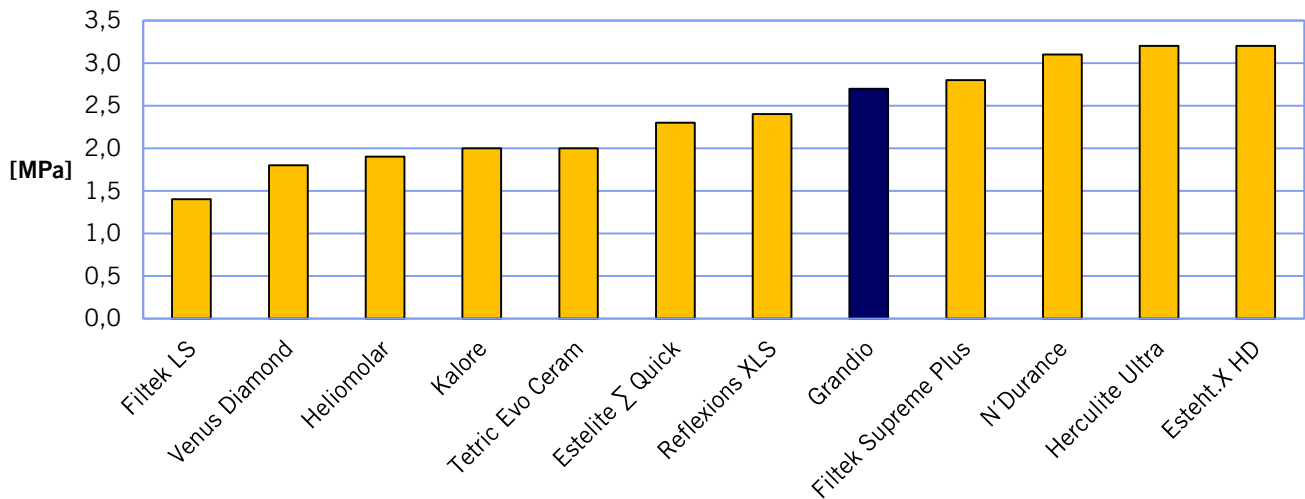


Figura 2: Resultados de una medición del estrés de contracción [MPa]^[2]

En 2007 se llevó a cabo otro estudio en la Universidad de Sao Paulo (Brasil) (Figura 3).^[3] En este estudio Grandio también alcanzó valores ligeramente superiores, si bien la diferencia con los otros materiales analizados es mínima.

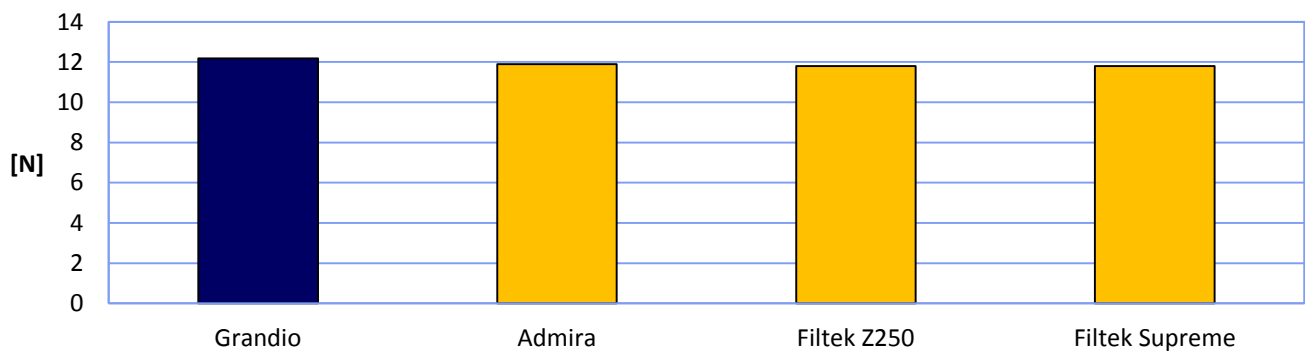


Figura 3: Estrés de contracción según Pereira et al.^[3]

Estudios clínicos

Los estudios clínicos ofrecen una visión claramente mejor de la realidad odontológica. En estas investigaciones, de acuerdo con la teoría de que el estrés de contracción presenta una gran influencia en la adaptación marginal, debían tener un rendimiento más deficiente sobre todo los materiales con los valores más elevados en las mediciones del estrés de contracción. En la Figura 4 se muestra el resultado de un estudio clínico de 4 años.^[4] En este estudio, las cavidades de la clase V se trataron con la combinación de Futurabond NR y Grandio. Según la teoría del estrés de contracción, Grandio debería presentar peores valores en términos de coloración e integridad marginales.

Sin embargo, se observa que en las dos disciplinas, incluso después de 4 años, el 90% de las restauraciones se consideraron clínicamente adecuadas. Menos del 5% de las restauraciones precisaron una revisión.

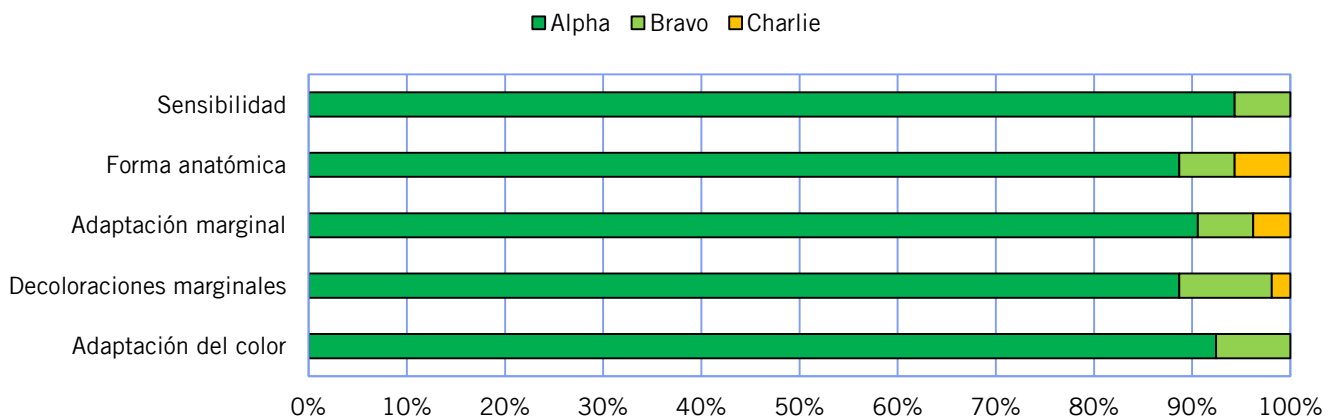


Figura 4: Resultados de un estudio clínico de 4 años (Futurabond NR/Grandio en cavidades de clase V)^[4]

Resulta interesante también compararlo con Filtek Silorane (3M ESPE) de baja contracción, que se caracteriza igualmente por presentar una tensión de contracción muy reducida. En la Figura 5 se muestra el resultado de un estudio clínico de 1 año que incluye únicamente la valoración de la adaptación marginal.^[5]

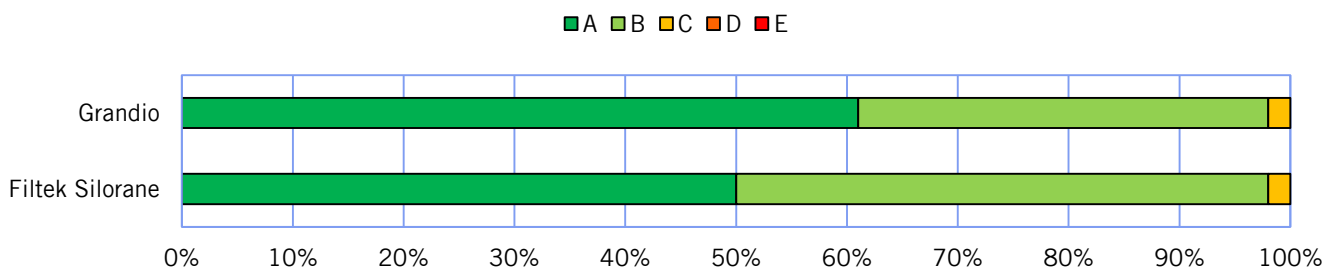


Figura 5: Adaptación marginal después de un año (cavidades de clase II)^[5]

Sin embargo, en este estudio Grandio mostró una tensión de contracción ligeramente superior a la de Filtek Silorane. Obviamente, el estrés de contracción es sólo un factor secundario cuando se trata de mantener intacta a largo plazo la adhesión de una obturación.

Otros factores de influencia en la integridad marginal duradera de una obturación

El estrés de contracción arriba descrito con detalle representa una carga estática para la capa de adhesivo. Sin embargo, la fijación no sólo soporta esta carga estática, sino también las cargas dinámicas que surgen cada día. La mayor carga dinámica corresponde a la sobrecarga de la masticación. A diario, durante la masticación, la obturación está sometida a fuerzas. La medida en la que estas fuerzas actúan de forma uniforme en la restauración la determina claramente el módulo E, que describe el comportamiento elástico de los materiales sometidos a carga. Cuanto más se parezca el comportamiento elástico del material de restauración al comportamiento de la sustancia dentaria natural, tanto mejor será la distribución de las fuerzas resultantes. Asmussen et al. estudiaron la relación de la magnitud de la sobrecarga de la masticación con el módulo E de los materiales.^[6] En la Figura 6 se muestra el resultado de este estudio.

Tal como se observa en la gráfica, la carga de la unión adhesiva se reduce con el aumento del módulo E del material. Un módulo E menor, que en términos de estrés estático presenta ligeras ventajas, repercute de forma negativa en la carga de la masticación diaria. Mientras que la mayoría de los composites presentan un módulo E de 8-12 GPa (menor en el caso de los composites fluidos), Grandio muestra un módulo E comparable al de la dentina. En la Figura 7 se muestran los resultados de una medición de los módulos E realizada en la Universidad de Atenas.^[7] Aquí se observa la gran diferencia de Grandio respecto a los otros materiales de restauración.

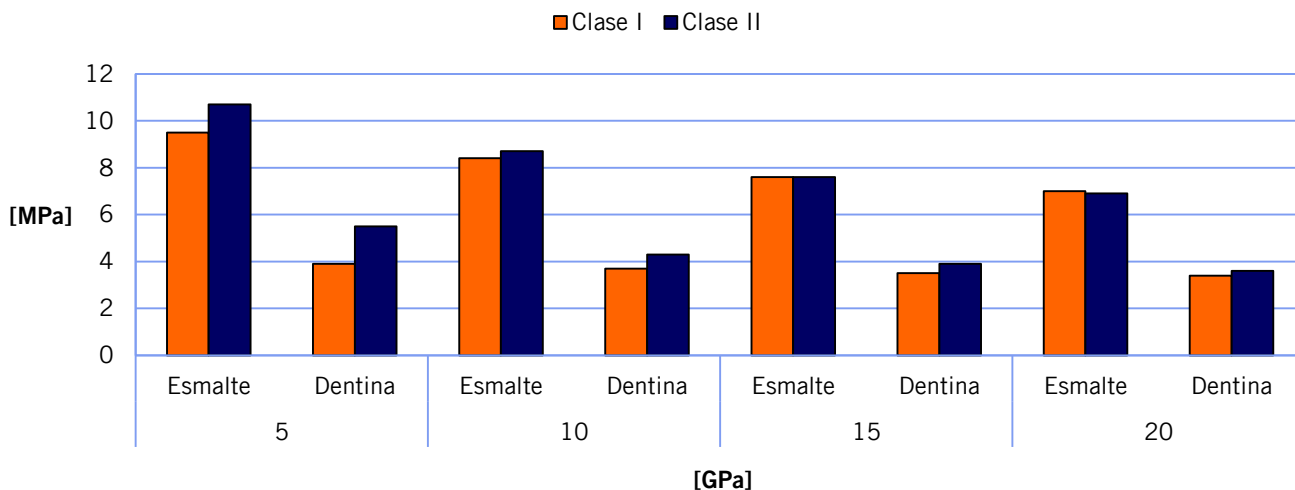


Figura 6: Sobrecarga en la pared de la cavidad en función del módulo E del material de restauración^[6]

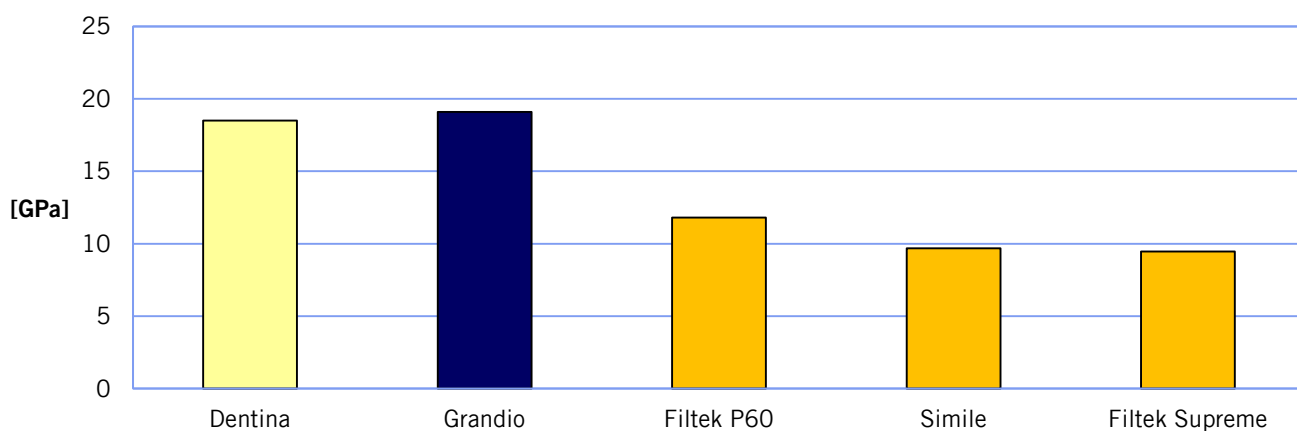


Figura 7: Materiales de restauración con diferente módulo E^[7]

La expansión o la contracción térmicas representan otra carga para la unión. Al igual que otras sustancias, el composite se dilata al calentarse y se contrae al enfriarse. Los dientes también presentan este comportamiento térmico. Sin embargo, si la magnitud de la contracción térmica del material de restauración es diferente de la del diente, con el helado u otras bebidas o alimentos se produce una sobrecarga en la pared de la cavidad. El comportamiento térmico de los diversos composites se estudió en el Instituto Fraunhofer de Investigación de Silicatos.^[8] Los resultados de esta investigación se muestran en la Figura 8.

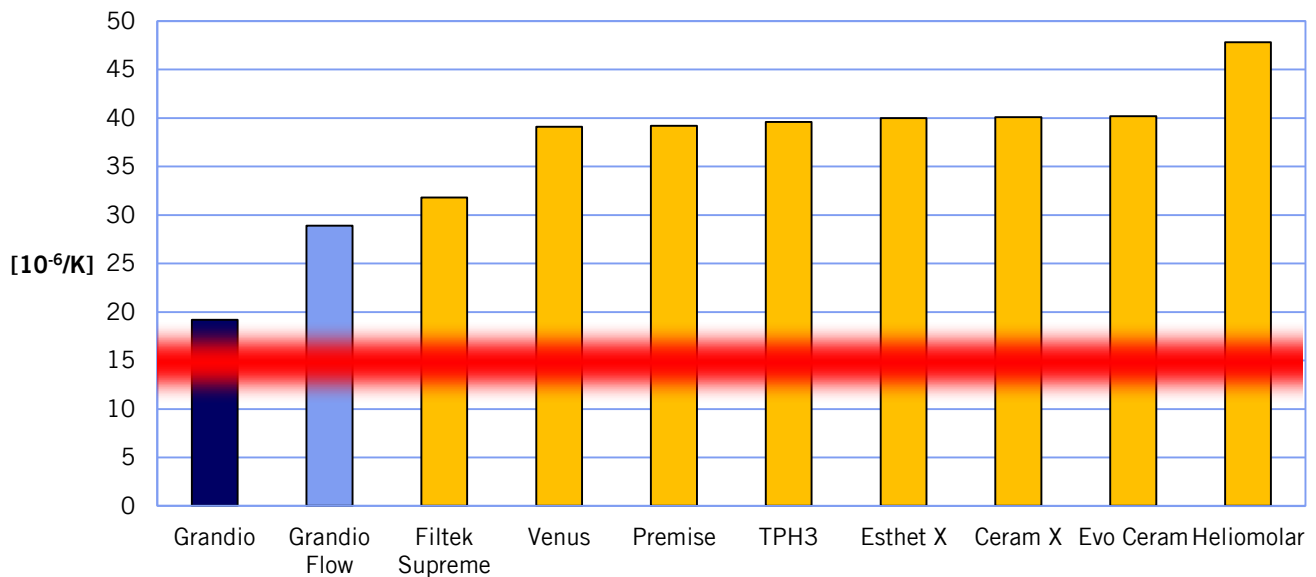


Figura 8: Coeficiente de dilatación térmica (línea roja: dentina 11, esmalte 17)^[8]

La magnitud absoluta de los valores aquí representados no es lo importante, sino la comparación con el comportamiento de los dientes naturales. Puesto que la integridad marginal de la superficie es lo importante, debe consultarse también la comparación con el comportamiento de contracción del esmalte. En esta comparación se pone de manifiesto que Grandio simula de forma notablemente mejor el comportamiento natural de los dientes que otros materiales de restauración.

Mientras el estrés de contracción puede verse influenciado por el uso de la técnica de capas y la elección de un factor C adecuado y, con ello, minimizarse, el dentista no puede actuar sobre estas cargas dinámicas. Tanto la sobrecarga durante la masticación como la carga térmica se producen cada día y muestran una influencia mayor en la integridad marginal a largo plazo que el estrés de contracción puro.

Conclusión: Grandio, gracias a su módulo E similar al del diente, presenta un estrés de contracción ligeramente superior en comparación con el de otros materiales de restauración. Sin embargo, el módulo E superior provoca que las cargas dinámicas sean significativamente menores. En resumen, este módulo E superior es más indicado para una mayor integridad marginal a largo plazo, puesto que la carga estática del estrés de contracción puede modificarse con la técnica de capas.

- [1] K. Klingler, *Entwicklung und erste Anwendung einer spannungsoptischen Messeinrichtung zur Beobachtung von polymerisationsschrumpfbedingten Spannungen* **2004**, Universität Marburg, Dissertation.
- [2] G. J. Christensen, *Clinicians Report*, Märzausgabe 2010.
- [3] R. A. Pereira, P. A. de Araujo, J. C. Castaneda-Espinosa, R. F. L. Mondelli, *J. Appl. Oral Sci.* **2008**, *16*, 30-34.
- [4] A. I. Abdalla, *Int. J. Clin. Dent.* **2009**, *1*, 191-200.
- [5] A. Schattenberg, S. Storck, I. Busemann, B. Willershausen, C.-P. Ernst, IADR 2009, Miami, USA.
- [6] E. Asmussen, A. Peutzfeld, *Dent. Mater.* **2008**, *24*, 600-605.
- [7] D.Y. Papadogiannis, R.S. Lakes, Y. Papadogiannis, G. Palaghias, *Dent. Mater.* **2008**, *24*, 257-266.
- [8] Dr. B. Wolter, Fraunhofer-Institut für Silikatforschung ISC, 2005, data on file, VOCO GmbH.