

[% v/v]

3,0

2,5

2,0

1,5

1,0

0,5

0

Admira  
Fusion

# Admira Fusion

SCIENTIFIC COMPENDIUM

# Tartalomjegyzék

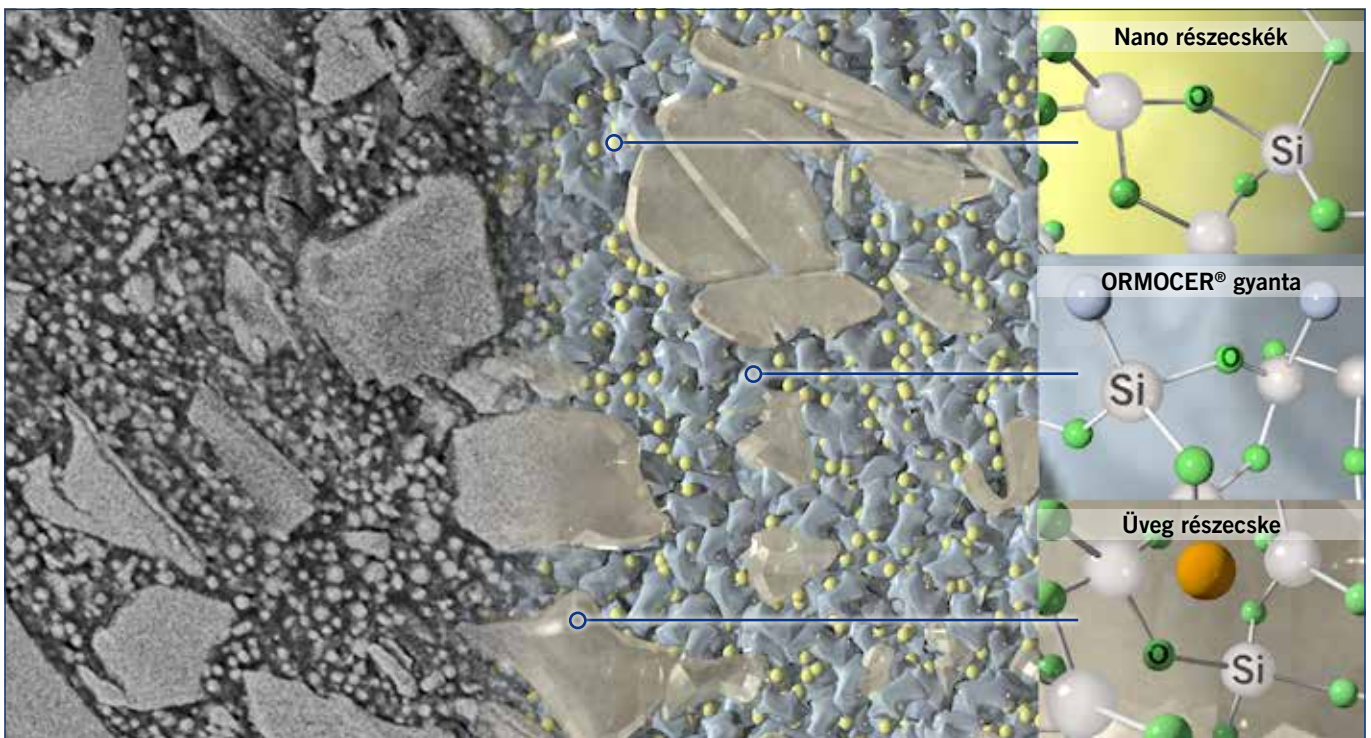
<b>1. Bevezető</b>	3
<b>2. Technikai adatlap és indikációk</b>	3
2.1. Technikai adatlap	4
2.2. Indikációk	5
<b>3. Az Admira Fusion fizikai paraméterei és széli záródása</b>	6
3.1. Zsugorodás	6
3.2. Zsugorodási stressz	7
3.3. Rugalmassági modulus	8
3.4. Hőtágulási együttható	9
<b>4. Az Admira Fusion biokompatibilitása</b>	10
4.1. In vitro citotoxikológiai vizsgálat	10
4.2. A rezin mátrix vizsgálata	11
4.2.1. Gázkromatográfia / nagy teljesítményű folyadékkromatográfia	12
<b>5. Az Admira Fusion fizikai paraméterei: szilárdság</b>	14
5.1. 3-pontos hajlíthatóság	14
5.2. 3-pontos termociklusos hajlíthatóság	15
5.3. Nyomószilárdság	16
5.4. Élszilárdság	17
5.5. Adhézió értéke a dentinen	18
5.6. Adhézió értéke a zománcon és a dentinen	19
<b>6. Az Admira Fusion felszínére vonatkozó fizikai paraméterei</b>	20
6.1. Felületi keménység	20
<b>7. Fizikai paraméterek: az Admira Fusion viselkedése vizes környezetben</b>	21
7.1. Vízoldékonyság	21
7.2. Vízfelvétel	22
<b>8. Az Admira Fusion kezelhetősége</b>	23
8.1. Fotopolimerizációs idő	23
8.2. A környezeti fényvel szembeni ellenállás	23
8.3. Radiopacitás	24
<b>9. Klinikai tanulmány</b>	25
9.1. Klinikai eredmények: II. osztályú restauráció 6 hónap után	25
<b>10. Irodalomjegyzék</b>	29

AdheSE, Ceram X Mono, Clearfil SE Bond, Estelite  $\Sigma$  Quick, Filtek Supreme XTE, Filtek Z250, Filtek Z350, Herculite XRV Ultra, Kalore, N'Durance, Optibond All-in-one, Premise, Scotchbond Universal, Spectrum TPH<sup>3</sup>, Synergy D6, Tetric EvoCeram, Venus Diamond és a Vitrebond nem a VOCO GmbH bejegyzett márkanevei.

## 1. Bevezető

Az Admira Fusion a világ első tisztán kerámia alapú helyreállító anyaga. Két kiemelkedő újítást egyesít magában: a nanohibrid technológiát és az ORMOCER® technológiát. Az anyag további jellemzői a nagyon alacsony polimerizációs zsugorodás és az alacsony zsugorodási stressz, a magas biokompatibilitás, amely annak köszönhető, hogy az Admira Fusion kémiai alapja a szilícium-oxid nem csak a töltőanyagokat tekintve (nano és üveg kerámia töltőanyag-részecskék) hanem a gyanta mátrixban is. Ez az innovatív "tisztá szilikát technológia" teszi az Admira Fusiont tisztán kerámia alapú helyreállító anyaggá a kiváló minőségű fogpótlások készítéséhez az anterior és a posterior régiókban egyaránt. Az alábbi képen az Admira Fusion mátrix látható. A transzmissziós elektron-

mikroszkópos kép az Admira Fusion egyes komponenseinek lenyűgöző részleteit mutatja. Az üvegkerámia részecskék és a nanorészecskék (a képen világosszürke) szilárdan beágyazódnak az ORMOCER® rezinmátrixba (sötétszürke). A sematikus ábrázolás a kép jobb oldalán kiemeli a komponensek hasonlóságát, a kémiai alap ugyanis minden esetben a szilícium-oxid. Egy másik fontos tényező az, hogy az Admira Fusion egy sima, nem ragadós anyag, amely könnyen használható, és új mércét állít fel mind a kezelhetőség, mind a zsugorodás és a stabilitás terén. A könnyen magas fényűre polírozhatóság, valamint a magas felületi keménység és a nagy színtabilitás a garanciája a tartósságnak és az esztétikának.



A tisztá szilikát technológia illusztrációja

Balra: TEM felvétel, az Admira Fusion 20.000-szeres nagyításban. (Behrend 2014).  
Jobbra: a TEM kép sematikus rajza a kommentárokkal

Ez a Tudományos összefoglaló tájékoztatást ad az Admira Fusion műszaki tulajdonságairól. A tanulmány bemutatja az Admira Fusion széli záródására, biokompatibilitására,

szilárdságára, a felszín minőségére, a nedves környezetben viselkedés és a kezelhetőségre vonatkozó tulajdonságait, és részletesen összehasonlítja a piacvezető tömőanyagokkal.

## 2. Technikai adatlap és indikációk

### 2.1. Technikai adatlap

<b>Admira Fusion</b>		
Töltöttség	84,0 tömeg %	DIN 51081
Polimerizációs zsugorodás	1,25 térfogat %	Watts és társai alapján
Zsugorodási stressz	3,71 MPa	Watts és társai alapján
3-pontos hajlíthatóság	132 MPa	ISO 4049
Rugalmassági modulus	9,8 GPa	ISO 4049: 1988
Nyomószilárdság	307 MPa	ISO 9917 alapján
Felületi keménység	141,3 MHV	Rostocki Egyetem, Németország
Élészilárdság	171,9 N	Manchesteri Egyetem, Egyesült Királyság
Radiopacitás	305 %Al	ISO 4049
Környezeti fényvel szembeni ellenállás	198 s	ISO 4049
Vízfelvétel	13,4 µg / mm <sup>3</sup>	ISO 4049
Vízoldékonyság	≤ 0,1 µg / mm <sup>3</sup>	ISO 4049
Hőtágulási együttható (α)	40,3*10 <sup>-6</sup> / K	Fraunhofer Intézet Würzburg, Németország
Kötési mélység	2,7 mm	ISO 4049
Tapadószilárdság a zománchoz (Futurabond M+ alkalmazásával: önsavazó módban)	30,0 MPa	São José dos Campos Egyetem, Brazília
Tapadószilárdság a dentinhez (Futurabond M+ alkalmazásával: önsavazó módban)	23,8 MPa	São José dos Campos Egyetem, Brazília

## 2.2. Indikációk

Tömés I - V. osztályig

I. és II. osztályú kavitások bázis-rétegeként

Traumásan sérült frontfogak rekonstrukciója

Elszíneződött frontfogak

Forma és színkorrekció az esztétikai hatás javítására

Meglazult fogak megerősítése, sínezés

Héjak javítása, kisebb zománcdefektusok és ideiglenes C&B-anyagok javítása

Kiterjesztett barázdazárás

Tejfogak tömése

Csonkfelépítés

Kompozit inlay-k

## 3. Az Admira® Fusion fizikai paramétereit és széli záródása

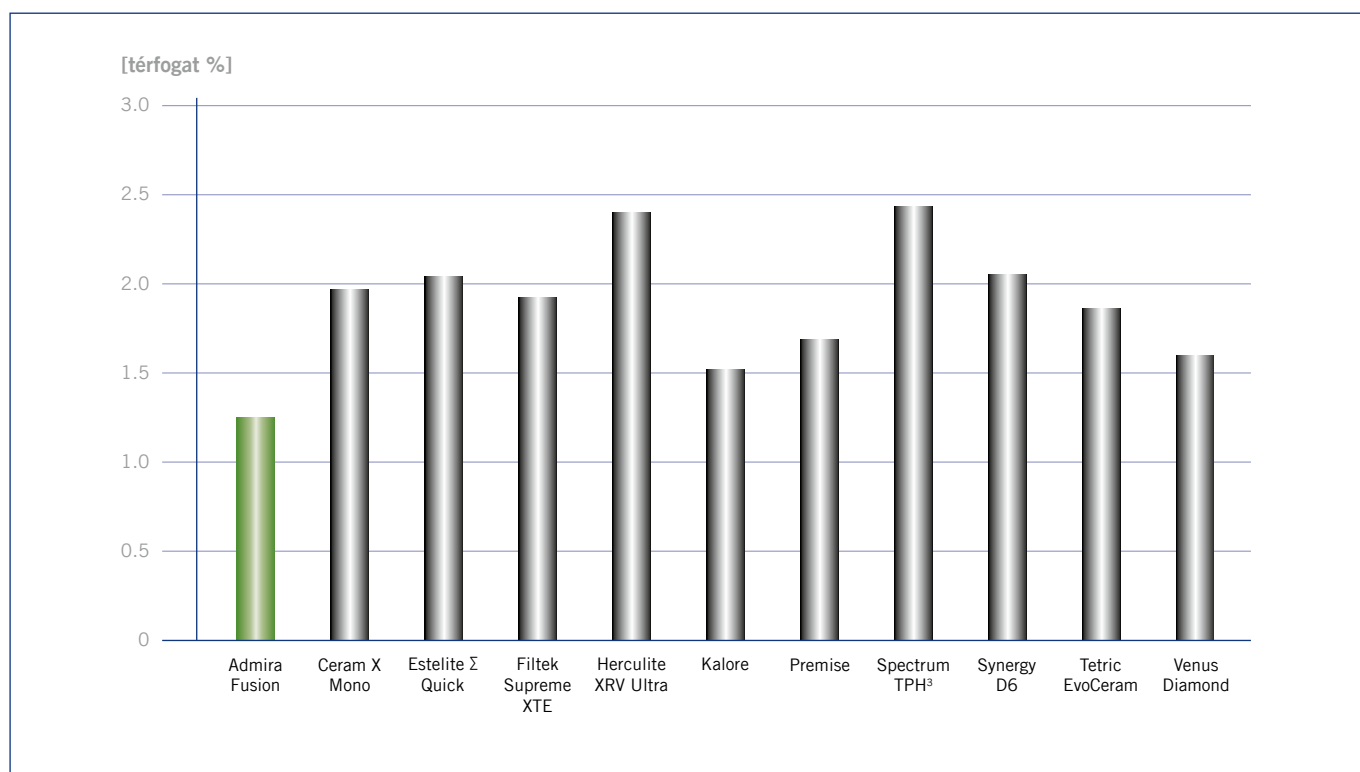
### 3.1. Zsugorodás

#### Mérési eljárás

A térfogati zsugorodást a polimerizáció során határoztuk meg összehangban a Prof. Watts (Manchester Egyetem) által leírt ragasztott-lemez módszerrel.<sup>[1-3]</sup> A helyreállító anyag kb. 8 mm átmérőjű és kb. 1 mm vastagságú korong alakú teszt mintáját összesen 40 másodpercig fotopolimerizáltuk (Celalux 2, lágyindítás, VOCO). A fotopolimerizáció elejétől kezdve a polimerizációs zsugorodás egy a szemközti oldalon elhelyezett érzékelővel került rögzítésre (felső felület) 30 perces időtartamig.

#### Eredmények

A mindössze 1,25 térfogat %-os értékkel az Admira Fusion a legalacsonyabb térfogat zsugorodású anyag összehasonlítva a többi vizsgált restaurációs anyagokkal szemben.



A különböző restaurációs anyagok térfogat zsugorodása a fotopolimerizáció alatt (VOCO 2014).

#### Irodalom

[1] Kim and Watts, 2004.

[2] Watts and Cash, 1991.

[3] Watts and Marouf, 2000.

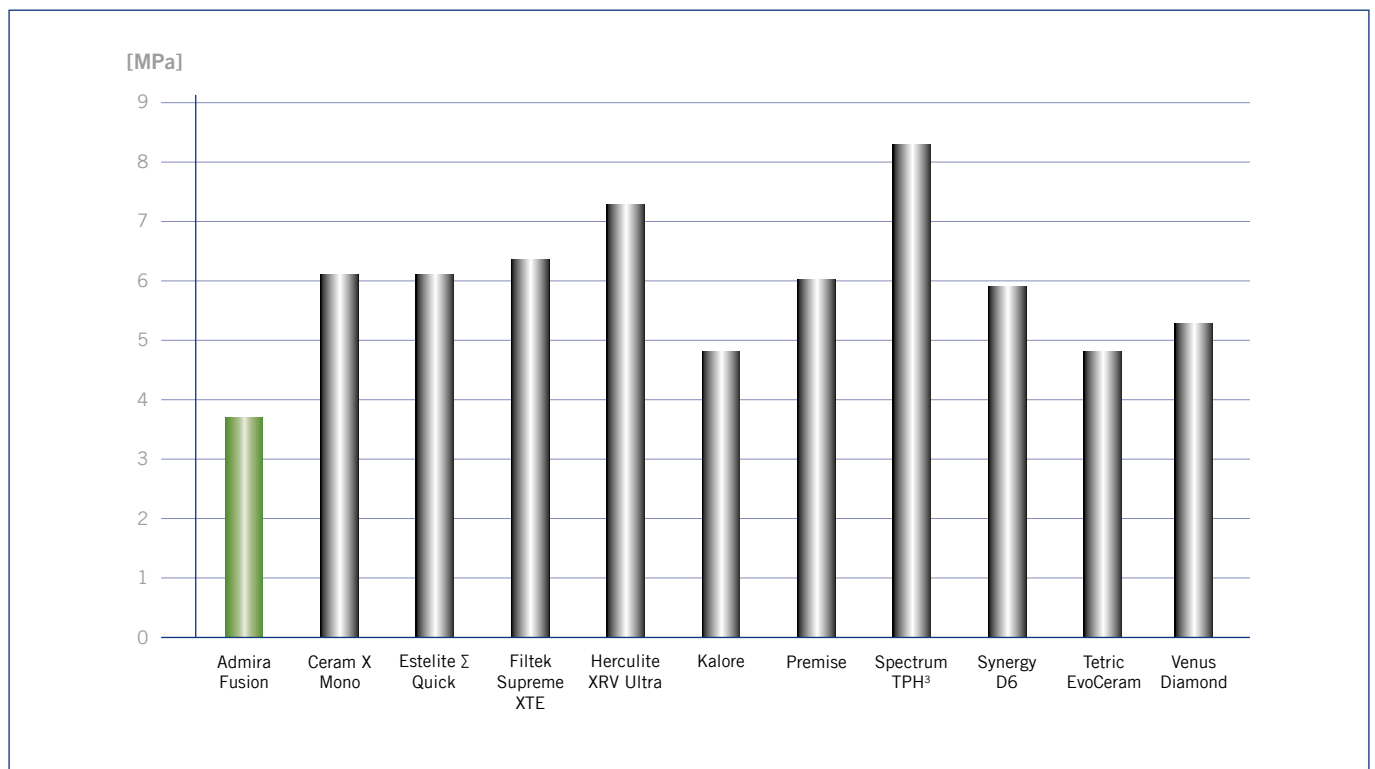
### 3.2. Zsugorodási stressz

#### Mérési eljárás

A kötést követő zsugorodási stresszt a Prof. Watts (Manchester Egyetem) által leírt "BIOMAN" módszer szerint határoztuk meg.<sup>[1-2]</sup> A módszer során egy 8 mm átmérőjű, 0,75 mm magasságú hengeres mintát, egy rögzített üveglapon keresztül alulról polimerizáltunk 40 másodpercig. A gyanta alapú helyreállító anyag felső felületéhez egy acél henger csatlakozik a mérőkészülékkel, homokfúvással előre érdesítve. A csatlakoztatott hengerre kifejtett erő rögzítésre kerül 30 percig, majd a kapott polimerizációs stressz értékét kiszámítják a tömőanyagokra vonatkozóan.

#### Eredmények

A zsugorodási stressz 6 MPa körüli értékeket mutattak a tesztelt anyagok többségénél. Az összes itt tesztelt tömőanyaggal szemben az Admira Fusion mutatta a legalacsonyabb zsugorodási stresszt, amely mindössze 3,7 MPa volt.



A zsugorodási stressz mértéke [MPa] a tesztelt tömőanyagoknál (VOCO 2014).

#### Irodalom

[1] Watts and Satterthwaite, 2008.

[2] Watts et al., 2003.

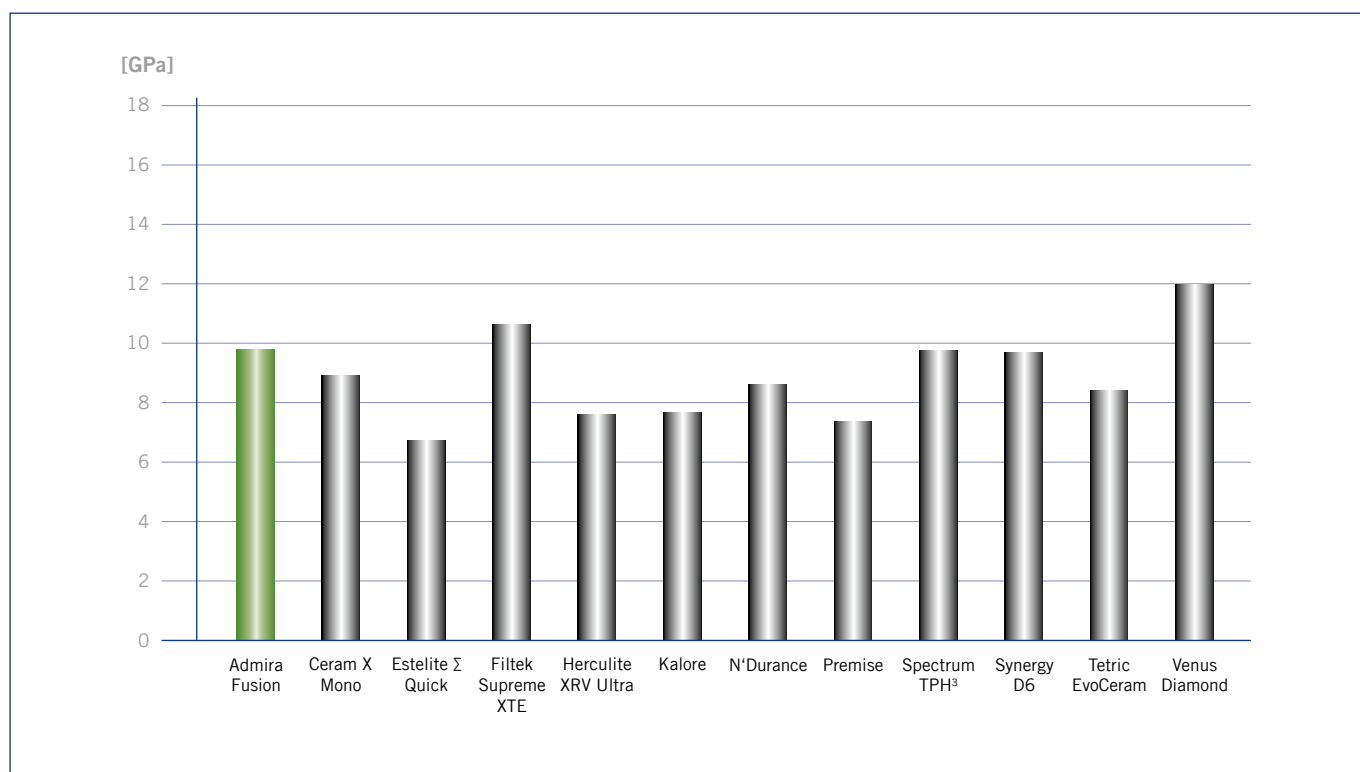
### 3.3. Rugalmassági modulus

#### Mérési eljárás

A rugalmassági moduluszt a 3-pontos hajlíthatóság mérésével számítottuk ki, a gradiens értékét a hajlítási szilárdásgot leíró görbe alatti terület lineáris tartományával jellemezzük.<sup>[1]</sup>

#### Eredmények

Az Admira Fusion rugalmassági modulusza 9,8 GPa, amellyel a felső középmezőnyben helyezkedik el, amint az az összehasonlításban itt látható.



A különböző restaurációs anyagok rugalmassági modulusza [GPa] (VOCO 2014).

#### Irodalom

[1] Ilie, 2004.



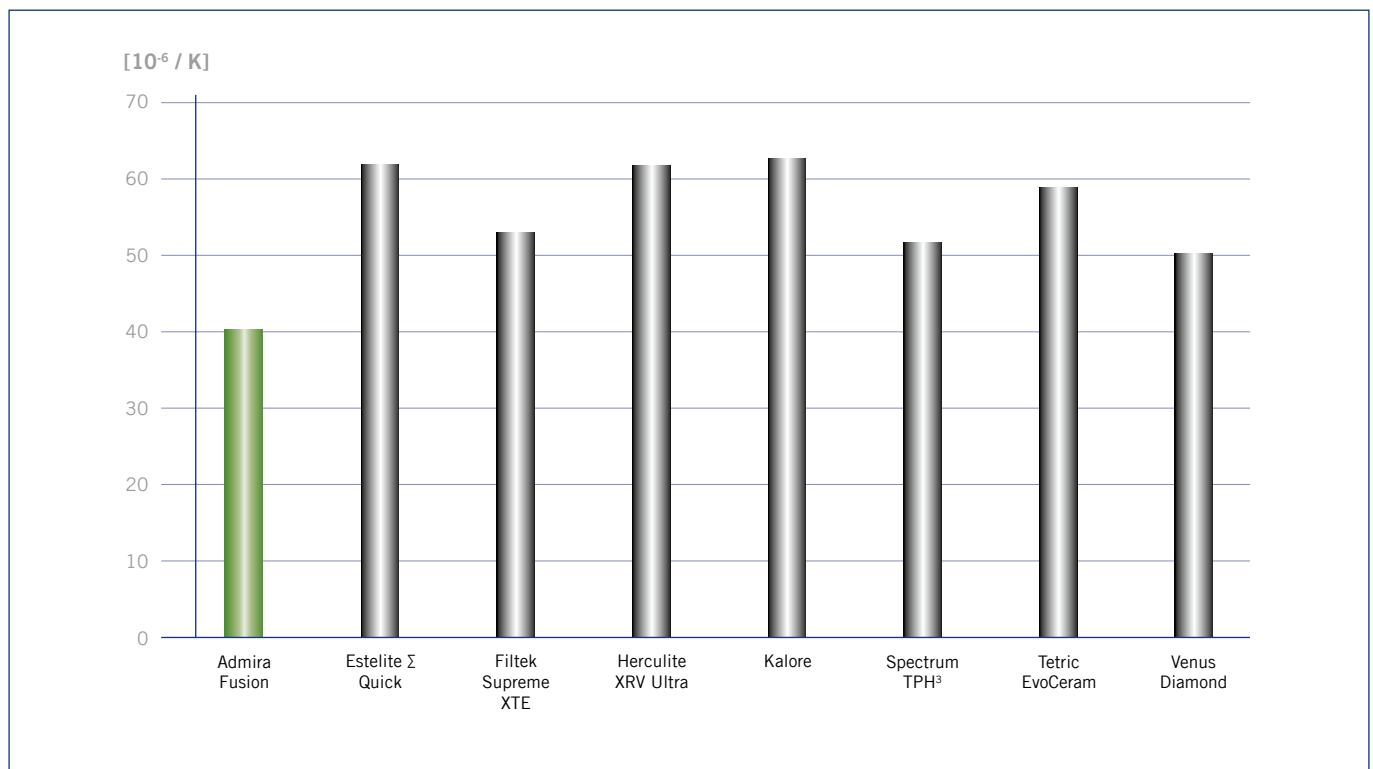
### 3.4. Hőtágulási együttható

#### Mérési eljárás

A méréshez használt próbatesteket  $2 \times 2 \times 30$  mm preparáltuk a hőtágulási együttható  $\alpha$  méréséhez. A lineáris tágulást ezen a mintán határozzuk meg, amely egy dilatométerhez van csatlakoztatva, a mérési sor  $25\text{ °C} - 50\text{ °C}$ , a fűtési sebesség  $1\text{ Kelvin / perc}$ .<sup>[1]</sup>

#### Eredmények

A dentin és zománc hőtágulási együtthatója  $\alpha$  az irodalomban  $10,59 \cdot 10^{-6} / \text{K}$  és  $16,96 \cdot 10^{-6} / \text{K}$  értékekkel szerepelnek.<sup>[2]</sup> Az Admira Fusion nem tud pontosan megfelelni ezeknek az értékeknek, de követi a természetes fogak kemény fogszövetének tágulását és összehúzódását, és lényegesen jobb értékeket mutat, mint a többi tesztelt anyag. Ezzel minimálisra csökkentve a pótlások szélein a hőtágulás miatt jelentkező stresszt.



A vizsgált tömőanyagok hőtágulási együtthatója  $\alpha$  (Fraunhofer Institute, ISC, Würzburg, Németország, 2014).

#### Irodalom

[1] Wolter, 2014.

[2] Xu et al., 1989.

## 4. Az Admira® Fusion biokompatibilitása

### 4.1. In vitro citotoxikológiai vizsgálat

#### Mérési eljárás<sup>[1]</sup>

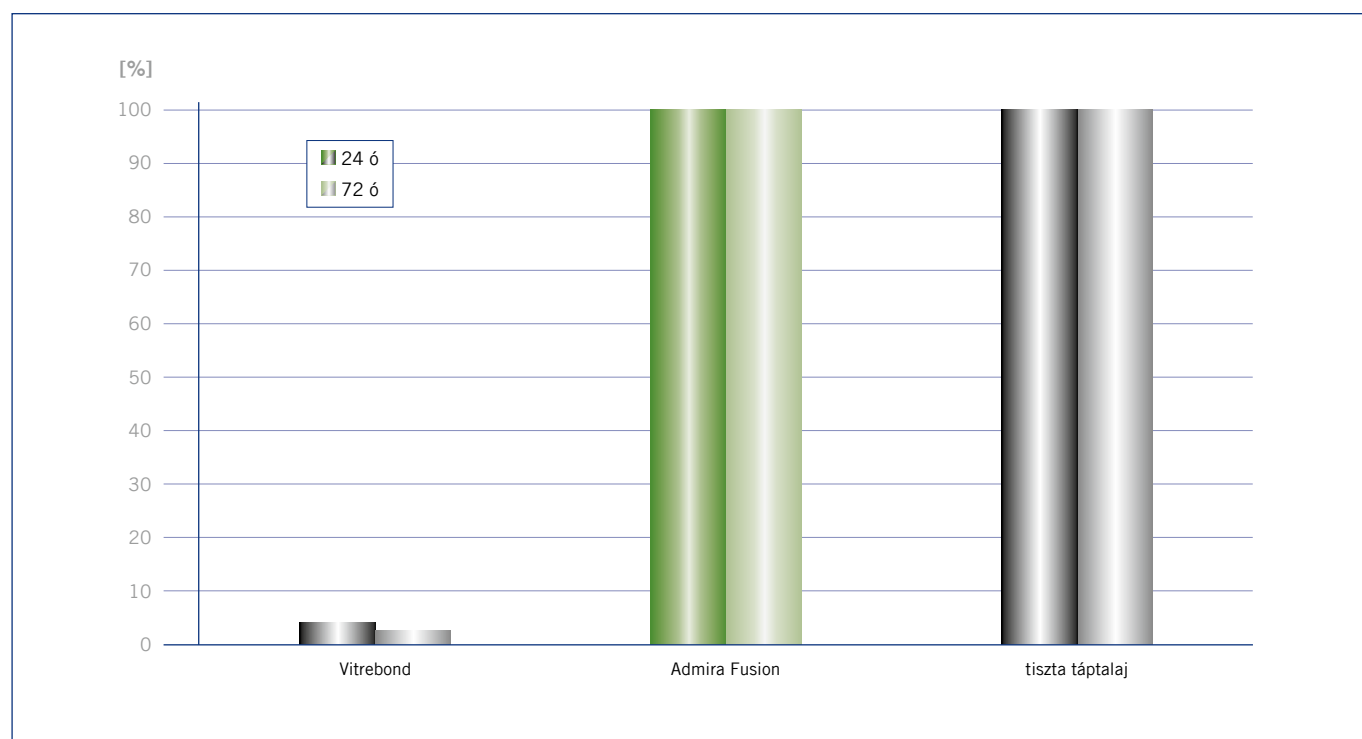
A Dr. Leyhausen által a Hannoveri Orvosi Egyetemen elvégzett in vitro citotoxikológiai vizsgálat. Az in vitro citotoxicitási vizsgálat során sejtenyészeteken vizsgáltuk meg a Vitrebond (3M ESPE) és az Admira Fusion gyanta kivonatait és egy tiszta táptalajt az összehasonlítás végett.

#### Eredmények

Az in vitro citotoxicitási vizsgálat során számolt sejt növekedés az Admira Fusion esetén 100 %. Ez alapján az Admira Fusion kiváló biokompatibilitással jellemezhető.<sup>[2]</sup>

Citotoxicitási skála<sup>[3]</sup>

Skála	Sejtszaporodás [%] (a kontroll csop. arányában)	Értelmezés
0	100 - 81	nem citotoxikus
1	80 - 71	kissé citotoxikus
2	70 - 61	mérsékeltlen citotoxikus
3	60 - 0	erősen citotoxikus



Az Admira Fusion in vitro citotoxikológiai vizsgálata, tiszta táptalaj, Vitrebond (3M ESPE) (Leyhausen, 2015).

#### Irodalom

[1] Leyhausen, 1998.

[2] Leyhausen, 2015.

[3] DIN EN ISO 10993-5.

## 4.2. A rezin mátrix vizsgálata

A fényrekötő tömőanyagok egy az erre alkalmas fotopolimerizációs lámpa fényére kötnek meg. Ez indukálja a polimerizációs reakciót, az elreagálás aránya az ilyen típusú reakciókra jellemzően maximum 70 %. Az el nem reagált monomerek aránya a megkötött kompozitban az alkalmazott monomerek típusától függ. Általánosan érvényes, az a szabály, hogy minél több térhálósító egységgel rendelkezik a monomer, annál kisebb a valószínűsége, hogy a polimerizáció után el nem reagált

monomer marad. Annak a módja, hogy csökkenteni lehessen az el nem reagált monomerek arányát, vagy még jobb, hogy egyenesen ki lehessen zárni a lekötetlen monomerek jelenlétét a megkötött kompozitban az, hogy sok térhálósító egységet alkalmazzanak a monomerek felszínén. Analitikai módszereket, mint például a gázkromatográfiát és a nagy teljesítményű folyadékkromatográfiát lehet használni a reagálatlan monomerek kimutatására.

### 4.2.1. Gázkromatográfia / nagy teljesítményű folyadékkromatográfia

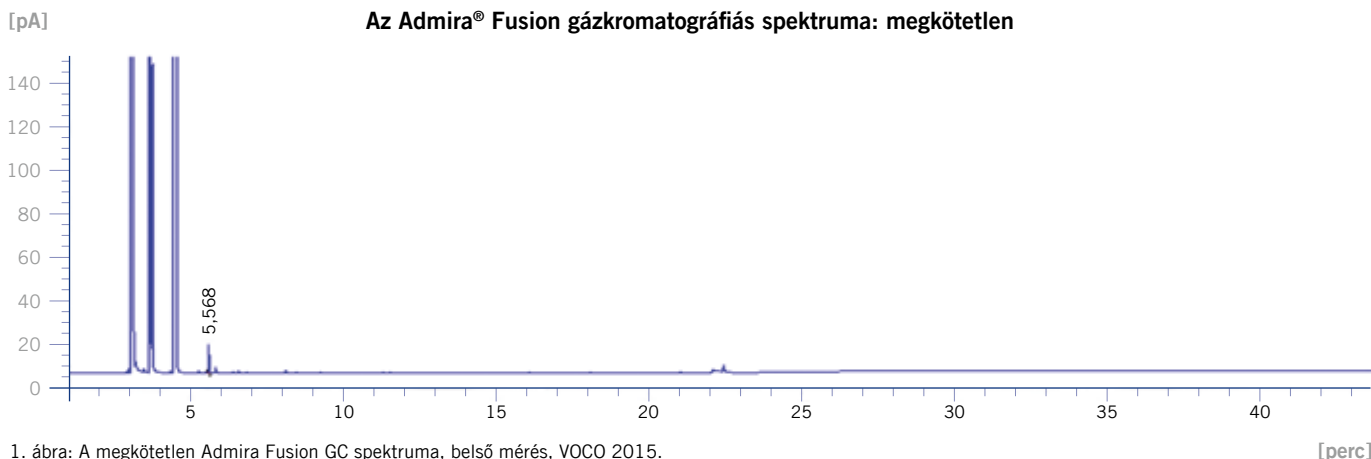
#### Mérési eljárás<sup>[1][2]</sup>

Egy még polimerizálás előtti és egy már megkötött mintát egy éjszakán át tároltunk 37 °C-on etanol oldatban (10 ml). A mintákat kivettük ezekből a folyadékokból és a gyanta mátrixot egyes komponenseire bontottuk a gázkromatográfia (GC) és nagy teljesítményű folyadékkromatográfia (HPLC) alkalmazásával. A gázkromatográfia a viszonylag kis méretű, és kis molekulatömegű gyanta monomerek kimutatására használható, míg a viszonylag nagy méretű és nagy molekulatömegű gyanta monomerek kimutatására a nagy teljesítményű folyadékkromatográfiát alkalmaztuk.

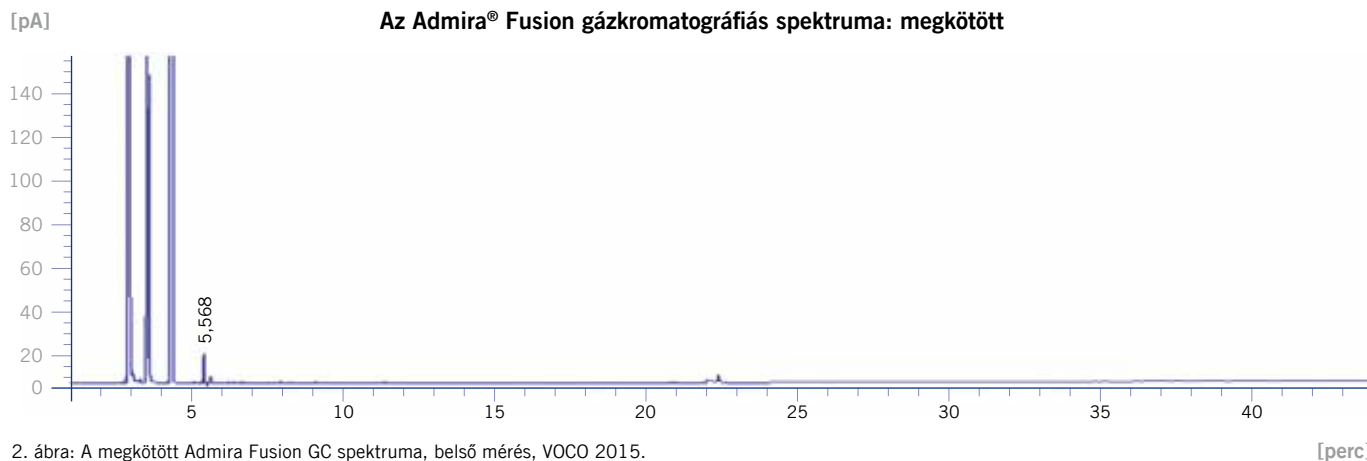
#### Eredmények<sup>[3]</sup>

A gázkromatográfiás spektrum az 1. ábrán világosan kimutatja hogy nincsenek alacsony molekulatömegű metakrilát monomerek a megkötetlen Admira Fusion-ban. Az első négy mérési jel, 0 és 5,5 perc között annak tulajdonítható, hogy

eluátumot használtunk. Ezen túlmenően azt, hogy miért nem konvencionális metakrilát monomert használunk, megerősíti a már megkötött Admira Fusion vizsgálati mintájának újabb elemzése (lásd 2. ábra). Hagyományos monomereket, mint például a Bis-GMA, TEGDMA, GlyDMA és HEMA lehet detektálni ezzel a mérési módszerrel, ahogyan az a helyzet példaként a hagyományos kompozit összehasonlító spektrumán látható a 3. és 4. ábrákon. Ebben az esetben, a hagyományos metakrilát monomereket lehet kimutatni mind a polimerizálatlan, mind pedig a polimerizált kompozit mintákban. A kompozit polimerizációja jelentősen csökkenti a reagálatlan, szabadon hozzáférhető monomerek koncentrációját, amint az látható, lényegesen alacsonyabb jeleket fedezhetünk fel a spektrumban (4. ábra). A hagyományos monomerek többek között a következő jelzésként mutatkoznak meg: Bis-GMA 42,5 percnél, GlyDMA, 14,2 percnél, és HEMA, 9,2 percnél.

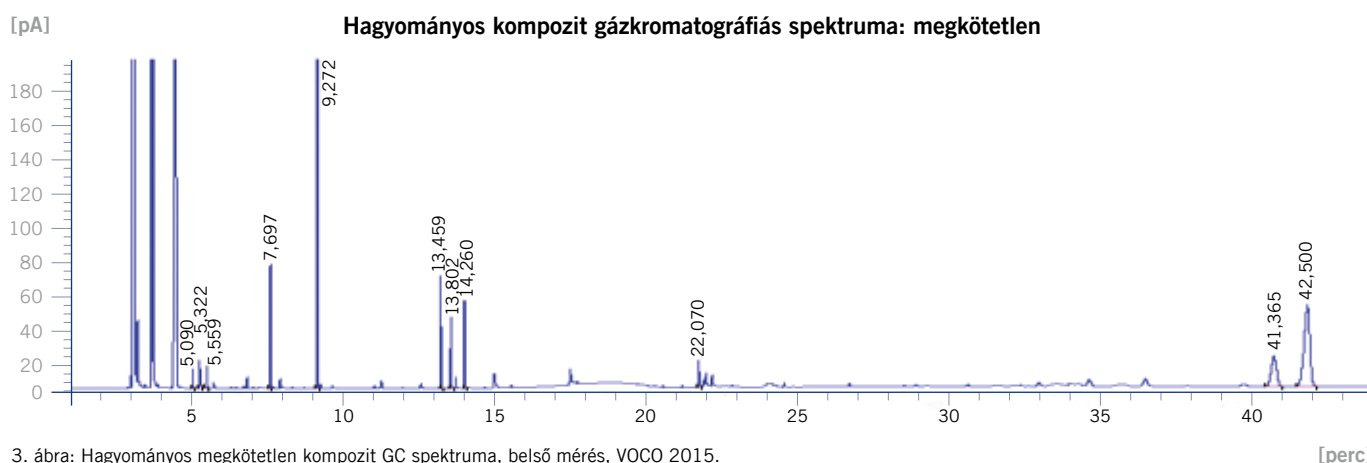


[perc]



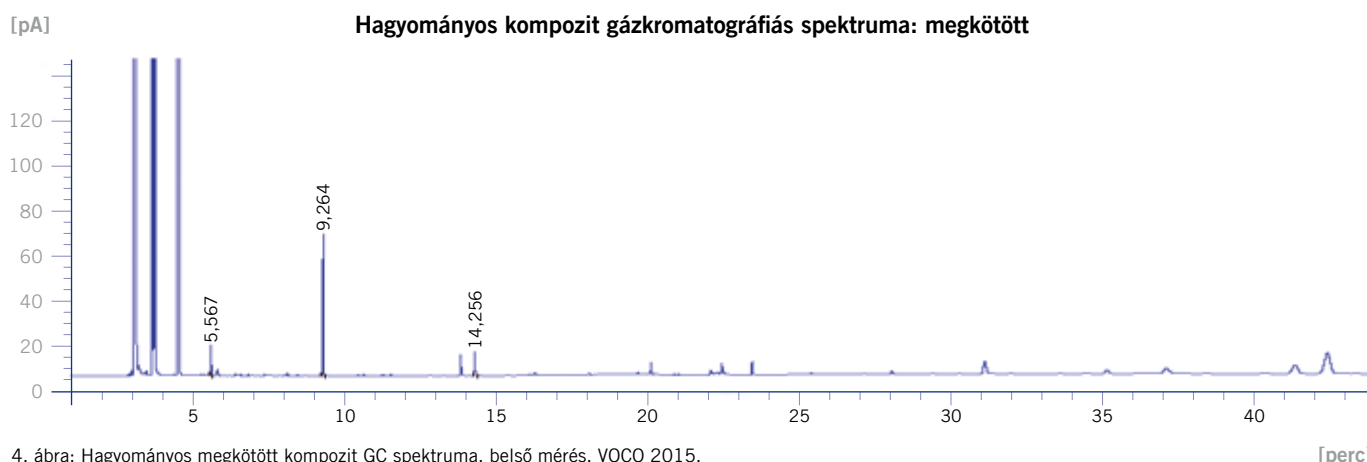
2. ábra: A megkötött Admira Fusion GC spektruma, belső mérés, VOCCO 2015.

[perc]



3. ábra: Hagományos megkötetlen kompozit GC spektruma, belső mérés, VOCCO 2015.

[perc]

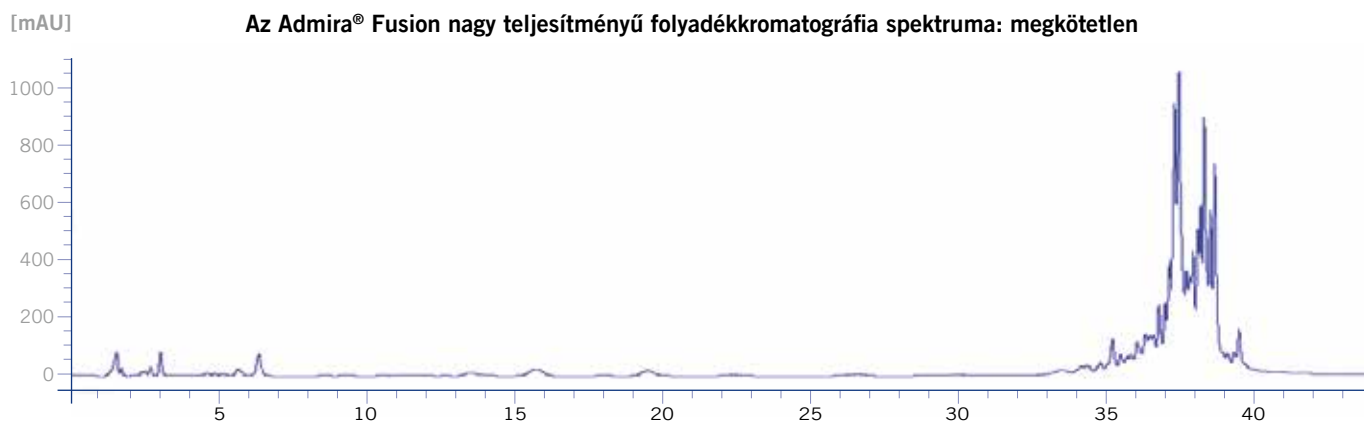


4. ábra: Hagományos megkötött kompozit GC spektruma, belső mérés, VOCCO 2015.

[perc]

A nagy teljesítményű folyadékkromatográfia lehetővé teszi az anyagok alkotóelemeinek elkülönítését, amikor az egyes komponensek sokkal nagyobbak és nehezebbek, mint amelyeket a gázkromatográfiai módszer alkalmazásával az imént elemeztünk. Az 5. ábra szemlélteti azt, ahogy a megkötetlen Admira Fusion ORMOCER® gyanta mátrixában a monomereket ki lehet mutatni. Ez különösen jól megnyilvánul a 34. és 40. perc között. Ezek nagy, pre-kondenzált molekulák szövet-

len mátrixban, amelyek funkcionális metakrilát csoportokat tartalmaznak. A következőkben a megkötött Admira Fusion tesztelését végeztük el újra, hogy meghatározzuk, hogy ezek a monomerek kimoshatóak-e az ORMOCER® gyanta mátrixból. A 6. ábra világosan mutatja, hogy reagálatlan monomerek nem detektálhatók. Ez a multifunkcionális ORMOCER® gyanta komponensek használatán alapszik, amely lehetővé teszi a hatékony térhálósodást a polimerben.



5. ábra: A megkötetlen Admira Fusion HPLC spektruma, belső mérés, VOCO 2015.

[perc]



6. ábra: A megkötött Admira Fusion HPLC spektruma, belső mérés, VOCO 2015.

[perc]

#### Irodalom

- [1] Kolb, 2003.
- [2] Meyer, 2009.
- [3] R&D VOCO GmbH, 2015.

## 5. Az Admira® Fusion fizikai paramétere: szilárdság

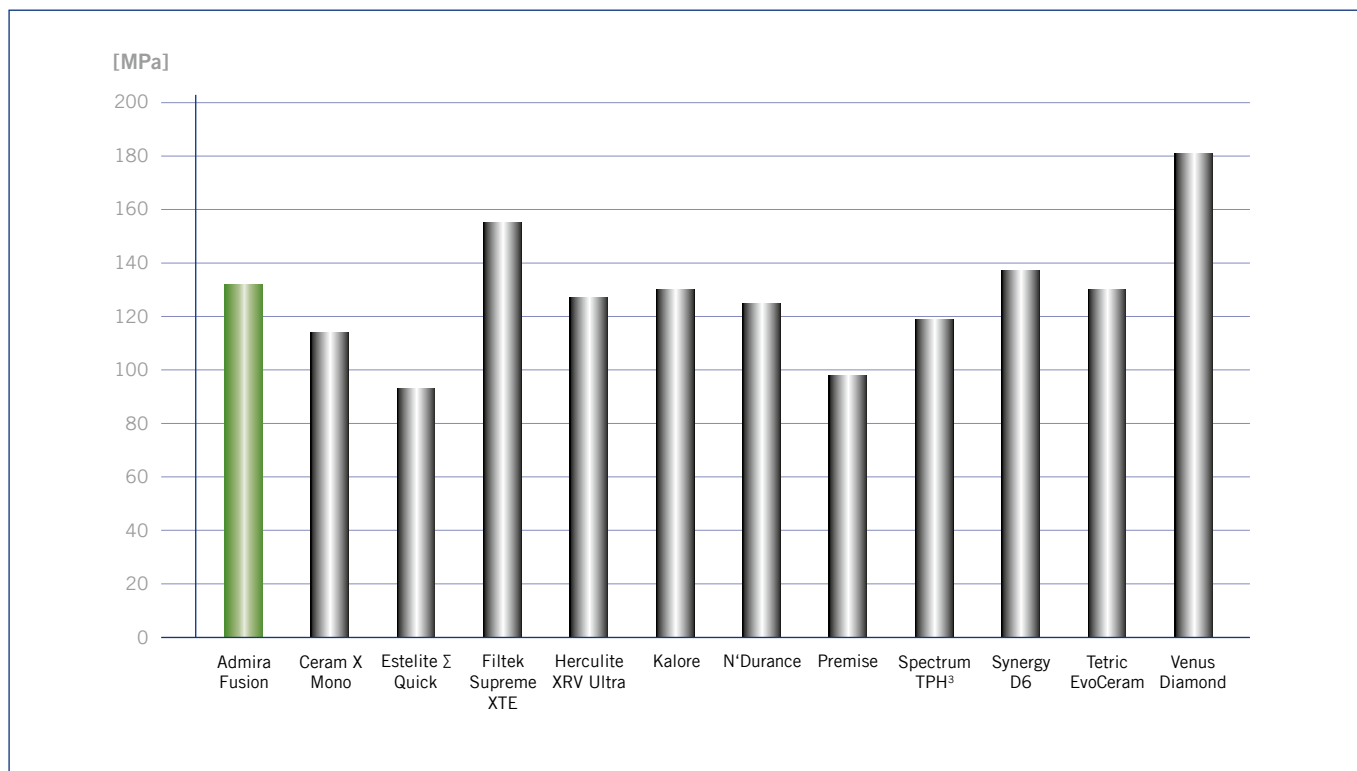
### 5.1. 3-pontos hajlíthatóság

#### Mérési eljárás

A 3-pontos hajlíthatóság mérési eljárás meghatározását az ISO 4049 írja le.<sup>[1]</sup> Összhangban a standarddal 2 × 2 × 25 mm – es méretű próbatesteket készítettünk és összesen 0,75 ± 0,25 mm / perc erő tesztnek vetettük alá. A próbatesteket két rúdra fektettük, míg az alkalmazott erő felülről egy harmadik rúdon keresztül hatott a próbatest közepére. A hajlítósilárdság az az érték, amelynél a vizsgálati minta eltörik. Az ISO szabvány a minimális értéket 80 MPa-ban határozza meg a fényre kötő, kompozit alapú tömőanyagok esetében.

#### Eredmények

Az Admira Fusion hajlítósilárdsága 132 MPa. Érdekes összehasonlítani ezt az eredményt a dentin szakirodalom szerinti 165,6 MPa hajlítósilárdságával.<sup>[2]</sup>



A tesztelt restaurációs anyagok 3-pontos hajlíthatósága [MPa] (VOCO 2014).

#### Irodalom

[1] ISO 4049, Nemzetközi Szabványügyi Szervezet.

[2] Jameson et al., 1993.

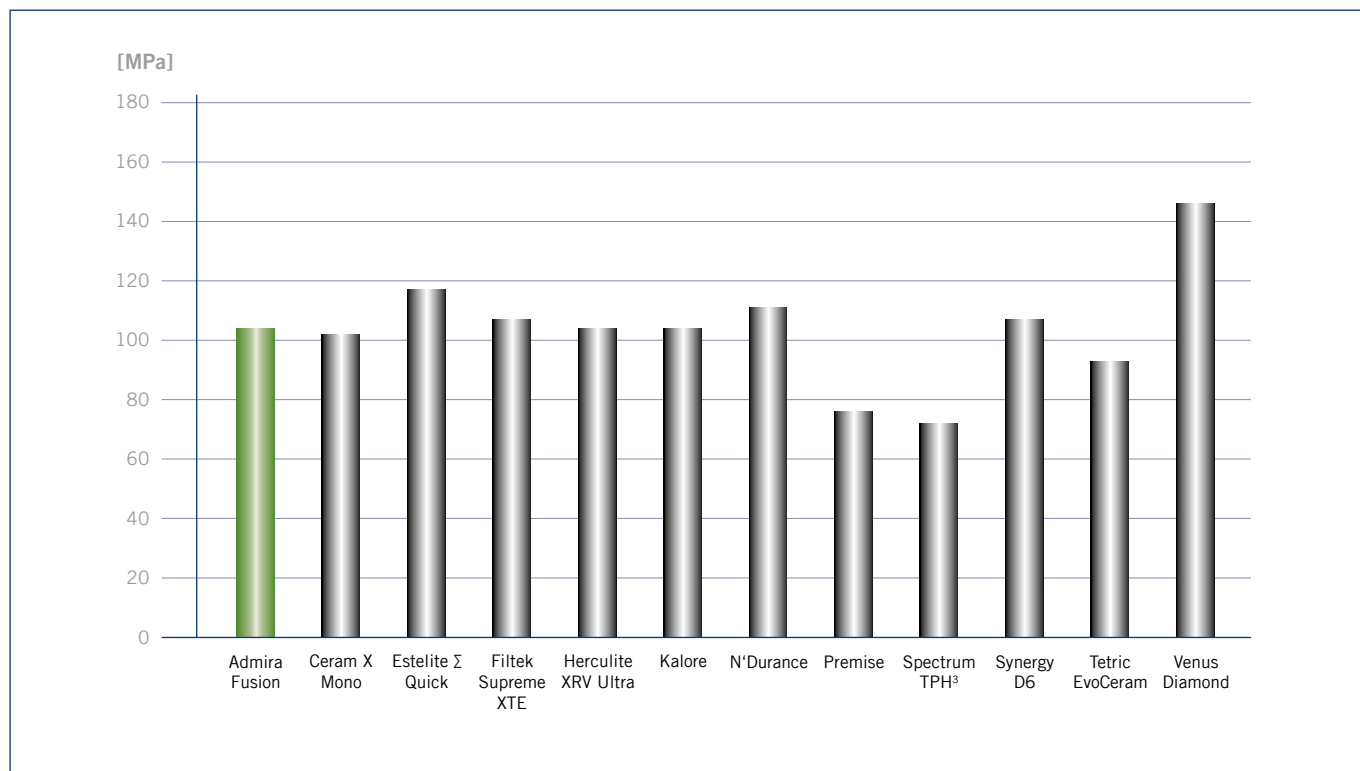
## 5.2. 3-pontos termociklusos hajlíthatóság

### Mérési eljárás

Az anyagokat egy termociklusos folyamat néven ismert vizsgálatnak vetik alá, hogy szimulálni lehessen a természetes öregedési folyamatot. Ebben az eljárásban, a vizsgálati példányokat felváltva melegítjük 55 °C-ra és lehűtjük, 5 °C hőmérsékletre vizes közegben. Ezt a ciklust 3000 alkalommal ismétljük meg összesen ebben a mérési tesztben. A 3-pontos hajlítási szilárdságot ezután az 5.1. pontban leírtak szerint határoztuk meg.<sup>[1]</sup>

### Eredmények

Amint az várható volt, a hajlíthatóság mért értékei némileg alacsonyabbak lettek a termociklusos mérés után, mint a mesterséges öregedés előtt. Összehasonlítva a kezdeti értékkel (termociklusos előtti), az Admira Fusion még mindig nagyon jó 3-pontos hajlítási szilárdságot mutat: 104 MPa.



A tesztelt restaurációs anyagok 3-pontos termociklusos hajlíthatósága [MPa] (VOCO 2014).

### Irodalom

[1] ISO 4049, Nemzetközi Szabványügyi Szervezet.

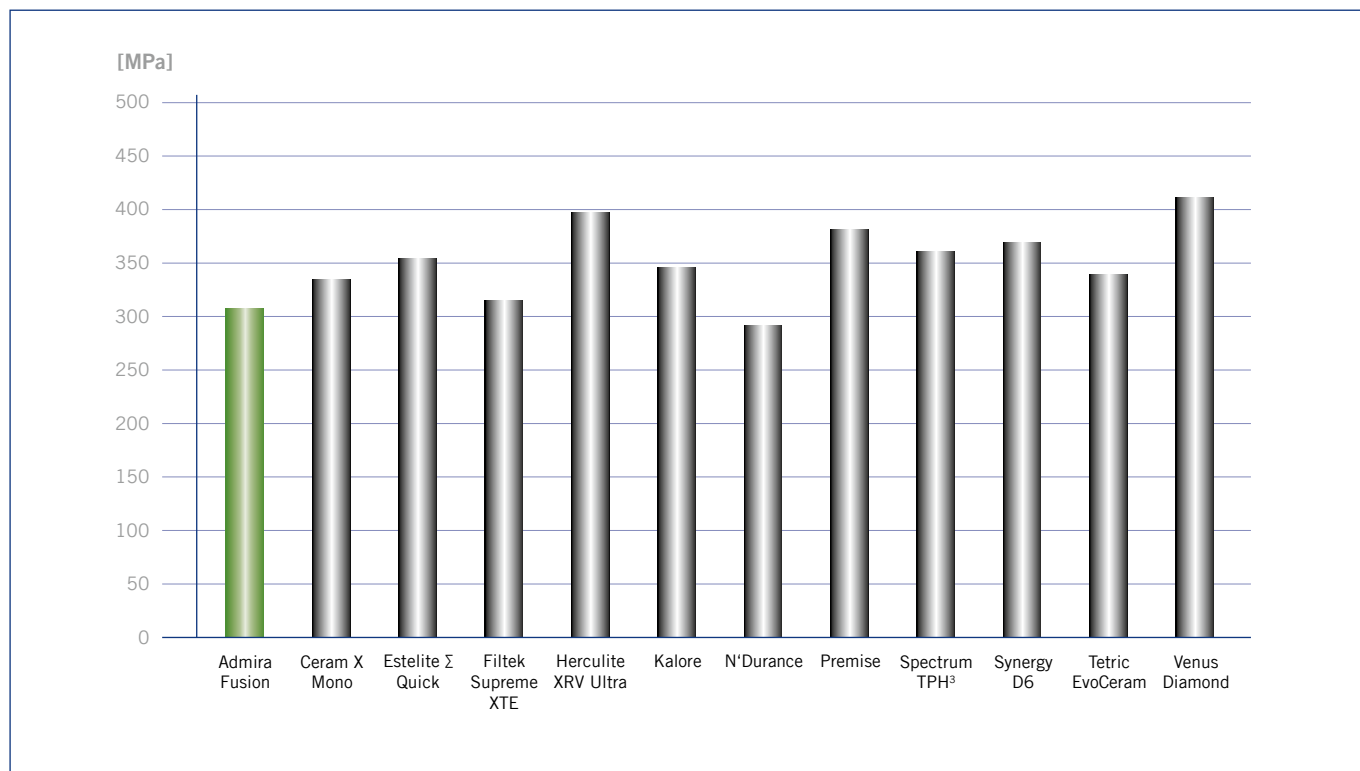
### 5.3. Nyomószilárdság

#### Mérési eljárás

A nyomószilárdságot a cementek tesztelésére az ISO 9917 – ben leírt eljárással azonos módon mértük.<sup>[1]</sup> Ennek az elvégzéséhez egy 6 mm magasságú és 3 mm átmérőjű hengert készítettünk. A próbatestet ezután  $50 \pm 16$  N / perc erőnek vetettük alá, amíg az az alkalmazott terhelés alatt össze nem tört. Az a terhelés, amely alatt a vizsgált minta eltört a nyomószilárdság.

#### Eredmények

Ebben a tesztben az Admira Fusion megjelenített nyomószilárdsága 307 MPa, hasonló a dentinéhez (297 MPa).<sup>[2]</sup>



A tesztelt restaurációs anyagok nyomószilárdsága [MPa] (VOCO 2014).

#### Irodalom

[1] ISO 9917, Nemzetközi Szabványügyi Szervezet.

[2] Craig and Peyton, 1958.



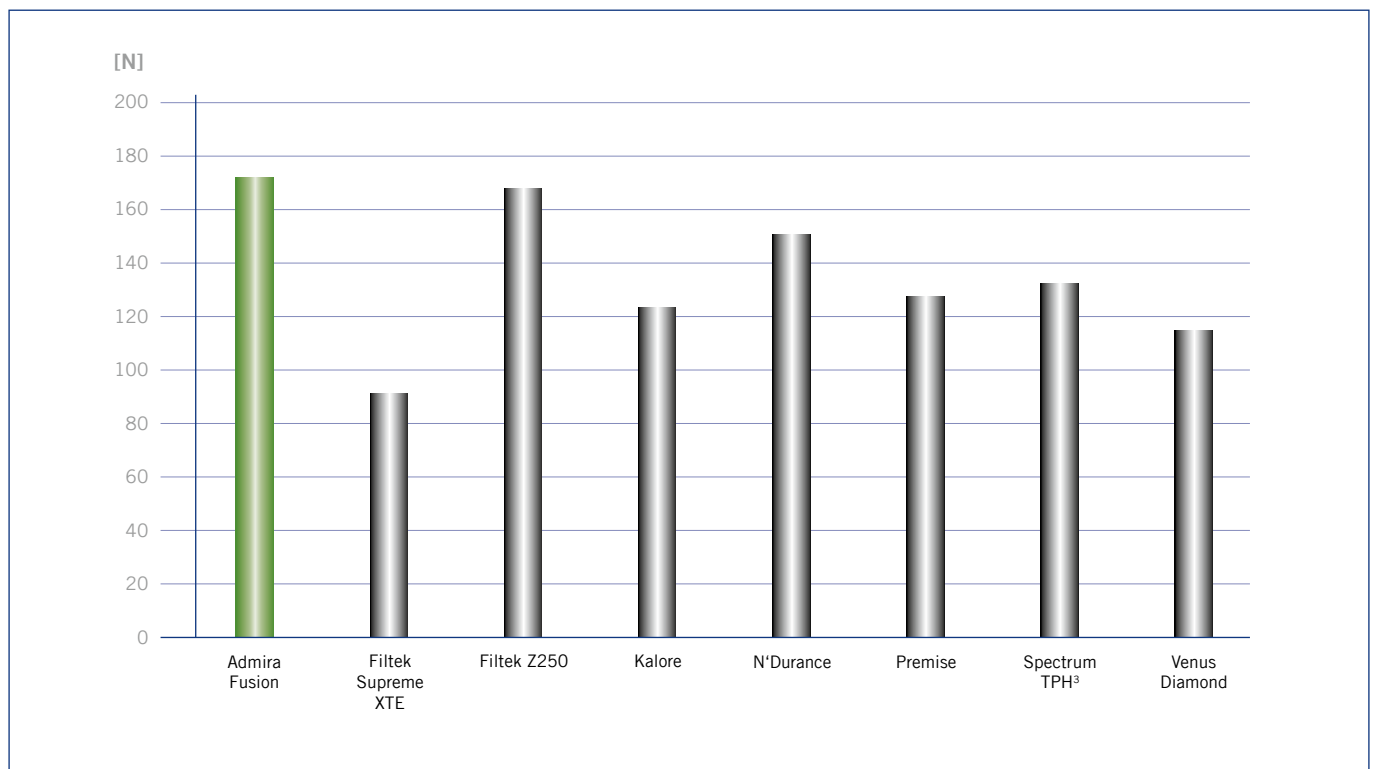
## 5.4. Élszilárdság

### Mérési eljárás<sup>[1]</sup>

Az élszilárdságot egy speciális mérési eszközzel határoztuk meg (CK10, Mérnöki Rendszerek), Manchesteri Egyetem.<sup>[2]</sup> Az elkészített vizsgálati példányok átmérője 12 mm, magassága 2,5 mm, majd 7 napon át 37 °C-os vízben tároltuk azokat. Nyomást alkalmazva egy 0,5 mm-es gyémánt hegyre, a vizsgálati példány élét 1 mm / perc sebességgel forgácsoltuk. A forgácsolás és a teljes törés hibaként került rögzítésre egy akusztikus érzékelő alkalmazásával.

### Eredmények

Az Admira Fusion élszilárdsága 171,9 N volt, a legjobb értéket produkálta a vizsgálat során.



A különböző tömőanyagok élszilárdsága [N], (Watts 2014).

### Irodalom

[1] Watts and Silikas, 2008.

[2] Watts and Silikas, 2014.

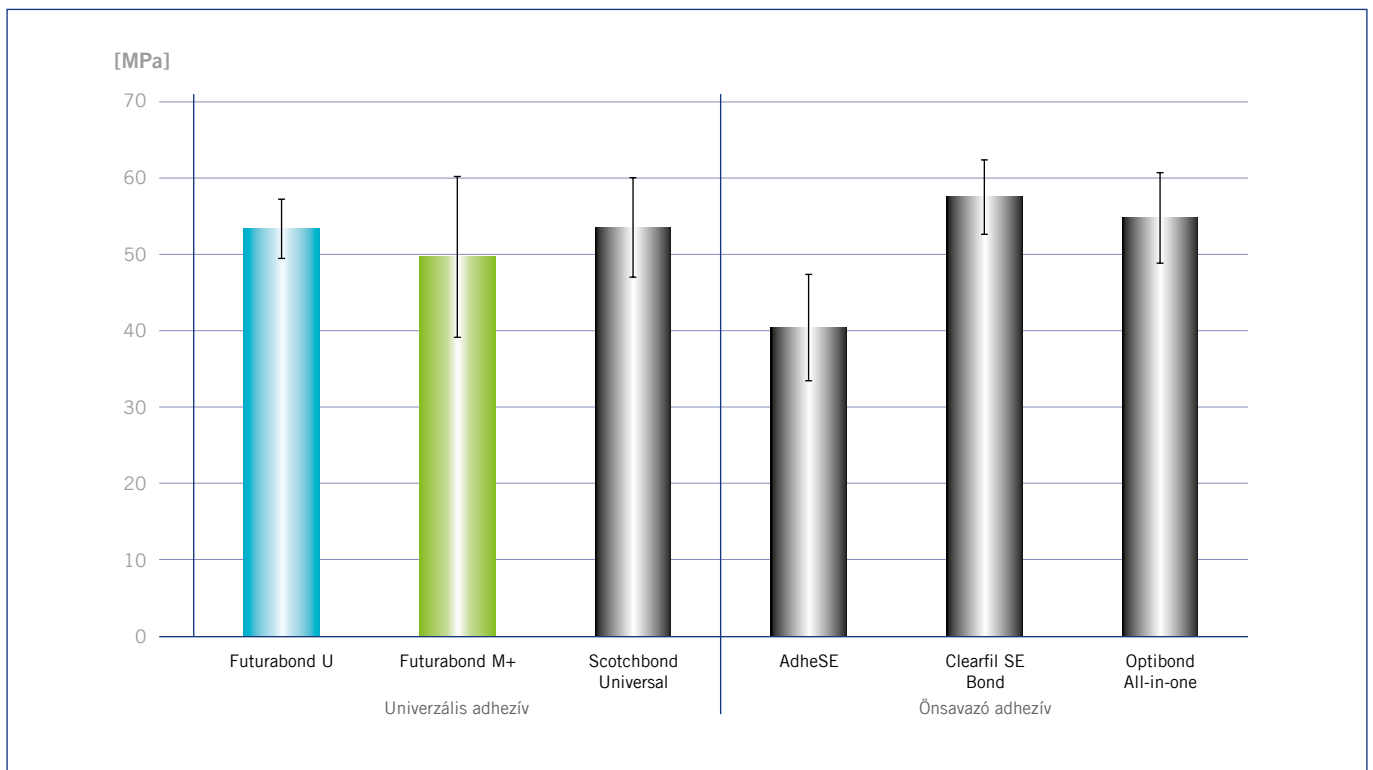
## 5.5. Adhézió értéke a dentinen

### Mérési eljárás

Az alábbi tanulmányt Giannini és munkatársai végezték a Campinasi Szövetségi Egyetemen (Brazília).<sup>[1]</sup> Az alábbi grafikonon szereplő ragasztó rendszereket a gyártó utasításai szerint applikálták az előkészített vizsgálati dentin mintákra, önsavazó módban. Helyreállító anyagként minden teszthez az Admira Fusion-t alkalmazták. Applikálták a megfelelő ragasztóréteget és fotopolimerizálták a gyártó utasításainak megfelelően. A próbatesteket ezután 24 órára vízbe merítették, ami után egy univerzális tesztgépen elvégezték a tapadószilárdsági teszteket.

### Eredmények

Az Admira Fusion kitűnő mikro-tapadószilárdsági értékeket ért el a dentinen az összes tesztelt ragasztó rendszerrel. A tömések hosszú távú integritása és a pótlások széli záródása más tényezők mellett a fog kemény szövetének és a ragasztó anyag között létrejött adhézió erejétől függ, amit a ragasztó rendszer minősége természetesen alapvetően meghatároz. Mindazonáltal a ragasztó és a helyreállító anyag között létrejött kapcsolat is ugyanolyan fontos a pótlások hosszú távú integritása szempontjából. A mért értékek kiváló végeredményt hoztak az itt tesztelt kompatibilis ragasztóanyaggal. Univerzális kompatibilitást mutat valamennyi a piacon elérhető fő ragasztó rendszerrel függetlenül attól, hogy azok önsavazó, teljes savazásos, vagy univerzális ragasztó rendszerek.



Az Admira Fusion különböző ragasztókkal a dentinen elért mikro-tapadószilárdsági értékei [MPa], (Giannini 2015).

### Irodalom

[1] Giannini et al., 2015.

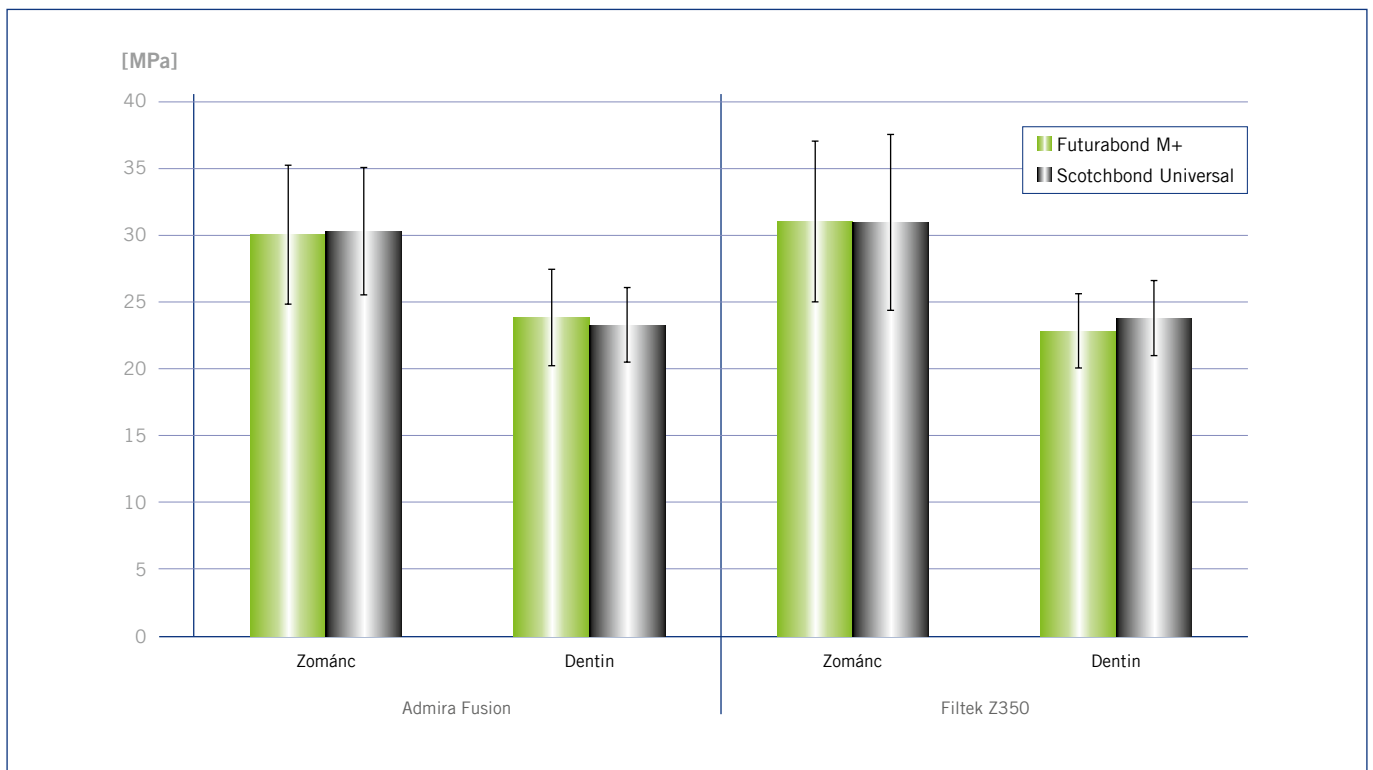
## 5.6. Adhézió értéke a zománcon és a dentinen

### Mérési eljárás<sup>[1]</sup>

A vizsgálat a São José dos Campos Egyetemen (Brazília) Prof. Torres felügyelete alatt zajlott. A megfelelő tárolást követően a 80 frissen kitermelt, megtisztított és előkészített szarvasmarha fogat két csoportra osztottuk (n = 40) (zománc és dentin) és különböző képpen preparáltuk. A vizsgálati mintákat beágyaztuk egy akril gyanta mátrixba és két alcsoportra osztottuk (n = 20), az egyes kompozit tömőanyagok és ragasztó rendszerek szerint (Futurabond M+ (VOCO) illetőleg Scotchbond Universal(3M ESPE)). Mindegyik univerzális ragasztó rendszert önsavazó módban alkalmaztuk a gyártó használati utasításait betartva. A tömőanyagokat (Admira Fusion (VOCO) vagy Filtek Z 350 (3M ESPE)) 2 mm-es rétegben applikáltuk a teszt darabra egy szilikon matrica segítségével és fotopolimerizáltuk 20 másodpercig. Miután a matricát eltávolítottuk, a tömböt további 20 másodpercig ismét fotopolimerizáltuk. A tapadószilárdság méréseket egy univerzális tesztgéppel (DL200MF, EMIC) végeztük.

### Eredmények

A grafikonon ábrázolt tapadószilárdsági értékek nem különböznek jelentősen akár a vizsgált tömőanyagokat, akár a ragasztó rendszereket tekintjük. Az alkalmazott univerzális ragasztók egyaránt kiváló tapadási értéket produkáltak akár az Admira Fusion ORMOCER® alapú helyreállító anyaggal, akár a metakrilátalapú Filtek Z350 tömőanyaggal kombináltuk.



Tapadószilárdság értékek [MPa] az Admira Fusion és a Filtek Z 350 zománcon és dentinen különböző ragasztókkal (Torres 2015).

### Irodalom

[1] Torres et al., 2015.

## 6. Az Admira® Fusion felszínére vonatkozó fizikai paraméterek

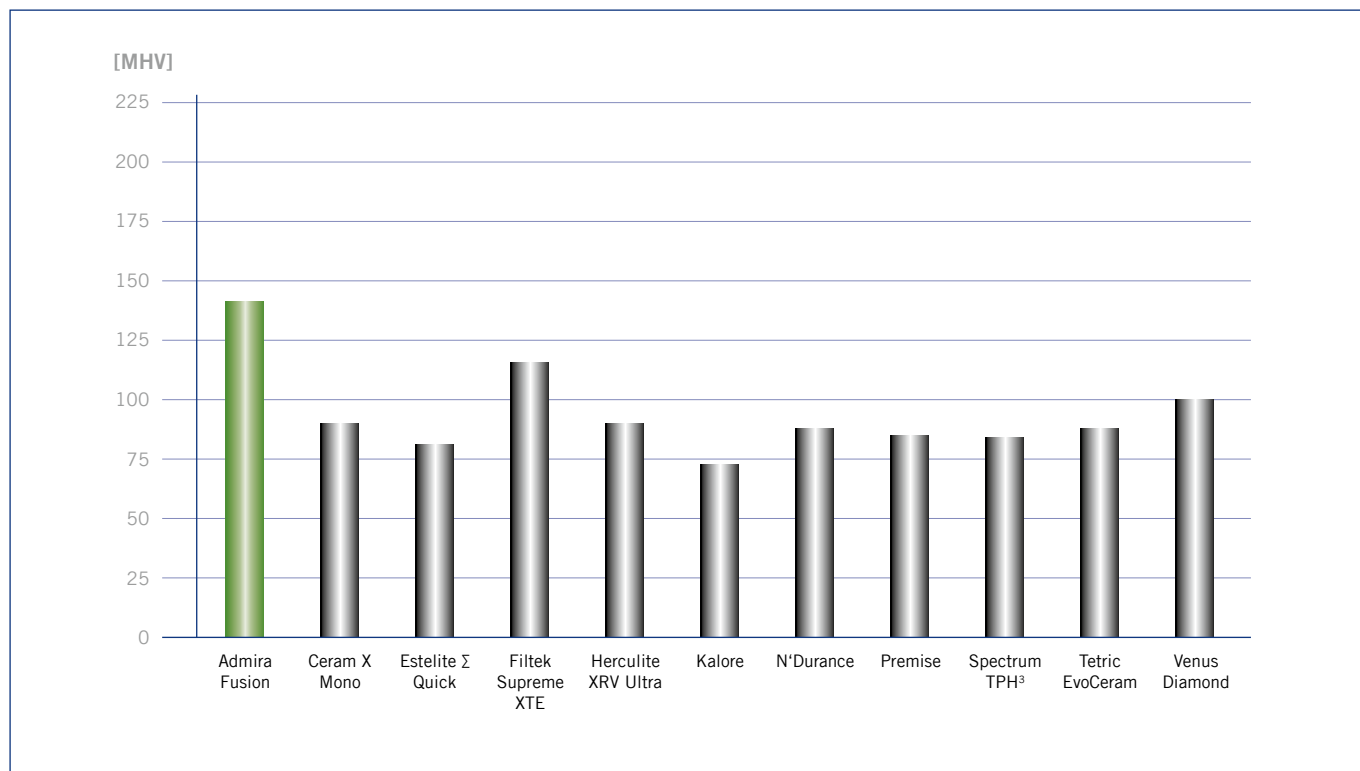
### 6.1. Felületi keménység

#### Mérési eljárás

Az Admira Fusion felületi keménységét a Rostocki Egyetem mikrokeménység (Vickers) mérési tanulmányával határoztuk meg a 2 × 2 mm-es fényre kötő vizsgálati minták mérésével.<sup>[1]</sup> Először is, a felületet csiszolópapírral kezeltük. Aztán a szabványosított gyémánt prizmával nyomást gyakoroltunk a próbadarabra 1 N erővel és egy penetrációt 0,2 N / másodperc sebességgel. Miután letelt az 5 másodperc behatolási idő, a gyémánt nyomótestet eltávolítottuk, és a vizsgálati minta felszínébe mart nyomatot megmértük. A Vickers felületi keménység a felszínbe mart nyomat méretei alapján kerül kiszámításra.

#### Eredmények

Az Admira Fusion-ról kiderült ebben a tesztben, hogy nagyon magas felületi keménységgel rendelkezik 141 MPa. Ez a magas érték, hosszú távú felületi kopás ellenállást és nagy fokú méretstabilitást ígér a rágófelszínen.



A különböző kompozit anyagok felületi keménysége [MHV], (Behrend 2014).

#### Irodalom

[1] Behrend, 2014.

## 7. Fizikai paraméterek: az Admira Fusion viselkedése vizes környezetben

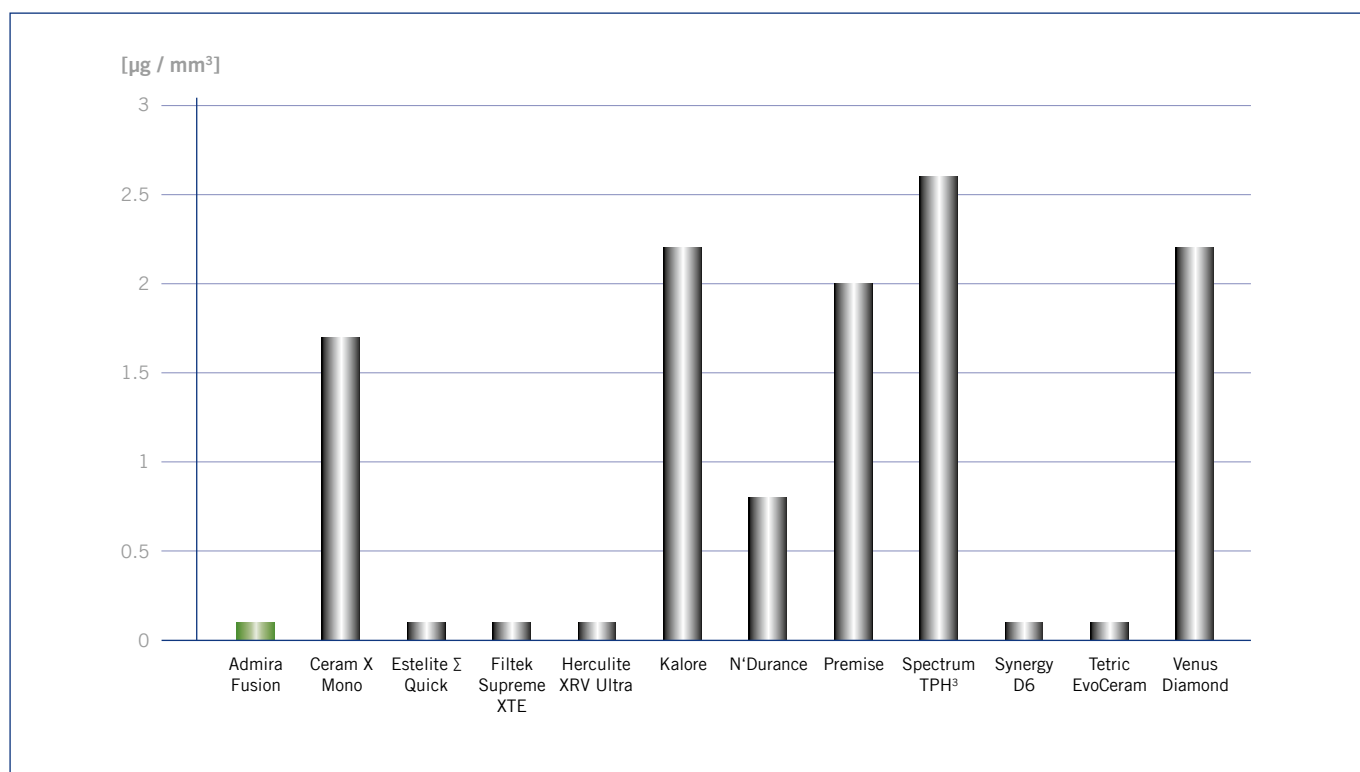
### 7.1. Vízoldékonyság

#### Mérési eljárás

Az Admira Fusion vízoldékonyságát az ISO 4049 szabvány szerint határoztuk meg.<sup>[1]</sup> A fényre kötő próbatestek átmérője  $15,0 \pm 0,1$  mm, a magassága  $1,0 \pm 0,1$  mm-es volt. A kiindulási súly meghatározása után, a vizsgálati mintákat 7 napig  $37^\circ\text{C}$ -os vízben tároltuk. Ennek letelte után a mintát kivettük, vízzel leöblítettük, és szárazra töröltük, amíg a felület teljesen meg nem száradt. Miután a  $37^\circ\text{C}$  hőmérsékleten vákuumban tároltuk, ismét megmértük a tömegét és összehasonlítottuk a kiindulási súllyal, hogy kiszámítsuk a vízoldékonyságot. Az ISO 4049-es szabvány a vízoldékonyság felső határát  $7,5 \mu\text{g} / \text{mm}^3$ -ben határozza meg.

#### Eredmények

Az Admira Fusion kiemelkedik a rendkívül alacsony oldhatóságával  $<0,1 \mu\text{g} / \text{mm}^3$ . A kimosódás okozta hosszú távú destabilizálódás a helyreállítás élettartama alatt ezért nagyon valószínűtlen.



A különböző kompozit anyagok vízoldékonysága [ $\mu\text{g} / \text{mm}^3$ ], (VOCO 2014).

#### Irodalom

[1] ISO 4049, Nemzetközi Szabványügyi Szervezet.

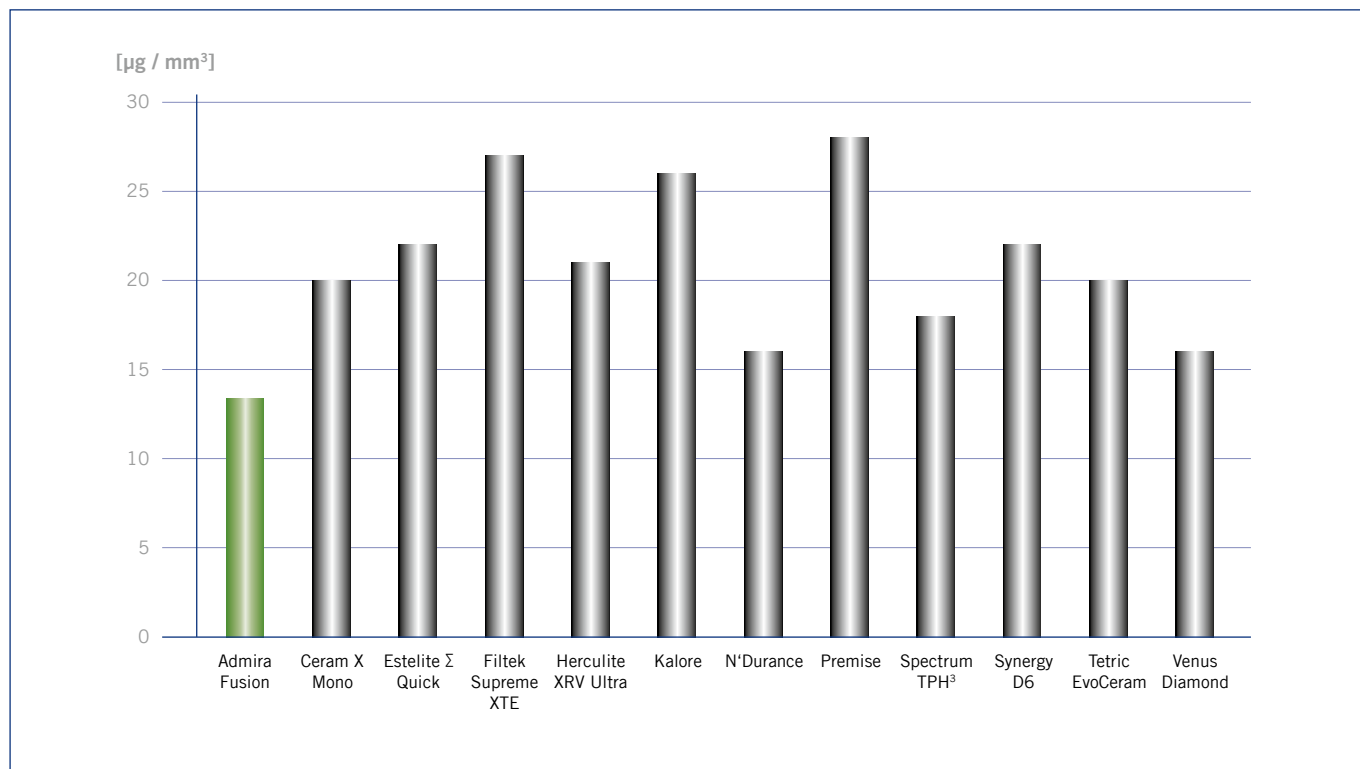
## 7.2. Vízfelvétel

### Mérési eljárás

Az Admira Fusion vízfelvételét az ISO 4049 szabvány szerint határoztuk meg.<sup>[1]</sup> A fényre kötő próbatestek átmérője  $15,0 \pm 0,1$  mm, a magassága  $1,0 \pm 0,1$  mm-es volt. A kiindulási súly meghatározása után, a vizsgálati mintákat 7 napig 37 °C-os vízben tároltuk. Ennek letelte után a mintát kivettük, vízzel leöblítettük, és szárazra töröltük, amíg a felület teljesen meg nem száradt. A vizsgálati mintákat 15 másodpercig ráztuk a levegőn és lemértük 1 perccel azután, hogy eltávolítottuk a vízből. Ezt az értéket használtuk a vízfelvétel meghatározásához. Az ISO 4049-es szabvány a vízfelvétel maximumát  $40 \mu\text{g} / \text{mm}^3$ -ben határozza meg.

### Eredmények

A vízfvételi értékek összehasonlítása feltárja, hogy az Admira Fusion az egyik legalacsonyabb értéket produkálta az itt tesztelt helyreállító anyagok között, mindössze  $13,4 \mu\text{g} / \text{mm}^3$ . Ez az alacsony vízfvételi szint jelzi a helyreállítás alacsony duzzadási hajlandóságát, a hosszú távú integritását és színstabilitását.



A vizsgált restaurációs anyagok vízfvétele [ $\mu\text{g} / \text{mm}^3$ ], (VOCO 2014).

### Irodalom

[1] ISO 4049, Nemzetközi Szabványügyi Szervezet.

## 8. Az Admira® Fusion kezelhetősége

### 8.1. Fotopolimerizációs idő

Az Admira Fusion fotoiniciátora a kámforकिनon, amelyet aktiválni lehet a kereskedelmi forgalomban kapható összes fotopolimerizációs készülékkel. A következő polimerizálási időket kell alkalmazni, az opacitás, az egyes színárnyalatok és a lámpa fényerejének függvényében:

LED és halogén lámpák minimum 500 mW / cm<sup>2</sup> fényerővel

20 s: A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, C2, D3, BL, Incisal, GA3.25

40 s: OA1, OA2, OA3, OA3.5, GA5

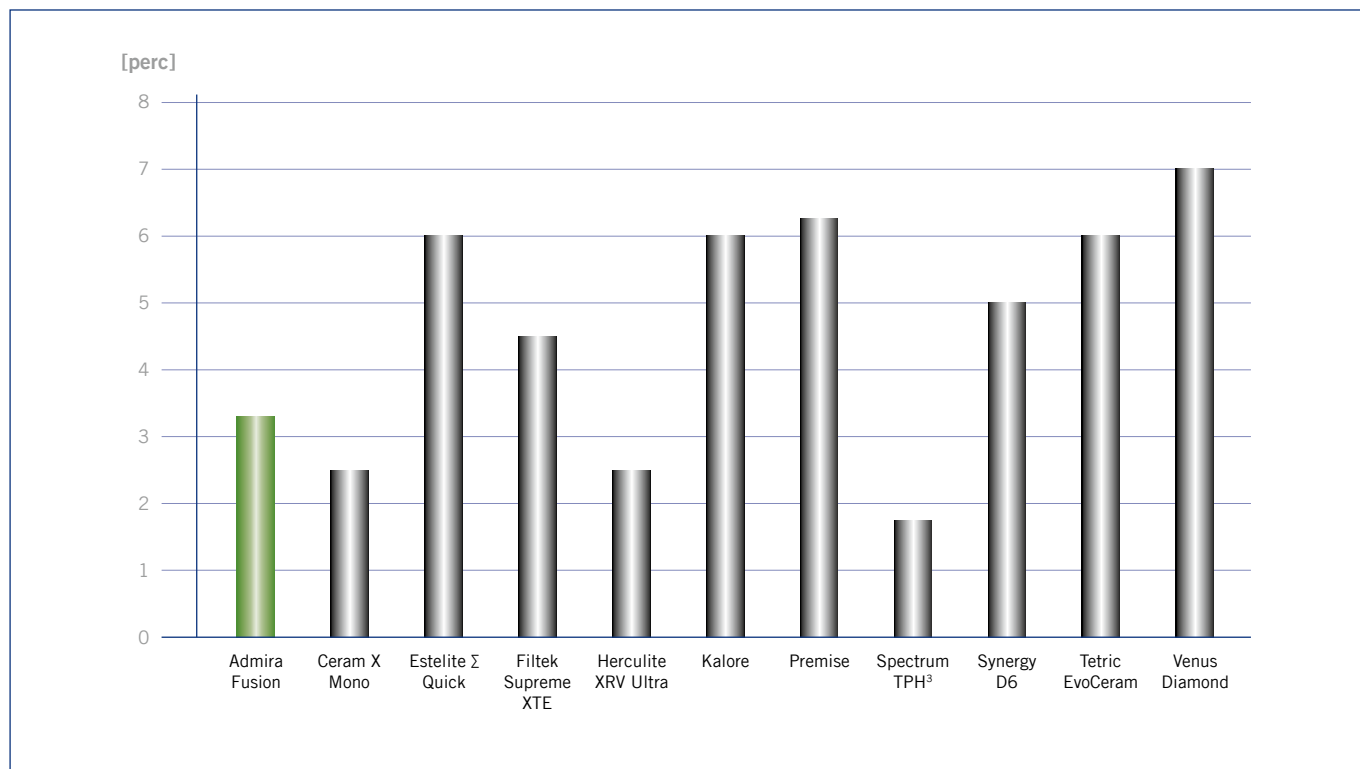
### 8.2. A környezeti fényvel szembeni ellenállás

#### Mérési eljárás

A természetes fényvel vagy a környezeti fényvel szembeni ellenállást az ISO 4049 szabvánnyal összhangban határoztuk meg.<sup>[1]</sup> Mintegy 30 mg súlyú kis tömőanyag golyókat tettünk ki meghatározott szintű környezeti fénynek (8000 ± 1000 lux). 5 másodperces időközönként egy-egy labdát préseltünk vékony réteggé két üveglap között. Amint az összenyomott anyagon repedések vagy inhomogenitás jelent meg, onnantól úgy tekintettük, hogy már nem áll ellen a környezeti fénynek.

#### Eredmények

Az, hogy az Admira Fusion 3 perc és 20 másodpercig ellenáll a természetes fénynek, lehetővé teszi a felhasználó számára, hogy összhangban a standard klinikai gyakorlattal a helyére applikálja az anyagot.



A különböző tömőanyagok környezeti fényvel szembeni ellenállása [perc], (VOCO 2014).

#### Irodalom

[1] ISO 4049, Nemzetközi Szabványügyi Szervezet.

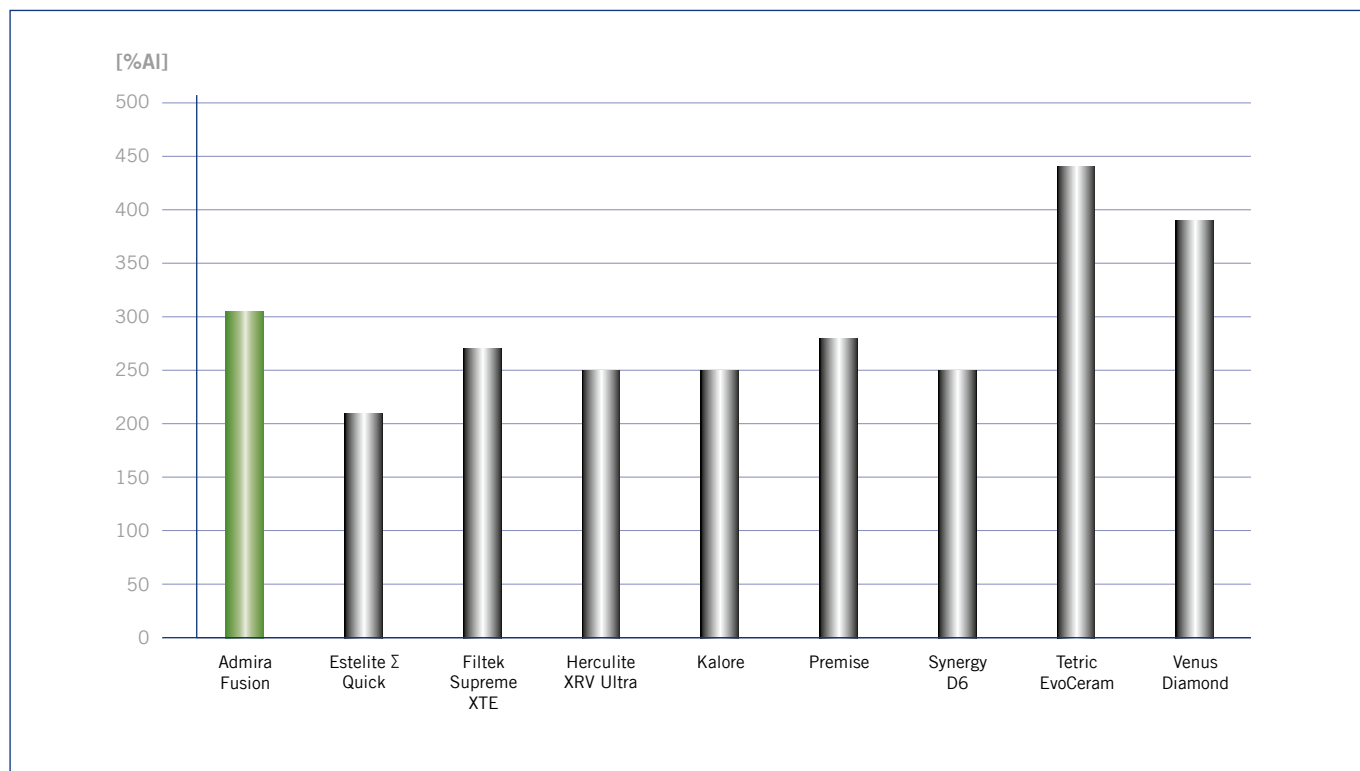
### 8.3. Radiopacitás

#### Mérési eljárás

A radiopacitás megállapításához 15 mm átmérőjű és 2 mm magasságú tesztmintákat állítottak elő, majd röntgensugárzásnak tettük ki őket (7 mA, 60 kV, 0,04 s). Összehasonlítás céljából lépcsősor formájú alumínium testet alkalmaztunk. A mérésekhez az alumínium lépcsőfokok magasságának és a tesztminták vastagságának 0,01 mm pontossággal kell meg egyezniük. A szürke értékeket szintén meghatároztuk mindkét esetben. Ezeket az értékeket használtuk ezután a radiopacitás kiszámításához lineáris regresszió módszerével, és nagyságát alumíniummal ekvivalens-ben adtuk meg.<sup>[1]</sup>

#### Eredmények

Az Admira Fusion radiopacitása 305 %Al. Ez garantálja még a vékony rétegek kiváló láthatóságát is a röntgenterképeken, amely segíti az orvost a dokumentációban.



A helyreállító anyagok radiopacitása, értékek [%Al], (VOCO 2014).

#### Irodalom

[1] ISO 4049, Nemzetközi Szabványügyi Szervezet.



## 9. Klinikai tanulmány

### 9.1. Klinikai eredmények: II. osztályú restauráció 6 hónap után

#### Cél

A 24 hónapos vizsgálat a nanohibrid ORMOCER® Admira Fusion (VOCO) vagy a nanohibrid kompozit GrandioSO (VOCO) tömőanyagokkal készült II. osztályú helyreállítások értékelését mutatja be.<sup>[1]</sup>

#### Vizsgálati terv

Összesen 30 beteg került kiválasztásra, akiknek mind II. osztályú restauráció készült Admira Fusion és II. osztályú restauráció GrandioSO tömőanyagokkal. A nagyon mély üregeket egyrészt kalcium-hidroxid cementtel töltöttük fel, (Dycal, Dentsply), majd egy vékony réteg hagyományos üvegeionomer cementtel. A mély üregek hagyományos üvegeionomerrel kerültek alábélelésre. Minden esetben Futurabond M + ragasztót használtunk önsavazó módban összhangban a használati utasításokkal. A tömőanyagok az inkrementális technika szerint, lépésekben kerültek applikálásra a II. osztályú üregekbe, és a gyártó utasításai szerint lettek fotopolimerizálva. A helyreállítások klinikai vizsgálatát két független szakértő végezte. A Hickel által közzétett FDI kritériumok értékelési szempontjait használták.<sup>[2][3]</sup> A választott értékelési intervallumok a következők voltak: kezdeti (7 nap után), 6 hónap után, 12 hónap és 24 hónap után.

#### Emlékeztető áttekintés

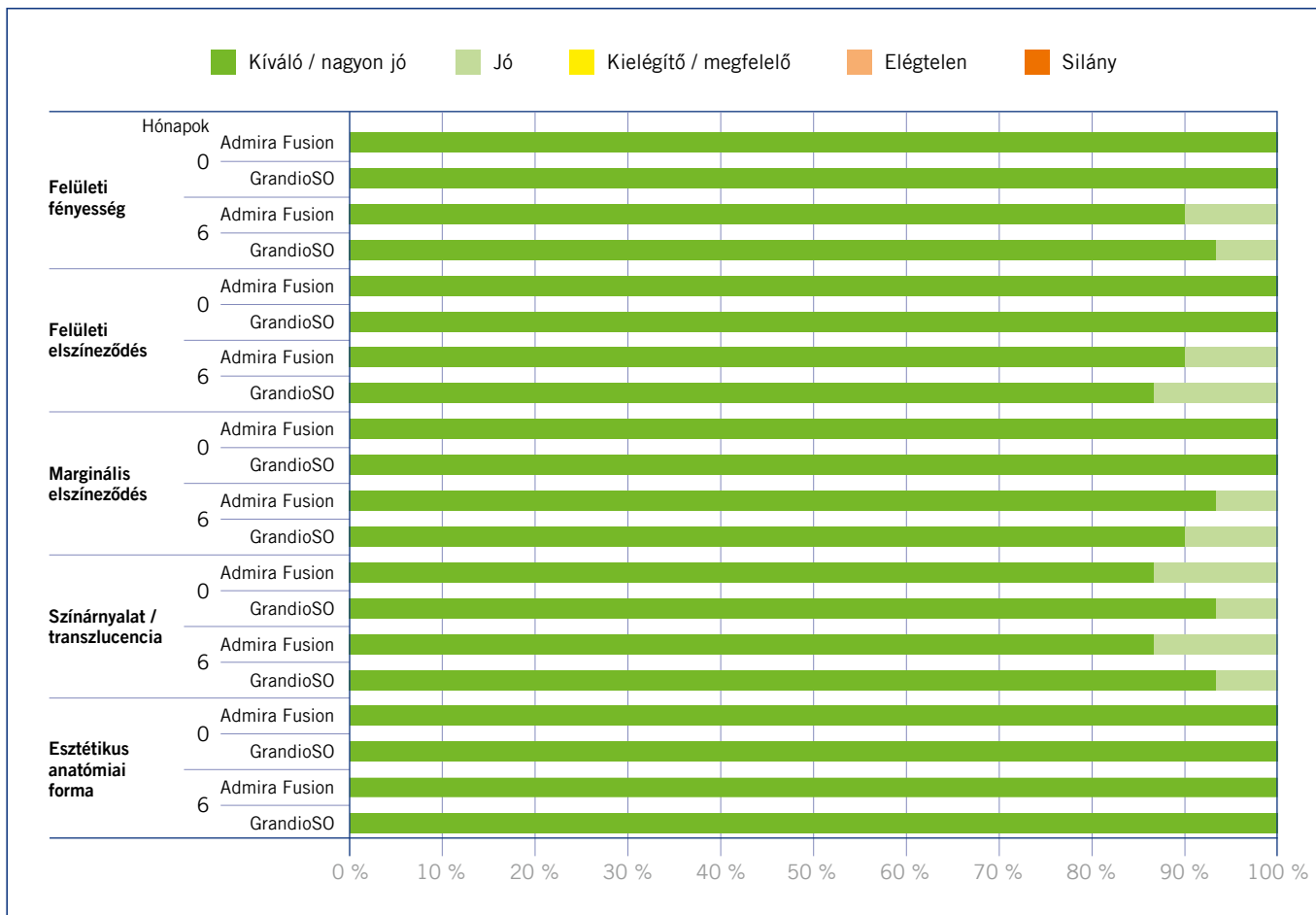
A helyreállító anyag	Az értékelt pótlások száma	
	Kiindulás	6 hónap
Admira Fusion	30	30
GrandioSO	30	30
Pótlások összesen	60	60

#### Eredmények

Az első visszahívás (6 hónap) után gyűjtött részeredmények meggyőzően kedvező képet mutatnak az Admira Fusion-ról és a GrandioSO-ról. Az 1 - 3 táblázatok mutatják az egyedi értékelést az esztétikai, funkcionális és biológiai kritériumok alapján. Mindkét tömőanyag eredményesen szerepelt, kiváló Eredményeket értek el, amely nagyrészt a speciális kémiai összetételnek köszönhető.

#### Irodalom

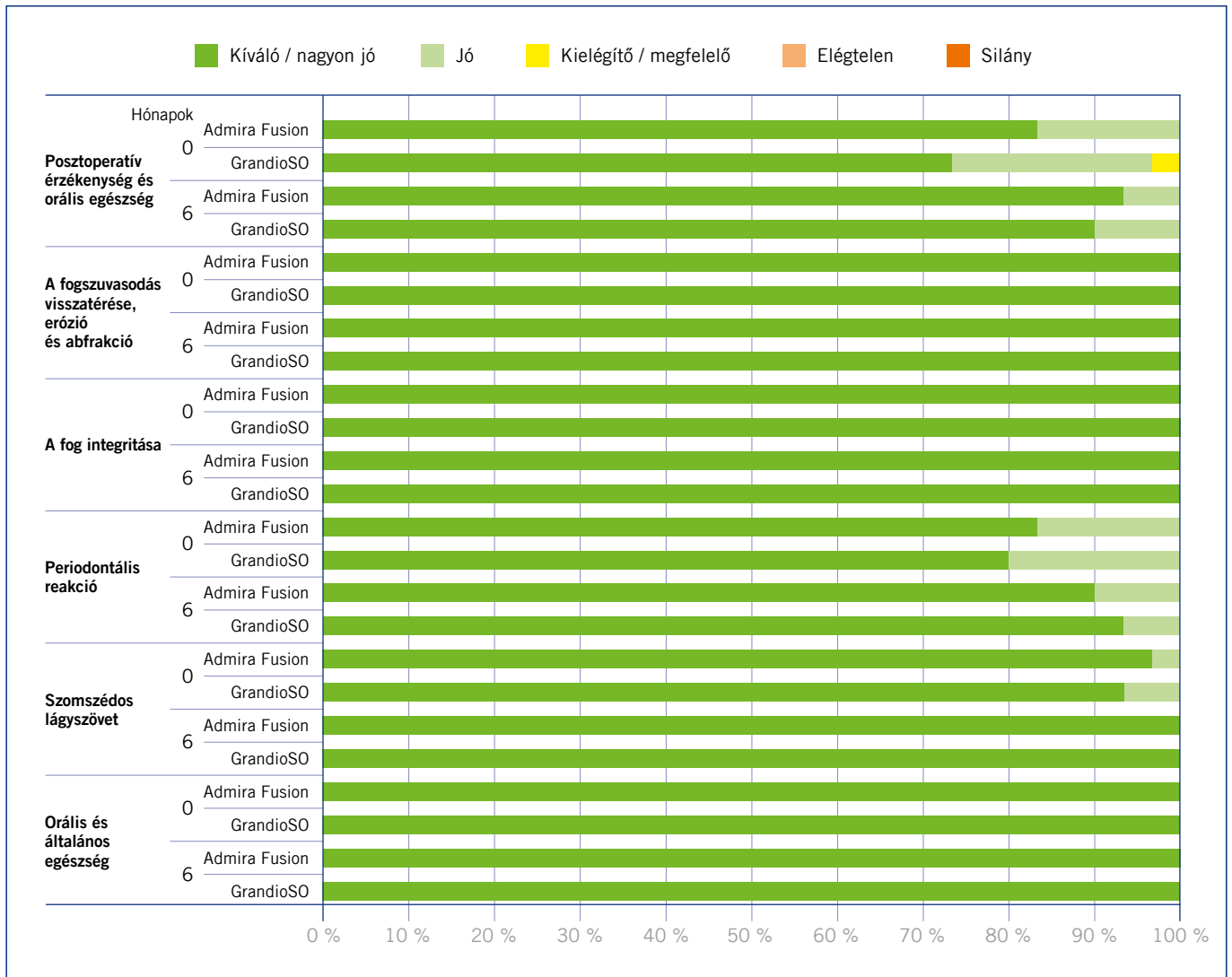
- [1] Torres et al., 2015.  
 [2] Hickel et al., 2007.  
 [3] Hickel et al., 2010.



Eszztétikai paraméterek



Funkcionális paraméterek



Biológiai paraméterek

## 10. Irodalomjegyzék

- Behrend et al., University of Rostock, Germany, Report to VOCO 2014.
- DIN EN ISO 4049:2010-03(D).
- DIN EN ISO 9917:2010-08(D).
- DIN EN ISO 10993-5.
- Giannini et al., University of Campina, Brasil, Report to VOCO, 2015.
- Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjor I, Bayne S, Peters M, et al. FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations-update and clinical examples. *Clin Oral Investig* **2010**, *14*(4): 349 - 66.
- Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Investig* **2007**, *11*(1): 5 - 33.
- Ilie N: Messmethoden zur Charakterisierung von Compositefüllungswerkstoffen, Dissertation, Ludwig-Maximilian University, Munich, Germany, 2004.
- Jameson MW, Hood JAA, Tidmarsh BG: The effects of dehydration and rehydration on some mechanical properties of human dentine, *J Biomech* **1993**, *26*: 1055 - 1065.
- Kim SH, Watts DC: Polymerization shrinkage-strain kinetics of temporary crown and bridge materials, *Dent Mater* **2004**, *20*: 88 - 95.
- Leyhausen et al., Medical school Hanover, Germany, Report to VOCO, 2015.
- Leyhausen G, Abtahi M, Karbakhsch M, Sapotnick A, Geurtsen W: Biocompatibility of various light-curing and one conventional glass-ionomer cement, *Biomaterials* **1998**, *19*: 559 - 564.
- Torres CRG, Clinical evaluation of class II pure ORMOCER and methacrylate composite restorations, University of São José dos Campos, Brasil, Report to VOCO, 2015.
- Torres et al., University of São José dos Campos, Brasil, Report to VOCO, 2015.
- Watts DC, Cash AJ: Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods and development, *Dent Mater* **1991**, *7*: 281 - 287.
- Watts DC, Marouf AS: Optical specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials, *Dent Mater* **2000**, *16*: 447 - 451.
- Watts DC, Satterthwaite JD: Axial shrinkage-stress depends upon C-factor and composite mass, *Dent Mater* **2008**, *24*: 1 - 8.
- Watts DC, Marouf AS, Al-Hindi AM: Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development, *Dent Mater* **2003**, *19*: 1 - 11.
- Watts DC, Silikas N, Edge strength of resin-composite margins, *Dent Mater* **2008**, *24*: 129 - 133.
- Watts DC, Silikas N, University of Manchester, UK, Report to VOCO, 2014.
- Wolter, Fraunhofer ISC, Würzburg, Germany, Report to VOCO, 2014.
- Xu HC, Liu WY, Wang T: Measurement of thermal expansion coefficient of human teeth, *Aust Dent J.* **1989**, *34*: 530 - 535.





---

VOCO GmbH  
Anton-Flettner-Straße 1-3  
27472 Cuxhaven  
Németország

Tel.: +49 (0) 4721-719-0  
Fax: +49 (0) 4721-719-140

info@voco.com  
www.voco.com