

**LES NOUVELLES CERAMIQUES PAR CFAO :  
LE POINT EN 2014**

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN  
CHIRURGIE DENTAIRE

*Présentée et soutenue publiquement par*

**Marc WEBER**

Né le 24/09/1991

Le 17 septembre 2015, devant le jury ci-dessous :

Président : M. le Professeur Bernard GIUMELLI

Assesseur : M. le Docteur Edouard LANOISELEE

Assesseur : M. le Docteur Laurent LEGUEHENNEC

Directeur de thèse : M. le Docteur François BODIC

<b>UNIVERSITÉ DE NANTES</b>	
<b>Président</b>	Pr LABOUX Olivier
<b>FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE</b>	
<b>Doyen</b>	Pr AMOURIQ Yves
<b>Assesseurs</b>	Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre
<b>Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.</b>	
Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LESCLOUS Philippe	Madame LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
<b>Professeurs des Universités</b>	
Monsieur BOULER Jean-Michel	
<b>Professeurs Emérites</b>	
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain
<b>Praticiens Hospitaliers</b>	
Madame DUPAS Cécile Madame LEROUXEL Emmanuelle	Madame BLERY Pauline Madame Isabelle HYON Madame Hélène GOEMAERE GALIERE
<b>Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.</b>	<b>Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D.</b>
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	Madame BOEDEC Anne Monsieur CLÉE Thibaud Monsieur DAUZAT Antoine Monsieur DEUMIER Laurent Madame CLOITRE Alexandra Madame GOUGEON Béatrice Monsieur KOUADIO Kouakou (Assistant associé) Monsieur LANOISELEE Edouard Monsieur LE BOURHIS Antoine Madame LE GOFFE Claire Madame MAÇON Claire Madame MELIN Fanny Madame MERAMETDJIAN Laure Monsieur PILON Nicolas Monsieur PRUD'HOMME Tony Monsieur RESTOUX Gauthier Madame RICHARD Catherine Monsieur ROLOT Morgan
<b>Enseignants Associés</b>	<b>A.T.E.R.</b>
Madame BRETECHE Anne (MC Associé) Madame RAKIC Mia (MC Associé) Madame VINATIER Claire (PR Associé)	Monsieur COUASNAY Greig

06/02/15

**Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la  
Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises  
dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être  
considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur  
donner aucune approbation, ni improbation.**

<b>I-</b>	<b><u>INTRODUCTION</u></b>	5
<b>II-</b>	<b><u>PRESENTATION DES NOUVELLES CERAMIQUES</u></b>	6
2.1	<u>Historique</u>	-
2.2	<u>Classification</u>	-
2.3	<u>Propriétés et améliorations</u>	7
2.3.1	Mécaniques	-
2.3.1.1	Facteurs influençant les propriétés	-
2.3.1.1.1	Composition	-
2.3.1.1.2	Microstructure	9
2.3.1.1.3	Etat de surface	11
2.3.1.2	Module d'élasticité-Module de Weibull	13
2.3.1.3	Résistance a la flexion	16
2.3.1.4	Résistance a la compression	17
2.3.1.5	Charge de rupture	18
2.3.1.6	Ténacité	20
2.3.1.7	Résistance à la fatigue	21
2.3.1.8	Dureté et coefficient d'abrasion	-
2.3.2	Optiques	27
2.3.3	Chimiques	30
2.4	<u>Usinage et mise en œuvre</u>	-
2.5	<u>Matériaux et types de reconstitution</u>	34
2.5.2	Couronnes unitaires	-
2.5.2.1	ZLS	-
2.5.2.2	Céramiques hybride	-
2.5.3	Inlay-onlay	35
2.5.3.1	ZLS	-
2.5.3.2	Céramiques hybrides	36
2.5.4	Facettes	-
2.5.5	Bridges	37
<b>III-</b>	<b><u>APPLICATIONS CLINIQUES</u></b>	-
3.1	<u>Couronnes unitaires</u>	-
3.1.1	Full zircone	-
3.1.2	Zircone haute translucidité	38
3.1.3	Dissilicate de lithium	40
3.1.4	Dissilicate de lithium dopé au dioxyde de zirconium	42
3.2	<u>Cas Inlay-onlay</u>	44
3.2.1	Céramique hybride	-
3.2.2	Résine nano-céramique	45
<b>IV-</b>	<b><u>CONCLUSION</u></b>	48
<b>V-</b>	<b><u>BIBLIOGRAPHIE</u></b>	49

## **I- INTRODUCTION**

Dans tous les milieux, le développement et l'innovation sont nécessaires à la progression des techniques et à l'évolution des standards. Ceci est d'autant plus important dans le secteur de la santé où l'augmentation de la compréhension des mécanismes physiologiques permet un renouvellement et une adaptation des matériaux, au plus juste des besoins ciblés.

L'objectif de ces dernières années est d'obtenir un matériau polyvalent permettant de répondre à un grand nombre d'indications. Ceci va de pair avec la diversification des traitements proposés, allant des simples soins aux couronnes unitaires et bridges, en passant par les facettes, inlay-onlays et couronnes partielles. La multiplication des possibilités multiplie du même coup les indications et complique d'autant la recherche d'un matériau adéquat. De même, la demande des patients concernant un résultat esthétique et pérenne va en augmentant et plaide en faveur des systèmes tout céramique, pour leur biocompatibilité et intégration esthétique supérieure aux restaurations céramo-métalliques classiques.

La constante évolution des matériaux utilisés en dentisterie ces dernières années a conduit à de nouvelles générations de céramiques dentaires, sensées combiner les indications de chacune et limiter ainsi les inconvénients.

L'objectif de cette thèse, dans les limites des connaissances actuelles, est d'éclairer la profession sur l'intérêt de ces nouvelles céramiques et de faire le point sur les données actuelles. Étant donné le nombre relativement faible d'études concernant ces nouveaux matériaux, le présent développement se concentrera sur les applications cliniques immédiates offertes à ce jour. Ceci consiste en une revue des connaissances actuelles sur les propriétés mécaniques, physiques et chimiques de ces nouveaux matériaux comparés à ceux utilisés actuellement, ainsi qu'une illustration avec différents cas cliniques suivant le type de matériau et de restauration choisie.

## **II- PRESENTATION DES NOUVELLES CERAMIQUES**

### **2.4 Historique**

Toutes les céramiques ont des avantages et se limitent à certaines indications. Chaque amélioration au cours des évolutions successives a eut pour but d'étendre leurs indications. Un rapide historique permet de se rendre compte de cette progression.

1958 : céramiques basses fusions sur alliage précieux (Weinstein)

1965 : céramiques avec base alumineuse (Mac Lean) moins esthétique et plus fragile

1970 : céramiques basses fusions sur alliage non précieux (Weinstein)

1977 : vitrocéramique coulée (procédé Dicor®)

1987 : céramiques renforcées à la leucite (procédé Optec®)

2003 : démocratisation de l'utilisation de la zircone en dentisterie, en monobloc ou comme infrastructure à une céramique cosmétique.

2008 : vitrocéramique renforcée au dissilicate de lithium permettant d'avoir une céramique résistante et esthétique pour un grand nombre d'indication. Elle est également utilisée en stratification sur une armature zircone dans des cas de bridges de petite étendue dans les secteurs postérieurs.

Depuis 2008, aucune nouvelle céramique n'a été commercialisée. L'année 2014 sonne le débarquement de matériaux résultant d'évolutions et d'associations de matériaux connus. Ainsi l'association du dioxyde de zirconium et du dissilicate de lithium et la modification de la zircone pour augmenter sa translucidité et donc son esthétique ont pour objectif d'offrir un matériau résistant et conservant de bonnes propriétés esthétiques. Au contraire, un nouveau type de céramique a été créé avec les céramiques nano-hybrides, afin d'obtenir un matériau aux propriétés proches de celles de la dent naturelle.

### **2.5 Classification**

L'ancienne classification basée sur les températures de frittage (basse, moyenne et haute) est de moins en moins utilisée et est moins pertinente dans cette thèse, du fait du conditionnement en bloc usinables de ces nouvelles céramiques. Cette classification étant utile dans le cas de stratification de cosmétique sur une chape en alliage métallique ou en zircone, la démocratisation des restaurations monoblocs usinées la rend obsolète.

Une classification suivant la composition et la structure du matériau semble plus appropriée aux considérations actuelles (Sadoun et Ferrari).

- Céramiques feldspathiques : ce sont les céramiques classiques utilisées comme cosmétique des couronnes céramo-métalliques ou céramo-céramiques. Avec modification par adjonction de leucite, elles peuvent être utilisées seules mais avec des propriétés mécaniques limitées.

- Vitrocéramiques : ce sont des matériaux mis en forme à l'état de verre puis traités pour obtenir une cristallisation contrôlée et partielle. (par exemple le dissilicate de lithium)
- Céramiques alumineuses : constituées principalement d'oxyde d'alumine dont la teneur peut varier suivant les matériaux.
- Céramiques à base d'oxyde de zirconium : peut être utilisé comme aditif ou comme constituant principal pour obtenir un matériau avec de très bonnes propriétés mécaniques. (35)

Cette classification datant d'avant la sortie des nouvelles céramiques nano-hybrides, une nouvelle classe devrait être ajoutée aux autres. Les nouvelles céramiques de Zircon haute transparence s'insèrent dans la catégorie des céramiques à base d'oxydes de zirconium et celles au silicate de lithium dopé au dioxyde de zirconium s'insèrent avec les vitrocéramiques.

## 2.6 Propriétés et améliorations

### 2.6.1 Mécaniques

#### 2.6.1.1 Facteurs influençant les propriétés

##### 2.6.1.1.1 Composition

	feldspathique	Dissilicate de lithium	Dissilicate Li+Zr pigment (%mol)	Dissilicate de Li +ZrO2 (%-wt)	VITA Suprinity (%-wt)	Vita Enamic
		(3)		(28)	(32)	(33)
SiO2	62,0-65,0	69,5	66	55,0-71,0	56,0-64,0	58,0-63,0
LiO2		29,5	27	9,0-17,0	15,0-21,0	
Al2O3	8,5-12,0		2	2,5-3,5	1,0-4,0	20,0-23,0
K2O	9,0-12,0		1,8	2,0-5,0	1,0-2,0	4,0-6,0
ZrO2	<1,0		1,5	8,0-20,0	8,0-12,0	<1
P2O5			1,2	2,5-7,0	3,0-8,0	
CeO4					0-4,0	
B2O3	4,0-6,0					0,5-2,0
CaO	1,0-2,0					<1
NaO2	5,0-7,5					9,0-11,0
autre			0,5		0-6,0	polymere 14%-wt

La composition des céramiques a une grande influence sur les propriétés et permet de définir les différents types de matériaux. La céramique feldspathique « de base » est constituée en grande majorité de cristaux de silice. Cette céramique est certes très esthétique mais aussi extrêmement fragile et susceptible à la fracture.

L'ajout d'environ 30% de dioxyde de lithium permet d'améliorer sensiblement la résistance à la fracture. On obtient alors du Dissilicate de lithium qui garde les bonnes propriétés optiques et donc esthétiques des céramiques feldspathiques, tout en améliorant significativement les propriétés mécaniques. Elle est constituée d'une phase vitreuse représentant 60% en poids et de cristaux de dissilicate de lithium de 0.2-2 $\mu$ m pour la version usinable (19)(12) (30% en poids et des cristaux de 3-6 $\mu$ m pour la version pressée), donnant un aspect en aiguille sur les photos en MEB. Ce type de céramique est largement utilisé de nos jours, par technique pressée ou usinée, et le recul clinique à court et moyen terme est plus que satisfaisant. Elle permet de réaliser des couronnes unitaires, mais aussi des inlay-onlay ainsi que des facettes.

En rajoutant du dioxyde de zirconium (entre 8 et 12 %) au dissilicate de lithium, les laboratoires comme VITA (Suprinity®) et DENTSPLY (Celtra Duo®) espèrent associer la résistance de la zircone à l'esthétique du dissilicate de lithium. Il est actuellement assuré que le ZrO<sub>2</sub> n'agit pas comme un agent de nucléation de la phase cristalline mais renforce plutôt le réseau de verre via des polyèdres Zr-O noyés dans la structure. Ces polyèdres peuvent être soit de forme [ZrO<sub>6/2</sub>]<sup>2-</sup>, soit [ZrO<sub>8/2</sub>]<sup>4-</sup>, et servent de formateur ou de modificateur de réseaux (28). Les cristaux sont ainsi écartés ce qui permet une meilleure transmission de la lumière tout en augmentant la résistance mécanique. L'ajout de K<sub>2</sub>O permet le renforcement de la matrice vitreuse (28). Il est aussi surprenant, que malgré une forte teneur en ZrO<sub>2</sub>, la céramique à base de dissilicate de lithium conserve une bonne translucidité du fait de l'absence de séparation de phase amorphe-amorphe (28). La dilution du ZrO<sub>2</sub> dans la phase vitreuse empêche la cristallisation de celui-ci et procure à ce matériau sa translucidité et son opalescence(36). Tout cela tend à augmenter le nombre de petits cristallites plutôt que des cristaux de grande taille, ainsi la phase vitreuse présente un ratio plus important que pour les céramiques au dissilicate de lithium (36).

La zircone stabilisée à l'oxyde d'yttrium présente des qualités appréciables en dentisterie incluant une stabilité mécanique et chimique, une grande résistance mécanique et une forte résistance à la fracture (17) (15). L'esthétique de la zircone n'étant pas satisfaisant, des solutions ont été trouvées pour associer l'extrême résistance à une esthétique acceptable. Le laboratoire 3M ESPE a modifié le processus de fabrication de la zircone en réduisant les adjuvants de frittage de l'alumine (22), afin de favoriser la translucidité, créant la zircone haute translucidité LAVA Plus.

Une autre approche consiste à associer les céramiques aux composites. Cela consiste en une matrice de polymère et des charges de céramiques de granulométrie différentes. La VITA Enamic® par exemple contient 86% de charges céramiques, majoritairement des cristaux de silice (~60%), d'alumine (~20%) et de potassium (~5%), et 14% en poids de polymère. On constate que les valeurs de composition des charges céramiques sont similaires

à celles de la céramique feldspathique. Cette céramique ne nécessite pas de traitement thermique après usinage, ce qui est très apprécié du fait du gain de temps occasionné. Sur le même principe, GC a créé le Cerasmart®, dont la composition est similaire.

La LAVA Ultimate® est quant à elle un composite classique avec une matrice résineuse et des charges minérales. L'intérêt des blocs de composites usinables est la possibilité d'augmenter le taux de charge et le taux de conversion, ce qui résulte dans un matériau aux propriétés mécaniques et biologiques améliorées (34). LAVA Ultimate® contient 80% en volume de charges céramiques (des particules de 20nm de silice, de 4-11nm de zircone et des grappes de nanoparticules de 0.6-10µm) noyées dans une matrice polymère composée de Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA (19) (9). Cette composition se rapproche de celle d'un composite postérieur.

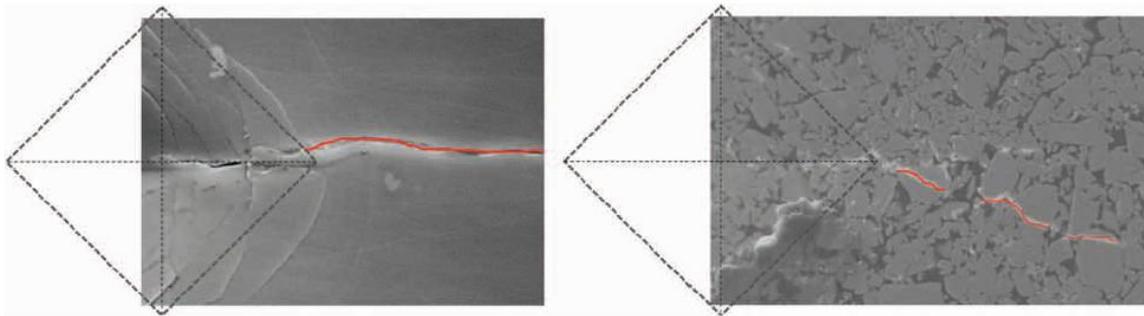
#### 2.6.1.1.2 Microstructure

La céramique au dissilicate de lithium est majoritairement composée de cristaux allongés de dissilicate de lithium. Dans ce type de céramique, les fractures se propagent à travers la phase vitreuse comme pour les céramiques feldspathiques, les céramiques enrichies en leucite ou en fluoroapatite. Contrairement à ces dernières, les cristaux de dissilicate de lithium sont très efficaces pour dévier et ramifier la fissure et ainsi d'en éviter la propagation (19). Le front de la fissure agit avec la microstructure cristalline pour limiter la dégradation due aux mécanismes de corrosion du verre (19). Les différences observées entre la version pressée et usinée sont probablement corrélés à la plus grande proportion de matrice vitreuse, la réduction de la phase cristalline et de la taille des cristaux pour cette dernière. (19)

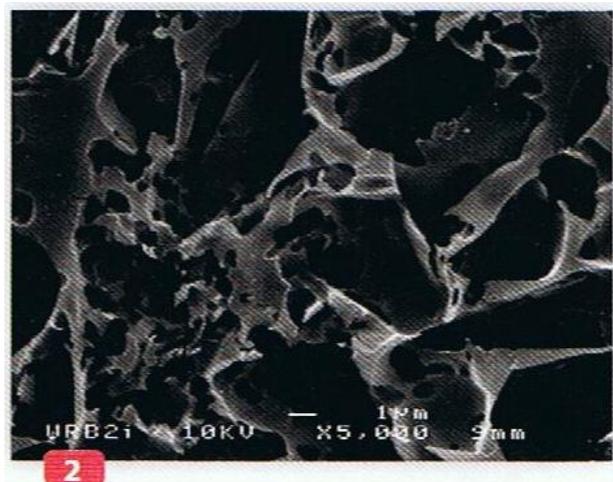
Pour les céramiques nano-hybrides (VITA Enamic®, CG Cerasmart® et LAVA Ultimate®), deux types de structure différentes existent :

- Les céramiques hybrides :

La VITA Enamic® et le GC Cerasmart® sont constitués d'un bloc de céramique feldspathique compressé pour créer des microfractures au sein du matériau. Ces microfissures sont dans un second temps infiltrées par un polymère. Ceci a pour but d'augmenter la cohésion des cristaux de charge et de stopper la propagation des fissures dans le bloc fini, ainsi que d'augmenter l'élasticité et la flexibilité du produit.



*Gauche : céramique feldspathique VITA Mark II® – Droite : VITA Enamic® (Test dureté Vickers) (2)*

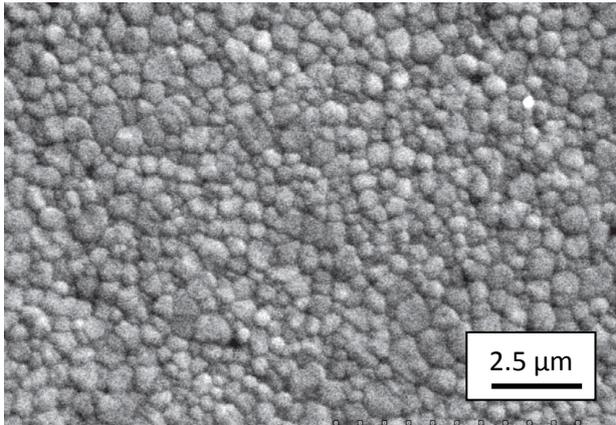


*Matrice résineuse de VITA Enamic® après mordantage à l'acide fluorhydrique (35%,10 secondes) éliminant le réseau céramique (34)*

- Les résines nano-céramiques :

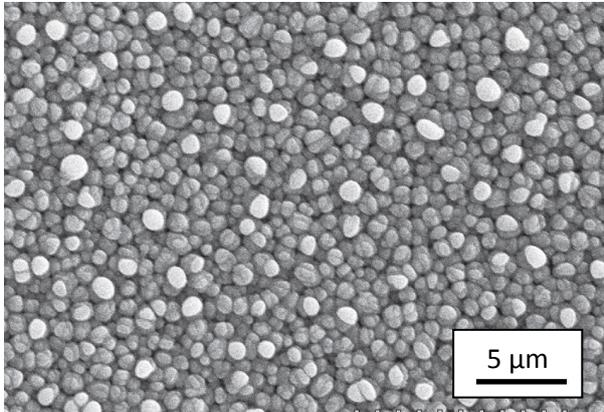
En comparaison, la LAVA Ultimate® s'apparente à un composite de laboratoire, c'est-à-dire une matrice de polymère avec des charges minérales de céramique. La proportion plus importante de charges permet d'augmenter la résistance par rapport à des composites. Les propriétés mécaniques sont améliorées par rapport à un composite direct en intégrant des traitements de renforcement post fabrication (19). De même, une meilleure polymérisation offre plus de résistance à la propagation des fissures (19). Il est aussi admis que des charges plus volumineuses permettent une plus grande résistance à la propagation des fissures, ce qui explique la légère supériorité des composites postérieurs sur LAVA Ultimate®, ainsi que l'importance de la microstructure dans la résistance à la fatigue(19). L'objectif est le même que chez VITA et GC, créer un matériau flexible, facilement usinable et suffisamment résistant pour couvrir un nombre d'indication de plus en plus important.

### 2.6.1.1.3 Etat de surface



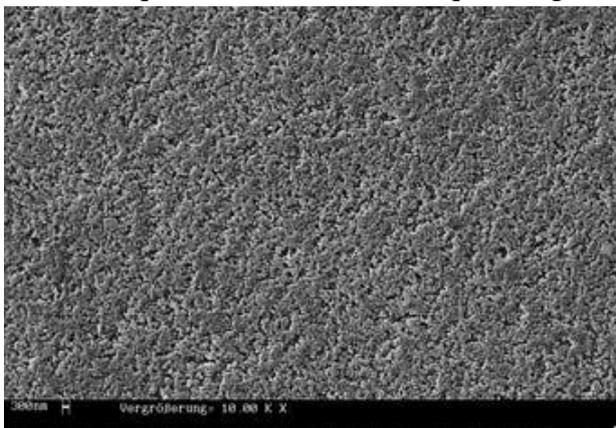
Zircone (22)

On constate un état de surface fin composé de grains fin très serrés

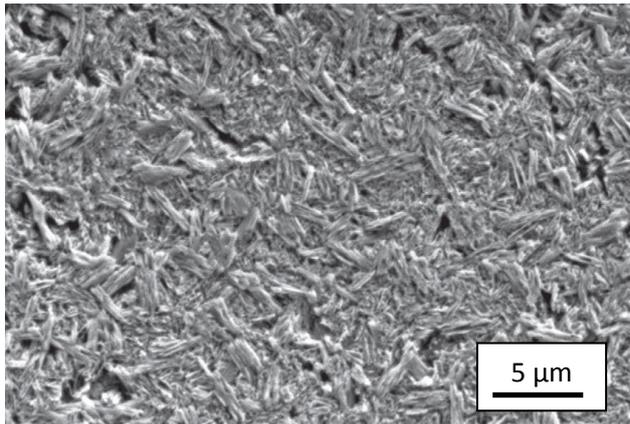


Silicate de lithium dopé au dioxyde de zirconium (22)

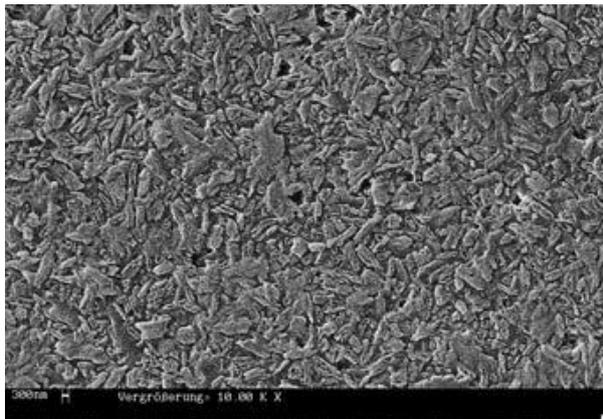
De même que la zircone, on remarque des grains serrés mais deux fois plus gros



VITA Suprinity® (32), MEB x10 000



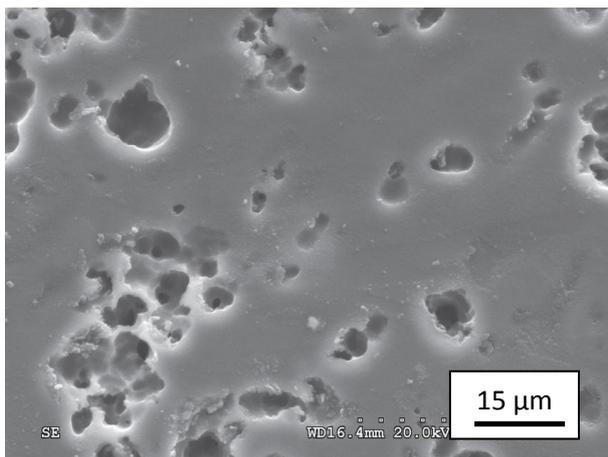
Dissilicate de lithium CAD (22)



Dissilicate de lithium CAD (32), MEB

x10 000

Composé d'une matrice vitreuse avec des cristaux en aiguille (70%), d'environ 1 μm de long et 0.4 μm de diamètre, et des cristaux grossiers (30%). Les cristaux sont orientés dans toutes les directions.



Céramique feldspathique (22)

Beaucoup plus lisse, avec des lacunes plus ou moins larges, réparties de façon non-homogènes.

## 2.6.1.2 Module d'élasticité-Module de Weibull

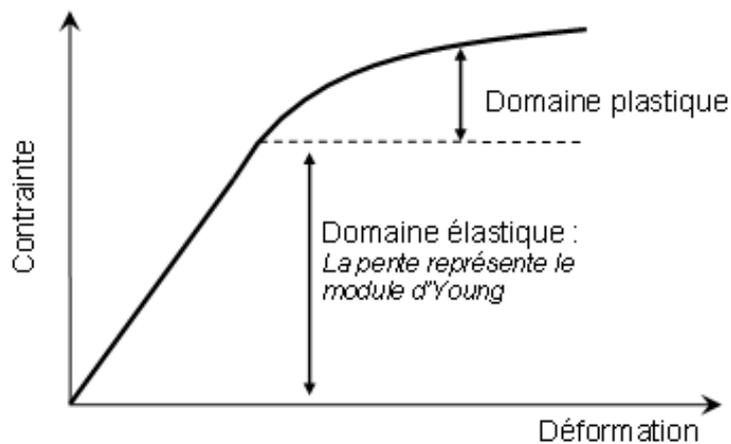
- Module d'élasticité :

Module D'élasticité GPa	dentine	email	C. Feldspathique	C. Alumineuse	C. a la Leucite	Zircone	Dissilicate de Lithium	VITA Suprinity	VITA Enamic	LAVA Ultimate
D G QUINN et col. 2014 (24)				400						
Y ZANG et col. 2014 (22)			66			216	95	210		
R BELLI et col. 2014 (19)			65	250		250				15
	24,4	80								
Li MA et col. 2013 (15)	18	70				210	95			
Z. ELABIDINE BISKRI et col. 2014 (12)							135			
D G QUINN et col. 2014 (9)			69,7		66,8	210	95			14,8
C DIRXEN et col. 2013 (2)	25	94	50			400			30	
Rapport VITA Suprinity (32)								70		
Rapport VITA Enamic (33)			60				80		30	15

Le module d'élasticité est une constante reliant la contrainte appliquée et la déformation selon la loi d'élasticité ou loi de Hooke :

$$\sigma \text{ (contrainte)} = E \text{ (module d'élasticité)} \cdot \epsilon \text{ (déformation)}$$

Pour déterminer le module d'élasticité E d'un matériau, on réalise un essai de traction et on enregistre la courbe contrainte = f(déformation). La pente de la courbe dans sa partie linéaire correspond au module d'élasticité en traction.



En pratique, à contrainte égale, un matériau avec un module d'élasticité élevé subira une déformation moins importante qu'un matériau avec un module d'élasticité plus faible.

Dans toutes les publications, le module d'élasticité fait partie des données incontournables au choix d'un matériau. Il permet de sélectionner les matériaux en fonction des exigences du praticien et du cas clinique.

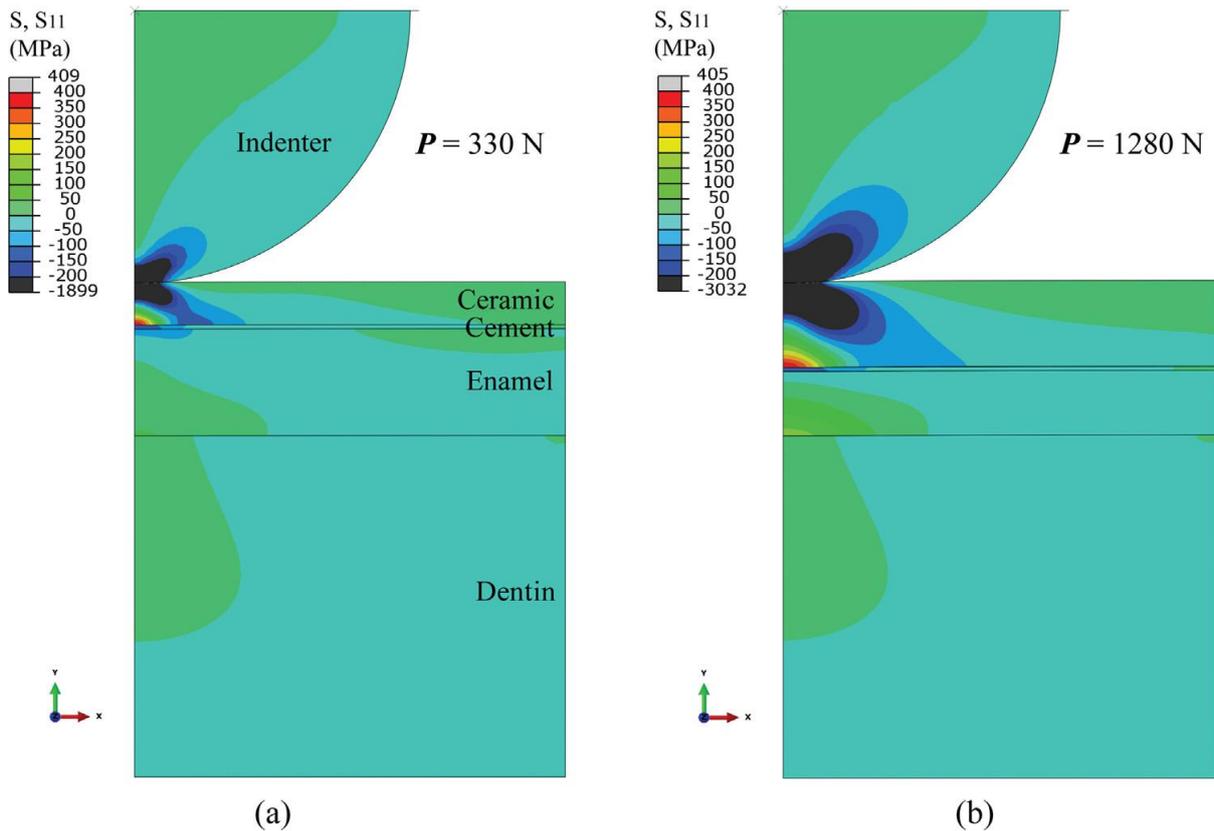
Des restaurations partielles du type inlay, onlay ou facette ont besoin de matériaux avec un module d'élasticité proche de celui de la dent naturelle, dentine ou émail. Cela permet d'éviter les fractures et les décollements au niveau du joint dento-prothétique.

A l'inverse, pour des restaurations complètes comme des couronnes, un module d'élasticité élevé est un gage de stabilité et de longévité.

Les nouvelles céramiques nano-hybrides (LAVA Ultimate® et VITA Enamic®) ont des modules d'élasticité moyens respectifs de 15 et 30, ce qui est environ le module d'élasticité de la dentine. Cela leur donne un avantage pour les restaurations partielles. Malgré le peu de publications disponibles, les données sont cohérentes entre les différents articles.

Pour ce qui est de la VITA Suprinity®, le module d'élasticité varie entre celui du Zircon et celui du Dissilicate de Lithium. Cette valeur étant supérieure à celle correspondant à l'émail, ce matériau semble plus favorable aux restaurations complètes.

Le module d'élasticité du matériau de scellement ou de collage joue aussi un rôle dans la cohésion de l'ensemble restauration-dent naturelle. Les différentes publications présentent pour les matériaux suivant les modules d'élasticité moyens retrouvés : Scotch Bond® = 1.8 GPa (7), Relyx® = 8 GPa (7), Variolink II® = 8.6 GPa (15), Panavia® = 18.3 GPa (7). Le maximum de contrainte est localisé dans la céramique et consiste en un étirement, au niveau de l'interface avec le ciment. Il est important de noter que la contrainte au niveau du ciment se fait surtout en compression, dû à l'effet bouclier de la céramique et à la différence de module d'élasticité entre le ciment et l'émail (15).



(15)

- module de Weibull :

Module Weibull	C. Feldspathique	Zircone	Dissilicate de Lithium	VITA Suprinity	VITA Enamic	LAVA Ultimate
R BELLI et col. 2014 (19)	22,5	7,11	5,55			17,57
B. STAWARCZYK et col. 2013 (6)	3,4-8,7		2,6-6,0			
K. J. ANUSAVICE et col. 2013 (26)	10,5		6,3			
C DIRXEN et col. 2013 (2)	6-23	4-14			20	
Rapport VITA Suprinity (32)			5	8,9		
Rapport VITA Enamic (33)					20	

Les céramiques ont la particularité d'avoir une distribution en taille de défaut assez large (pores, microfissures, grain). Ceci a pour conséquence une distribution des résistances à la rupture également dispersée. Le module de Weibull est une donnée statistique représentatif de la distribution des défauts et donc de l'homogénéité du matériau.

Si le module de Weibull est faible, la répartition des défauts est très hétérogène, et on observera donc une grande dispersion des contraintes à rupture dans un volume  $V$  de matière. Inversement, lorsque le module de Weibull est élevé, la répartition des défauts est

relativement homogène, et on observera donc une faible dispersion des contraintes à rupture dans le même volume

### 2.6.1.3 Résistance a la flexion

resistance flexion (MPa)	taille lingot	Dentine	Email	C. Feldspatique	C. à la Leucite	Zircone	Dissilicate de Lithium	VITA Suprinity	VITA Enamic	LAVA Ultimate
K YUAN et col. 2013 (21)	25*4*1,2 envergure 20						299-315			
Adriana O. CARVALHO et col. 2014 (20)	données fabricant			150			360			>204
C. RITZBERGER et col. 2013 (28)								450		
R BELLI et col. 2014 (19)				27*2.1*3						25*2*2
				70-130	70-130	770	260			123
Li MA et col. 2013 (15)						1000	400			
Fu WANG et col. 2013 (27)						900-1500				
Z. ELABIDINE BISKRI et col. 2014 (12)							280-334			
K. J. ANUSAVICE et col. 2013 (26)	28*4*1,8			94			247			
C DIRXEN et col. 2013 (2)		207	180	150		620			150	
Rapport VITA Part 1 (29)							360-400			
Rapport VITA Suprinity (32)				100	139		435	495		
Rapport VITA Enamic (33)							344		154	188

La résistance à la flexion est obtenue en exerçant un appui en trois ou quatre points. Le lingot de matériau à tester est placé sur deux appuis aux extrémités, puis un ou deux appuis au milieu exercent une force progressive jusqu'à la rupture. Cliniquement, lorsque la contrainte exercée dépasse la résistance à la flexion du matériau, une fracture radiale apparaît à la jonction entre la céramique et le ciment de scellement ou de collage (15).

Les différents types d'expériences ainsi que les variations de taille des lingots tests rend difficile une comparaison entre les plusieurs publications. Cependant, le recoupement des données permet de constater une certaine cohérence des résultats et de dégager une tendance.

Une résistance à la flexion élevée indique un matériau capable de supporter des contraintes importantes sur une distance non soutenue. Cela permet de réaliser des prothèses de plus grande étendue du type bridge, tout en gardant l'intégrité de la structure. Il est important de noter que doubler la largeur des jonctions inter-dentaires multiplie par 2 la

résistance à la flexion mais doubler la hauteur multiplie par 8 cette résistance. Il est donc préférable d'augmenter la hauteur de ces jonctions lorsque cela est possible.

Les armatures de bridge « standard » céramo-métalliques en Nickel-Chrome ont une résistance moyenne à la flexion d'environ 500-600 MPa. A partir de ce fait, on peut constater que seul la Zircone dépasse cette valeur. La céramique au silicate de Lithium renforcé au Dioxyde de Zirconium (VITA Suprinity®) présente une résistance à la flexion légèrement inférieure à celle du métal et peut donc être envisagée pour des bridges de petite étendue (3 éléments). Un matériau de même composition comme le Celtra duo® de chez DENTSPLY possède une résistance à la flexion de 370 MPa après cuisson (36), ce qui est au niveau des vitrocéramiques au dissilicate de lithium.

Il est à noter que la version pressée du dissilicate de lithium possède une résistance à la flexion plus importante que la version usinable et se prête donc mieux à la réalisation de bridges de petite étendue. D'après les recommandations du fabricant d'une céramique au dissilicate de lithium (E.max ® : IVOCCLAR VIVADENT), des bridges de petite étendue sont envisageables sous certaines conditions : le remplacement d'une seule dent, donc un bridge de trois éléments maximum, et au plus une deuxième prémolaire en temps que pilier postérieur, donc au mieux la possibilité de remplacer une première prémolaire.

Les nouvelles céramiques nano-hybrides ont une valeur de résistance à la flexion trop faible pour être indiqué dans les cas de bridge.

#### 2.6.1.4 Résistance a la compression

Résistance à la compression MPa	C. Feldspathique	Zircone	Dissilicate de Lithium	VITA Suprinity	LAVA Ultimate
Y ZANG et col. 2014 (22)	100 (vita VM9)	1050	376	1370 (GZG)	
R BELLI et col. 2014 (19)	70	816,97			92-145
V PREIS et col. 2013 (10)	100	>1100			

La résistance à la compression correspond à la pression que peut supporter un matériau avant de se déformer. Dans le cas de matériaux sans ou avec une faible déformation plastique comme les céramiques, une compression excessive risque d'occasionner un éclat ou une fracture.

Les céramiques sont des matériaux avec une grande résistance à la compression, mais une faiblesse face aux stress en tension. Elles sont aussi plus susceptibles à la fracture que les matériaux composites (25).

Il est admis par tous les auteurs que la zircone possède la plus grande résistance des céramiques actuelles. Suivant les publications, cette résistance se chiffre à environ 3 fois celle du dissilicate de lithium, la céramique la plus résistante après la zircone.

La seule étude traitant de la nouvelle céramique au silicate de lithium dopé au dioxyde de zirconium donne une valeur de résistance à la compression plus élevée que la zircone pure testée en comparaison.

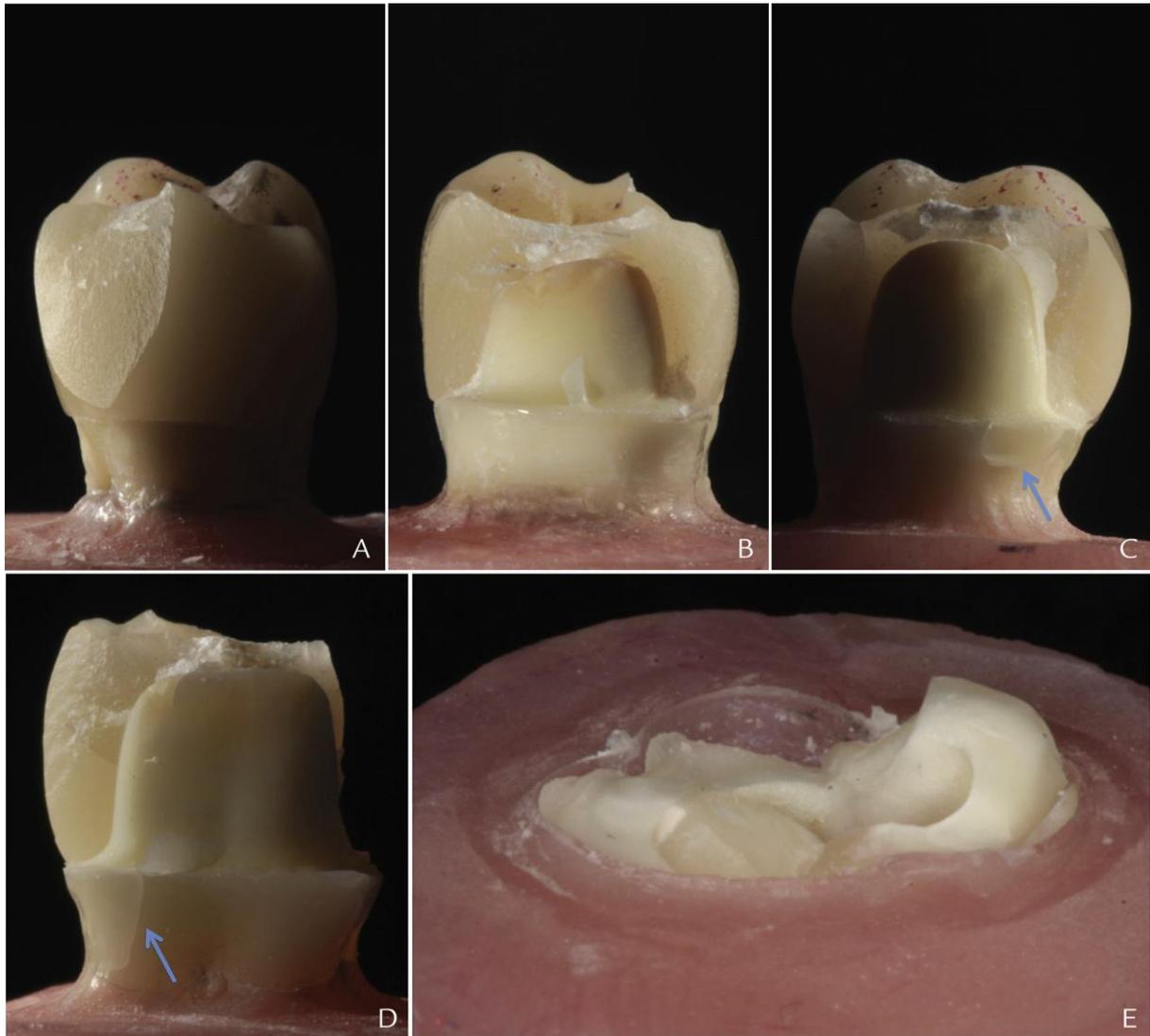
La céramique nano-hybride testée (LAVA Ultimate®) présente une résistance comparable à celle de la céramique feldspathique utilisée depuis de nombreuses années. En comparaison aux composites, cette valeur est équivalente aux plus résistants des composites (Clearfill Majesty Post®). Il est normal de ne pas retrouver une haute résistance à la compression pour un matériau qui se veut relativement flexible et facile à usiner, donc tendre. Cependant, dans des zones de faible contraintes masticatoires, elle pourrait remplacer les céramiques feldspathiques, avec des propriétés similaires aux composites directs, mais avec un résultat clinique largement supérieur (19).

#### 2.6.1.5 Charge de rupture

La charge de rupture est la force maximale que peut supporter une couronne en fonction. Pour cela, une couronne réalisée dans chaque matériau est placée sur un socle et soumise à une pression selon un axe précis pour recréer les mouvements de mastication.

Selon les études, la force masticatoire maximale enregistrée est d'environ 700-900 Newton. Dans le tableau ci-dessus, deux plages de résultats sont indiqués, selon qu'ils correspondent à une rupture d'un éclat (E) ou à une fracture complète (T) du matériau.

charge de rupture (N)	force mastication	C. Feldspathique	Zircone	Dissilicate de Lithium	VITA Suprinity	VITA Enamic	LAVA Ultimate
T WIMMER et col. 2013 (16)			751 (E)				
			993 (T)				
C. JOHANSSON et col. 2014 (11)	90-340 IC / 220-450 Pm / 400-900 M		2795(T)	1856(T)			
V PREIS et col. 2013 (10)			1529-2372(T)				
S. SHAHRBAF et col 2014 (7)		772(T)	1000(T)				
B. STAWARCZYK et col. 2013 (6)		177(E)		470(E)			
Rapport VITA Part 1 (29)				1535(T)			
Rapport VITA Suprinity (32)	moy = 490 / max = 725				2262(T)		
Rapport VITA Enamic (33)				2500(T)		2750(T)	2550(T)



*Différents types de fracture selon la gravité (5) ; A : éclat, B : fracture du matériau, C : fracture du matériau avec faible fracture dentinaire associée, D fracture du matériau avec forte fracture dentinaire associée, D : fracture terminale.*

Les seules données concernant les nouvelles céramiques (nano-hybrides et céramiques au silicate de lithium avec ajout de dioxyde de zirconium) viennent des rapports scientifiques des laboratoires distributeurs. On remarque que ces nouvelles céramiques possèdent une charge de rupture analogue aux céramiques en dissilicate de lithium, bien que largement supérieures aux autres valeurs disponibles dans la littérature.

Cependant, hormis les céramiques feldspathiques, toutes les valeurs de charge de rupture complètes sont largement supérieures à la force maximale de mastication. Des éclats peuvent cependant survenir, notamment pour la céramique feldspathique et le dissilicate de lithium dont la charge de rupture partielle se situe respectivement sous et dans la moyenne de force de mastication naturelle.

A noter qu'à épaisseur équivalente des inlay-onlays, la charge de rupture est significativement plus élevée pour les restaurations supportées par de l'émail comparé à celles

supportées par la dentine (15). Si la résistance à la flexion et la charge de rupture de la zircone est jusqu'à 2.5 fois supérieure à celle du dissilicate de lithium, cette valeur diminue considérablement une fois les restaurations zircones scellées et dissilicates collées sur une dent naturelle (15). Elle peut alors atteindre un rapport de 1.8 en faveur de la zircone en cas de support par de la dentine et jusqu'à 1.3 en cas de support par de l'émail et de la dentine (15). Cela est d'autant plus vrai pour les restaurations entre 0.6 et 1.4mm d'épaisseur, suggérant que le dissilicate de lithium est plus indiqué que la zircone pour des restaurations pouvant être confinées à l'émail (15).

Dans la plupart des études, les fractures complètes sont initiées par des tensions au niveau des limites cervicales (8). La limite cervicale est le point de faiblesse de toutes les couronnes unitaires (8) (3).

D'après S. SHAHRBAF et col., le design occlusal de la préparation et le choix du ciment de scellement ont une influence sur la charge de rupture maximale (7). Une préparation non homothétique « plate » permet une augmentation importante de la charge de rupture et présente une moindre susceptibilité au choix du matériau de scellement (7).

#### 2.6.1.6 Ténacité

Ténacité MPa*m <sup>1/2</sup>	C. Feldspathique	C. Alumineuse	Zircone	Dissilicate de Lithium	VITA Suprinity	VITA Enamic	LAVA Ultimate
D G QUINN et col 2014 (24)		3,61					
Y ZANG et col 2014 (22)	0,94		3,65	1,31	3,76 (GZG)		
C. RITZBERGER et col. 2013 (28)					2		
R BELLI et col. 2014 (19)	0,7-1,5	5,0-7,0	5,0-7,0	3			1,0-2,0
Li MA et col. 2013 (15)			6,0-8,0	2,5-3			
Z. ELABIDINE BISKRI et col. 2014 (12)				3,3 +0,3			
V PREIS et col. 2013 (10)	1						
Rapport VITA Suprinity (32)					2		
Rapport VITA Enamic (33)						1,5	

La ténacité est la capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure. Plus précisément la quantité d'énergie que le matériau peut absorber avant de casser. Les matériaux pouvant se déformer plastiquement ont donc une plus grande ténacité que les matériaux à déformation uniquement élastique comme le verre.

Pour déterminer expérimentalement la ténacité, on utilise une éprouvette pré-entaillée. En exerçant sur cette éprouvette une force appropriée, on soumet sa fissure à un mode d'ouverture et on évalue l'énergie élastique libérée par la progression de la fissure.

On constate logiquement que les céramiques feldspathiques présentent la plus faible ténacité, suivies par les nouvelles céramiques nano-hybrides VITA Enamic® et LAVA Ultimate®. En comparaison, la ténacité des composites a été mesurée à environ 1.40 MPa\*m<sup>1/2</sup> (22), ce qui est proche de celle des céramiques nano-hybrides. Les céramiques au silicate de lithium dopé au dioxyde de zirconium possèdent quand à elles une ténacité similaire à celle de la zircone, pour la seule publication disponible.

#### 2.6.1.7 Résistance à la fatigue

Résistance à la fatigue	C. Feldspathique	Zircone	Dissilicate de Lithium	LAVA Ultimate
R BELLI et col. 2014 (19)	39	440	121	64

La fatigue correspond à un changement local du matériau suite à une contrainte répétée. Ce changement modifie l'état de surface et les propriétés mécaniques. La zircone et le dissilicate de lithium montre la plus grande résistance à la fatigue et peuvent permettre de meilleures aptitudes cliniques par rapport aux céramiques feldspathiques et céramiques nano-hybrides. La céramique nano-hybride LAVA Ultimate® possède une résistance à la fatigue deux fois supérieure à la céramique feldspathique mais deux fois inférieure à celle du dissilicate de lithium. Les résines composites directes et la LAVA Ultimate ont montré des performances de résistance à la fatigue comparables (19).

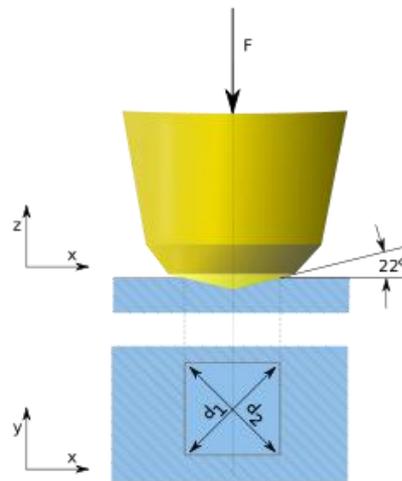
#### 2.6.1.8 Dureté et coefficient d'abrasion

La dureté d'un matériau définit la résistance qu'oppose la surface de celui-ci à la pénétration d'un corps étranger normalisé. Il existe plusieurs types de mesure de dureté suivant des protocoles différents :

- La dureté Vickers

Dureté Vickers	C. Feldspathique	Zircone	Dissilicate de Lithium	VITA Suprinity	VITA Enamic	LAVA Ultimate
D G QUINN et col 2014 (24)	0-0,60 : 224					
D G QUINN et col 2014 (9)	0-0,60 : 224 6.3 GPa (1930)	0-0,50 : 743 12.3 GPa(3780)	5.7 GPa (1750)			0-0,60 : 342 1.05 GPa (322)
Rapport VITA Suprinity (32)				7 GPa (2150)		
Rapport VITA Enamic (33)	7 GPa (2150)		6 GPa (1840)		2,5 GPa (768)	1 GPa (310)

Un essai de dureté Vickers est réalisé avec une pointe diamantée pyramidale à base carrée et d'angle au sommet entre deux faces opposées égal à  $136^\circ$ . L'empreinte forme un carré et la dureté est établie à partir de la moyenne des diagonales de la marque.



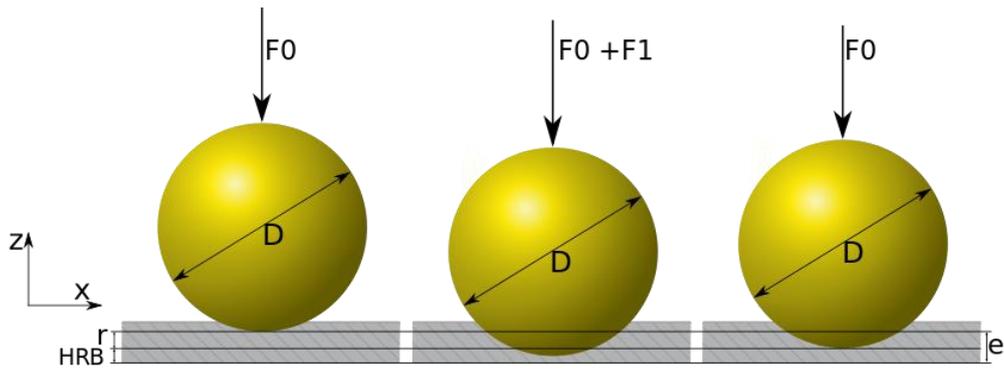
Les résultats des rapports scientifiques VITA donnent des résultats en GPa. Ce sont en réalité des équivalences en résistance à la traction  $R_m$  (données en  $N/mm^2$ ) suivant les tables de conversions. Grâce à un convertisseur d'unité, les GPa passent en  $N/mm^2$  et permettent d'obtenir les résultats entre parenthèse dans le tableau. Les données mesurées pour VITA Enamic® et LAVA Ultimate® sont très largement inférieures à celles des autres céramiques testées. Cependant ces valeurs restent équivalentes à celle de l'émail pour la LAVA Ultimate® et près de deux fois supérieure pour la VITA Enamic®.

La dureté de la zircone de D. G. QUINN et col. (9) n'est pas mesurée à la même distance que les autres et ne peut pas être comparée. Il donne cependant une équivalence en GPa qui permet de constater l'extrême dureté de la zircone. Les autres valeurs, notamment pour la céramique feldspathique, permettent de valider la cohérence des autres résultats du dissilicate de lithium et des céramiques nano-hybrides. La céramique au silicate de lithium dopé au dioxyde de zirconium (VITA Suprinity) possède une dureté supérieure au dissilicate de lithium mais sans donnée pour la zircone, impossible de savoir si l'objectif du laboratoire de se rapprocher des propriétés de la zircone est atteint.

- La dureté Rockwell

Dureté Rockwell C	C. Feldspathique	LAVA Ultimate
D G QUINN et col 2014 (24)	0-0,60 : 327	
D G QUINN et col 2014 (9)	0-0,60 : 327	0-0,60 : 287

Cette fois, la pointe diamantée pyramidale est remplacée par une bille en acier trempé. La dureté Rockwell mesure une pénétration rémanente après diminution de la charge. Une unité de dureté Rockwell correspond à  $2\mu m$ .

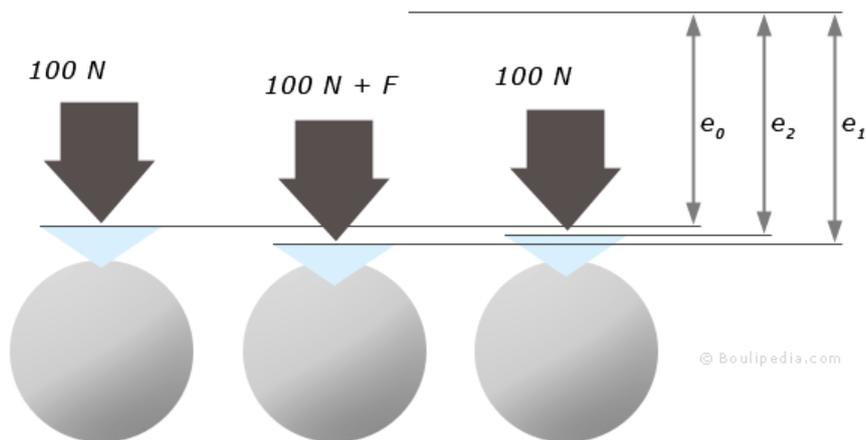


Les deux céramiques testées (feldspathique et LAVA Ultimate®) ont des résultats de dureté Rockwell équivalentes avec un léger avantage pour la céramique feldspathique.

- La dureté Rockwell 120° SC

Dureté 120° SC	C. Feldspathique	C. à la Leucite	Zircone	Dissilicate de Lithium	LAVA Ultimate
D G QUINN et col 2014 (24)	0-0,60 : 164				
D G QUINN et col 2014 (9)	0-0,60 : 164	0-0,60 : 158	0-0,50 : 601	0-0,60 : 243	0-0,60 : 255

La dureté 120° SC est une deuxième mesure de la dureté Rockwell avec une pointe diamantée conique de 120°.

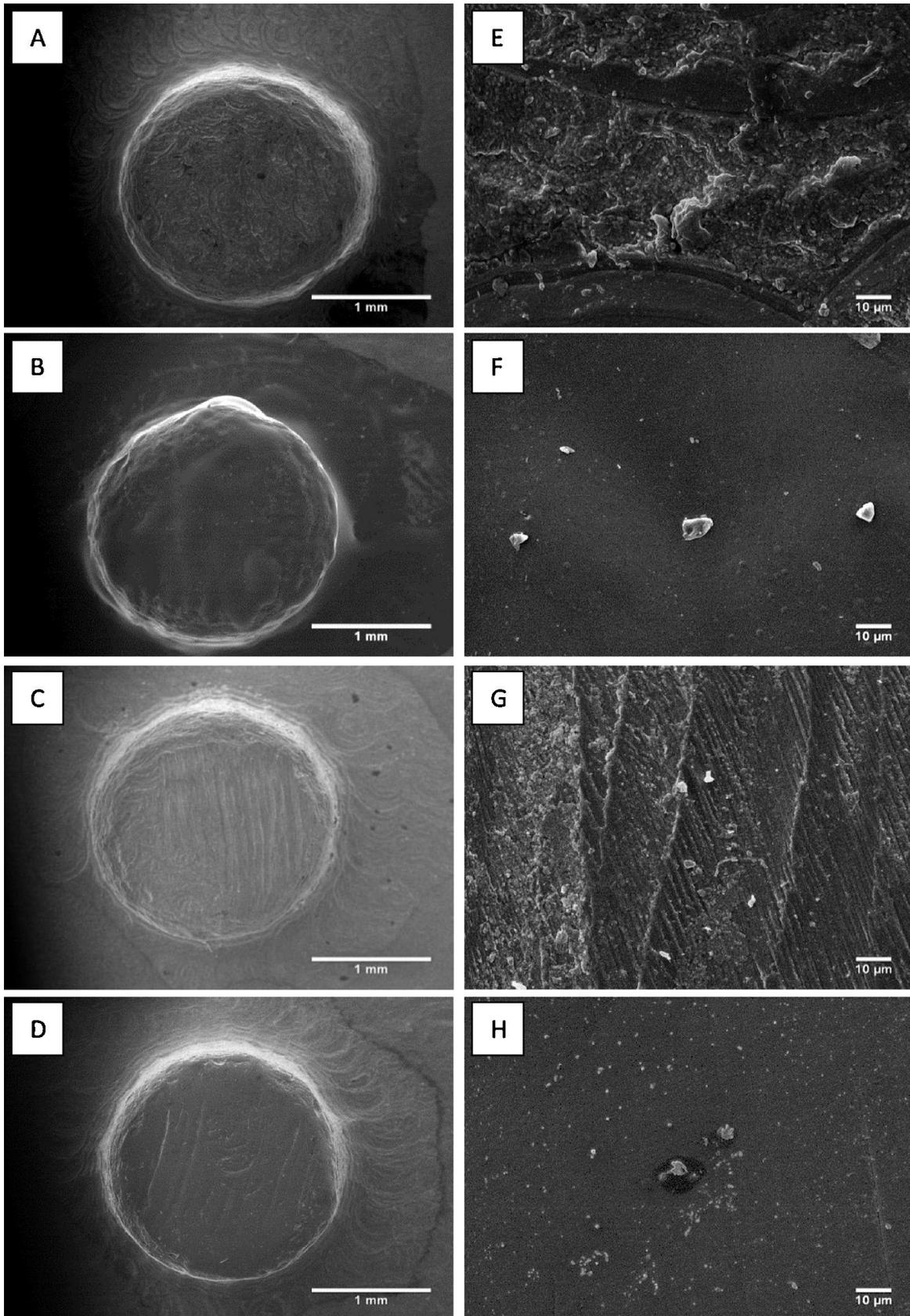


Comme pour la dureté Vickers, le résultat de la zircone n'est pas comparable. Cette dureté Rockwell 120° SC donne une valeur équivalente pour le dissilicate de lithium et la LAVA Ultimate, qui est supérieure à celle de la céramique feldspathique.

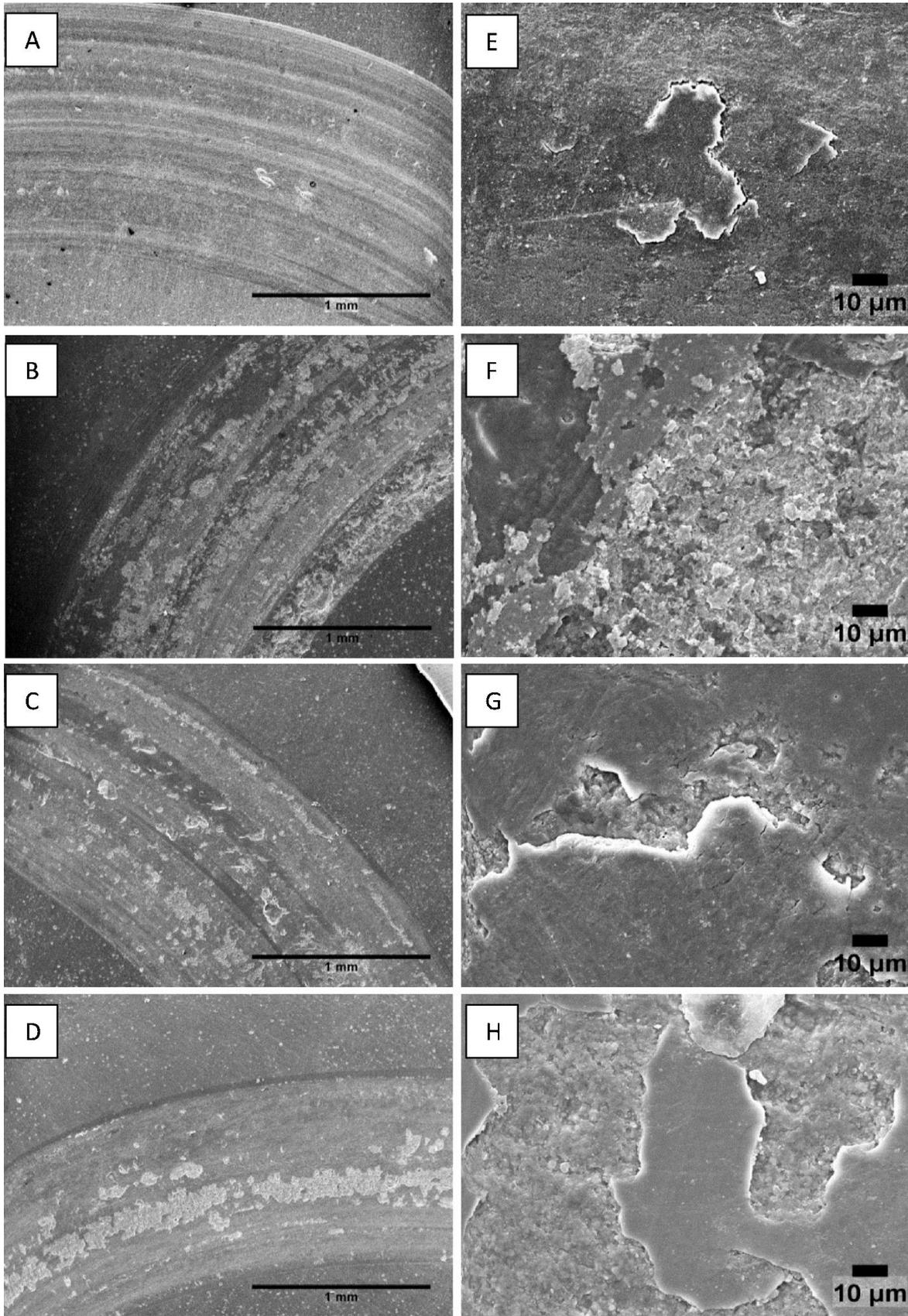
- Le coefficient d'abrasion

Plus un matériau est dur, plus il risque d'avoir un coefficient d'abrasion élevé car le matériau antagoniste sera moins résistant. Il est cependant nécessaire d'associer à cette notion le niveau de polissage et l'état de surface. En effet, un matériau poli offrira moins d'aspérités susceptibles d'être abrasives pour l'antagoniste. Chaque fabricant préconise un protocole pour le polissage de ses matériaux.

*Ghazal et Kern, et Kalin et col.* ont montré qu'une augmentation de la rugosité de la zircone entraîne une augmentation significative de l'abrasion de l'antagoniste (17). La finition de l'état de surface joue un rôle très important dans l'augmentation de l'abrasion de l'antagoniste. Il semblerait que le polissage de la zircone entraîne la plus faible abrasion pour l'antagoniste (17).



*A-E : Surface brute, B-F : Surface glacée, C-G Surface fraisée, D-H : Surface polie (17)*



*Surface antagoniste à la zircone, mêmes traitements de surface (17)*

Le dissilicate de lithium a de nombreux avantages comparé à la zircone, incluant une usure similaire à l'émail naturel.

La céramique nano-hybride LAVA Ultimate® présente une plus faible usure sur l'antagoniste comparée au dissilicate de lithium ou à la céramique feldspathique. Cependant, le matériau lui-même présente de plus grandes facettes d'usure par rapport aux deux autres (20). Comme pour les composites en méthode directe, le matériau s'use mais n'endommage pas l'antagoniste.

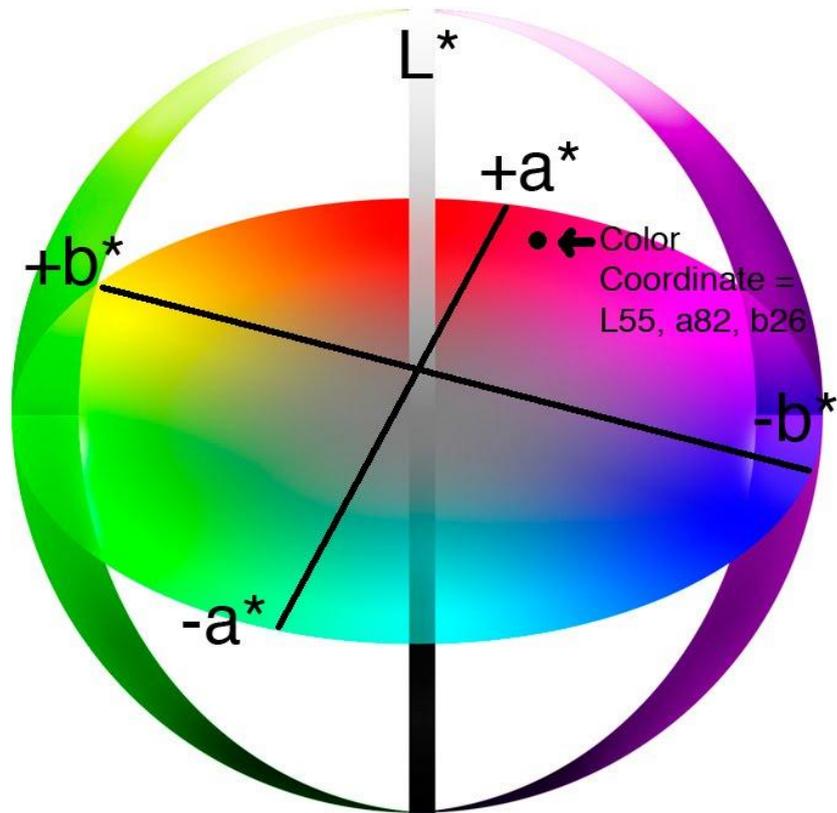
## 2.5.6 Optiques

Les propriétés optiques des céramiques sont cruciales pour un bon résultat esthétique. La transmission de la lumière à travers le matériau est un bon indicateur du rendu esthétique recherché. Un matériau translucide permet un rendu naturel de la restauration prothétique et une bonne intégration avec les dents naturelles adjacentes. Dans ce test, la distance entre la source lumineuse et la cible influence beaucoup le résultat final. Les résultats consignés dans le tableau ci-dessous sont mesurés à une distance proche de la cible (entre 0mm et 1.4mm). L'épaisseur du lingot cible est aussi déterminant mais les différentes publications utilisent des tailles de lingot différents et des distances à la cible différentes. La translucidité mesure la quantité de lumière qui traverse le matériau. Celle-ci diminue de façon exponentielle en fonction de l'épaisseur du lingot test et de la distance à la cible. Pour toutes ces raisons, les comparaisons se feront au sein d'une même publication, en essayant de dégager des tendances entre les études.

La plupart des études utilisent la valeur « TP » (Translucency Parameter) pour retranscrire la translucidité du matériau.

$$TP = ((L_B - L_W)^2 + (a_B - a_W)^2 + (b_B - b_W)^2)^{1/2}$$

Le modèle «  $L^*a^*b^*$  » est un système colorimétrique à trois axes de représentation des couleurs de surface adopté par le Comité International de l'Eclairage (CIE). Ces variables définissent la couleur :  $L$  désigne la clarté de 0 (noir) à 100 (blanc), et les deux paramètres  $a$  (axe rouge-vert) et  $b$  (axe jaune-bleu) désignent les coordonnées par rapport à une surface grise de même clarté (0 ; 0 ; 0). Ces paramètres sont mesurés sur fond noir puis sur fond blanc pour pouvoir effectuer le calcul du TP. Plus la valeur du TP est élevée, plus le matériau est dit translucide.



Lisa S. SPINKS et col. utilisent une autre valeur dont les variables sont aussi prises en compte dans le TP, le « CR » (Contrast Ratio). Cette valeur est obtenue comme un rapport entre la luminance réfléchie sur fond noir et sur fond blanc.

$$CR = \frac{L_b}{L_w}$$

Ce ratio tend vers 1 pour des matériaux opaques et vers 0 pour des matériaux transparents.

	dentine	email	feldspathique	zircone	Zircone HT	GZG	dissilicate de Lithium
Y. ZANG et col. 2014 (23)			TP=41,45 +/- 0,38 (ép.=0.45mm)	TP=9,73 +/- 0,12 (ép.=0.45mm)		TP=13,58 +/- 0,13* (ép.=0.45mm)	
K YUAN et col. 2013 (21)							15.7 (ép.=0.5mm)
N ILIE et col. 2014 (14) High power mode			irradiance (mW/cm <sup>2</sup> ) ép. 1,5mm 500 à 0mm /260 à 7mm	irradiance (mW/cm <sup>2</sup> ) ép. 1,5mm 80 à 0mm / 50 à 7mm			
Fu WANG et col. 2013 (27)	TP=16,4 à 1mm	TP=18,1 à 1mm	TP=17 à 1,4mm / 20,5 à 1mm	TP=11,5 à 1mm	TP=14 à 1mm		12 à 1,4mm / 15,5 à 1mm
Lisa S SPINKS et col. 1013 (13)				CR = 1.001	TP=CR = 0,897		CR = 0,909

On constate que la céramique feldspathique présente une valeur TP élevée à 0mm (23) et une valeur supérieure à celle de la dentine et de l'émail à 1mm (27). Cela confirme la bonne intégration esthétique de ce matériau utilisé depuis de nombreuses années. Le dissilicate de lithium présente une valeur TP légèrement inférieure à celle de la dentine à 1mm (27) ce qui valide les bons résultats esthétiques. Même si la distance n'est pas précisée, la valeur de 15.7 (21) permet de confirmer la précédente. Sans surprise, la zircone présente la valeur TP la plus faible, mais la zircone haute transparence (LAVA Plus®) fait presque aussi bien que le dissilicate de lithium (27), et présente une valeur similaire pour le CR (13).

La nouvelle céramique au dissilicate de lithium dopé au dioxyde de zirconium (GZG) présente une valeur nettement supérieure à celle de la zircone (23). L'absence de données sur la distance à la cible et la valeur beaucoup plus importante pour la céramique feldspathique empêchent une comparaison fiable.

D'un autre côté, N ILIE et col. ne mesurent pas la transparence du matériau mais la quantité de lumière qui arrive au niveau de la colle sous la céramique en fonction de l'épaisseur. C'est l'irradiance, qui mesure la puissance du rayonnement par unité de surface (en W/m<sup>2</sup>). Ils en déduisent que pour la zircone, une épaisseur supérieure à 1.5mm pour les teintes claires (A1/B1) et 0.5mm pour les teintes foncées (A3/A3.5/A4 /B3/B4/C3/C4/D3), ne permet pas un passage suffisant de la lumière. Par conséquent, des colles duals avec une faible sensibilité à la lumière sont préconisées.

## 2.5.7 Chimiques

Les propriétés chimiques conditionnent le type d'adhésion choisie. Les vitrocéramiques au dissilicate de lithium et les nouvelles céramiques nano-hybrides ont l'avantage de pouvoir être mordancées, microsablées et silanisées (15), ce qui accroît grandement les capacités du collage au support.

Les restaurations en zircon sont non-adhésives et ne peuvent donc pas être collées (15).

La solubilité chimique du silicate de lithium dopé au dioxyde de zirconium est en dessous de  $60\mu\text{g}/\text{cm}^2$ . Le coefficient d'expansion thermique est de  $10.3.10^{-6} \text{ K}^{-1}$ , proche de celui du dissilicate de lithium, celui de la zircon est de  $10.4.10^{-6} \text{ K}^{-1}$ . Le coefficient d'expansion thermique est utile dans le cas de stratifications. Utiliser des matériaux avec des coefficients de dilatation thermique similaires permet d'éviter des ruptures entre la céramique cosmétique et la chape céramique.

## 2.6 Usinage et mise en œuvre

Toutes les nouvelles céramiques sont présentées sous forme de monoblocs usinables par technique CFAO. Ces blocs sont majoritairement mono teintes et peuvent donc être maquillés pour obtenir une esthétique satisfaisante.

Les blocs de céramique feldspathique sont usinables dans leur état définitif et peuvent donc être collées immédiatement après usinage. De même, les céramiques nano-hybrides (VITA Enamic®, LAVA Ultimate®, GC Cerasmart®) ne nécessitent pas de cuisson après usinage et peuvent être mises en place immédiatement. Une cuisson dénaturerait la matrice de polymère, entraînant une combustion du composite, et diminuerait grandement les propriétés du matériau.



A l'inverse, des céramiques usinables à base de dissilicate de lithium (E.max IVOCLAR VIVADENT®, VITA Suprinity®) sont conditionnés en blocs sous une forme pré-frittée. Cette mise en forme permet un usinage plus rapide tout en réduisant les contraintes sur

les fraises et les moteurs d'usinages. En effet, la forme pré-frittée de ces céramiques présente une résistance à la compression moindre et une dureté très inférieure.



Dans cette forme, les blocs ont une couleur très différente du produit fini (violet pour l'E.max® et ambré pour le Suprinity®), ce qui peut poser problème pour le maquillage éventuel, mais qui permet surtout d'éviter la mise en place de matériau incomplètement

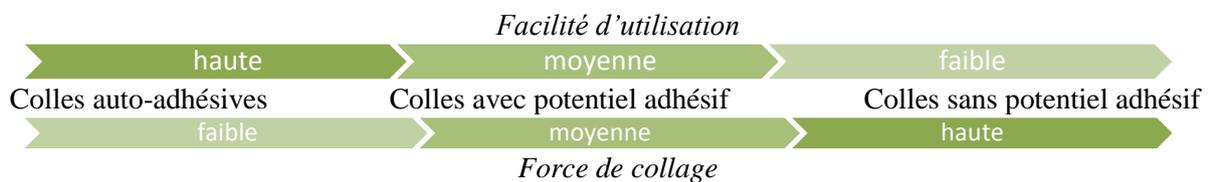
crystallisés. Une fois usinés, ces prothèses nécessitent un passage dans un four de cristallisation à des températures d'environ 800°C, suivant les recommandations des fabricants.

Le maquillage est une application de composites colorés pour simuler les variations de teinte et de translucidité d'une dent naturelle. Pour les céramiques nano-hybrides, le maquillage est réalisé avec de simples composites colorés polymérisés à la lampe à photopolymériser comme un composite classique. Les céramiques nécessitant une cuisson sont maquillées avant passage au four de cristallisation, avec des colorants spéciaux supportant les hautes températures de cuisson.

La mise en œuvre des restaurations céramiques se fait par collage aux substances dentaires. Un collage efficace passe par l'obtention d'un ancrage micromécanique et d'une liaison chimique. La compréhension des matériaux et de leur composition permet de réaliser les bonnes manipulations pour obtenir un collage efficace et pérenne. Les colles sont classées en trois catégories (34) :

- Colles sans potentiel adhésif (composites de collage)
- Colles avec potentiel adhésif (ex : Superbond®, Panavia®) qui autorisent des compromis et possèdent un protocole particulier à chaque fabricant.
- Colles auto-adhésives, qui ne nécessitent aucune préparation de la dent ou du matériau

Le choix du matériau de collage se fait suivant deux gradients :



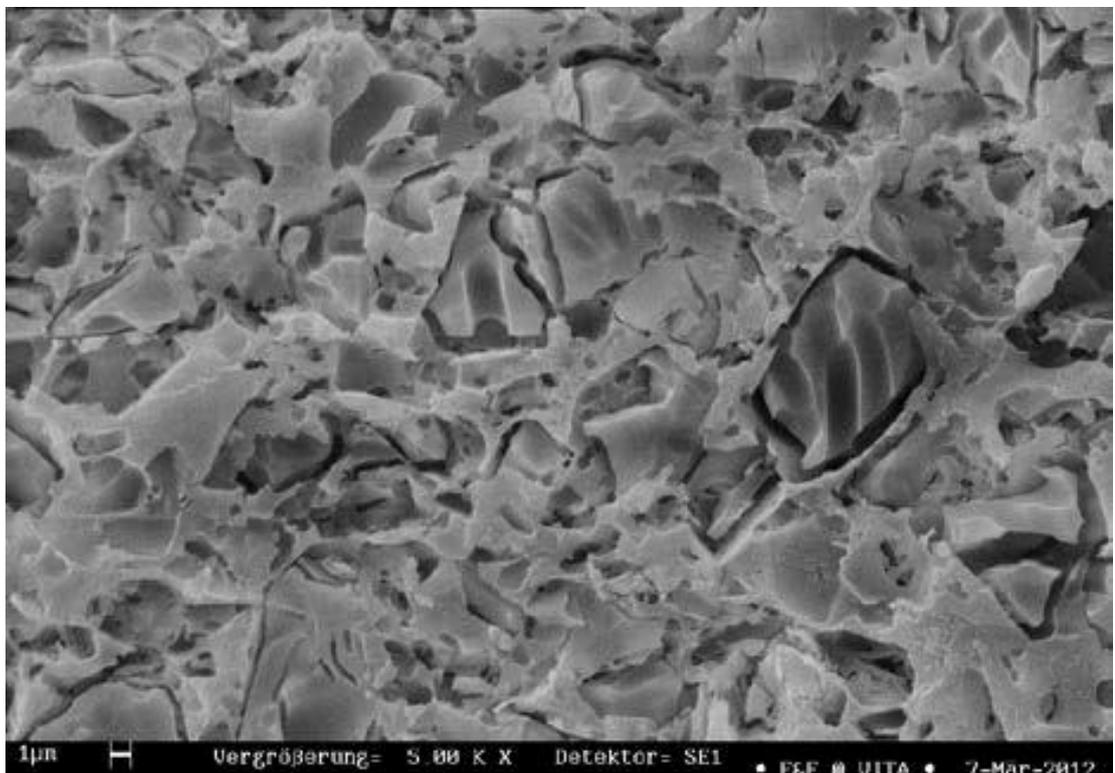
Le protocole de collage des colles sans potentiel adhésif est le plus compliqué, mais permet dans de bonnes conditions de mise en œuvre le collage le plus efficace (34).

Le collage sur les céramiques nano-hybrides est un collage sur un matériau du type composite. L'ancrage micromécanique est obtenu par un sablage avec une poudre d'alumine à 40-50µm de diamètre, qui crée des anfractuosités rétentives pour le matériau de collage. La liaison chimique est faite par le silane, qui agit comme agent de couplage entre les charges de verre du matériau et la colle.

Pour le collage sur les céramiques, la liaison chimique est toujours effectuée par le silane, mais l'ancrage micromécanique est obtenu par un mordantage à l'acide fluorhydrique à 9% pendant 30 secondes pour les vitrocéramiques à base de dissilicate de lithium et 90 secondes pour les céramiques feldspathiques.



*E.max® CAD après traitement à l'acide fluorhydrique 9% (34)*



*VITA Enamic® après mordantage à l'acide fluorhydrique 5% pendant 60 secondes (33)*

## 2.7 Matériaux et types de reconstitution

### 2.7.2 Couronnes unitaires

Une couronne unitaire nécessite d'être résistante et esthétique, et hormis les céramiques feldspathiques, toutes les céramiques développées précédemment possèdent les caractéristiques mécaniques nécessaires pour réaliser des couronnes unitaires tout céramiques. Les propriétés majeures nécessaires sont la résistance à la compression, la charge à la rupture, la ténacité, et la dureté. Pour les couronnes partielles  $\frac{3}{4}$  et  $\frac{7}{8}$ , et les endocouronnes, il faut aussi prendre en compte le module d'élasticité, car les restaurations sont au contact de volumes dentaires résiduels plus importants que lors de préparations périphériques totales. Même si les couronnes partielles se font de moins en moins du fait du niveau nettement plus esthétique des matériaux actuels, les endocouronnes ont une utilité indéniable dans les cas de faible hauteur prothétique et dans une logique de conservation tissulaire. Ce type de préparation utilise la cavité camérale préparée lors de l'ouverture de chambre comme surface rétentive. En effet, une préparation telle que celle là peut être comparée à un négatif d'un moignon de préparation périphérique totale. La surface dentaire est similaire, de même que la dépouille et la hauteur rétentive. La seule différence est la hauteur plus importante de la restauration prothétique, entraînant un bras de levier plus important et une diminution de la stabilisation.

#### 2.7.2.1 SLZ

Les céramiques au silicate de lithium dopé au dioxyde de zirconium présentent sans aucun doute des qualités mécaniques suffisantes pour réaliser des couronnes unitaires. La résistance à la compression ainsi que la ténacité sont équivalentes à la zircone. La charge à la rupture et la dureté sont similaires aux dissilicates de lithium. Des couronnes unitaires réalisées dans ces matériaux, avec de telles propriétés mécaniques présentent tous les facteurs positifs pour des restaurations stables et pérennes.

Ces matériaux ne sont pas indiqués pour des endocouronnes du fait du module d'élasticité nettement supérieur à celui de la dent naturelle.

#### 2.7.2.2 Céramiques hybride

Les nouvelles céramiques nano-hybrides ont des propriétés mécaniques assez faibles comparées aux céramiques au dissilicate de lithium. Hormis la charge de rupture équivalente au dissilicate de lithium, la résistance à la compression, la dureté et la ténacité sont à peine supérieures aux céramiques feldspathiques. Le point fort de ces nouvelles céramiques est le module d'élasticité se situant entre le module d'élasticité de la dentine et celui de l'émail.

Les propriétés mécaniques de ces céramiques permettent selon les fabricants de réaliser des couronnes unitaires, des couronnes partielles et des endocouronnes. La charge de rupture relativement élevée permet d'envisager des restaurations unitaires, cependant la résistance à la compression, la dureté et la ténacité indiquent un matériau qui présente une usure similaire à la dent naturelle. Cela induit une limitation et des contraintes d'utilisation qui limitent les indications. En effet, des couronnes unitaires réalisées dans ces matériaux placées en antagoniste de restaurations métalliques, céramo-métalliques et céramiques, risquent une usure prématurée.

### 2.7.3 Inlay-onlay

Un inlay-onlay est un terme générique regroupant les inlays, restaurations partielles ne recouvrant pas les cuspidés, les onlays, recouvrant en partie au moins une cuspide, et les overlays recouvrant la totalité des cuspidés. L'intérêt de ces restaurations est de préserver au maximum les tissus dentaires tout en offrant des qualités mécaniques suffisantes pour conserver une fonctionnalité adéquate. Ce type de reconstitution est en majorité réalisé sur des dents postérieures nécessitant une restauration volumineuse sans pour autant aller jusqu'à la préparation périphérique. Les qualités nécessaires sont donc multiples et passent par une résistance mécanique suffisante mais surtout une élasticité analogue aux tissus dentaires résiduels. La résistance générale de l'ensemble est assurée par un collage efficace.

Une méthode de préparation appelée IDS (Immediate Dentin Sealing) consiste à obturer la dentine immédiatement après le fraisage, avec un traitement de mordantage et application d'adhésif (34). Cela permet de limiter les risques de contamination et d'augmenter la qualité du collage. Une variante de cette technique consiste à réaliser une obturation partielle de la cavité au composite (souvent du composite flow) afin de combler les contours dépourvus. Cela permet d'éviter l'élimination de l'émail non soutenu et augmente de beaucoup la conservation tissulaire.

#### 2.7.3.1 SLZ

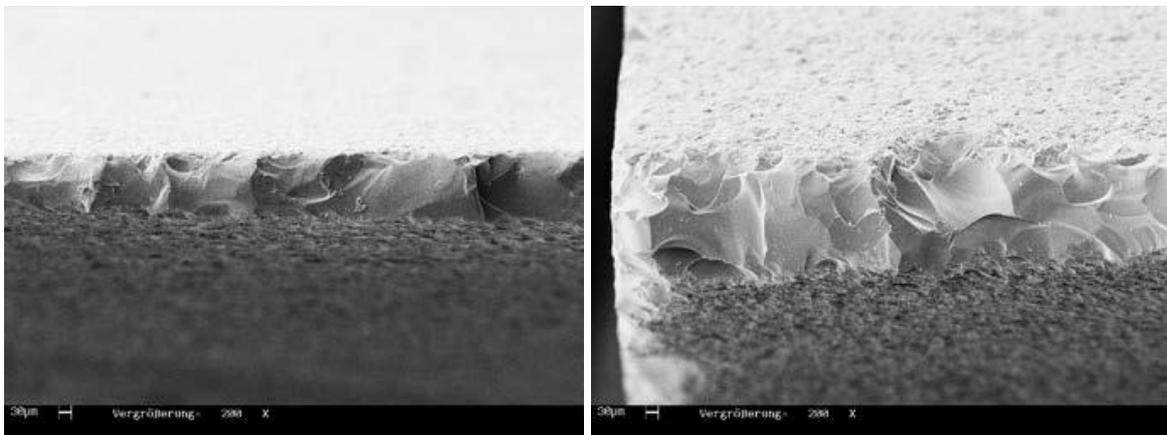
Ces matériaux disposent sans aucun doute des qualités mécaniques et esthétiques nécessaires, cependant, le module d'élasticité dépasse de beaucoup celui des dents naturelles. L'étude de Y ZANG et coll. (22) présente une valeur de 210 GPa proche de celle de la zircone, et plus de deux fois supérieure aux valeurs retrouvées pour l'émail. Dans le cas des overlays, le recouvrement cuspidien total permet un effet de cerclage augmentant la cohésion et la résistance de l'ensemble. La préparation de la restauration demande une attention particulière pour assurer résistance et pérennité de la reconstitution. En effet, une préparation par angle interne arrondi permet une meilleure répartition des forces de mastication et évite l'apparition d'un effet de coin susceptible d'aboutir à une fracture de la dent support.

### 2.7.3.2 Céramiques hybrides

Ces nouvelles céramiques ont été créées pour obtenir un matériau permettant de mimer le comportement mécanique de la dent naturelle. Comme décrit plus haut, le module d'élasticité est similaire à celui de la dentine, de même que la résistance à la flexion, ce qui est mieux adapté à la reconstitution partielle. Toutes ces données font que ces matériaux sont particulièrement adaptés à des reconstitutions de type inlay-onlay, overlays ou couronnes partielles et endocouronnes.

### 2.7.4 Facettes

Toutes les nouvelles céramiques présentées sont recommandées par leurs fabricants respectifs pour l'usinage de facettes esthétiques. Chacunes possède des qualités esthétiques propres suivant la translucidité des blocs choisis. On constate une uniformité au niveau des ténacités retrouvée dans les études pour les différents matériaux. Selon les fabricants, les épaisseurs usinables minimales des matériaux varie entre 0.2mm (VITA Enamic®) et 0.6mm (VITA Suprinity®). Toujours selon les fabricants, la précision des bords est supérieure pour les céramiques nano-hybrides du fait de leur plus grande souplesse et permet de réaliser des facettes plus fines.



Épaisseur marginale minimum enregistrées en mode normal.

Gauche : VITA Suprinity®, épaisseur environ 163 $\mu$ m. Droite : Dissilicate de lithium, épaisseur environ 276 $\mu$ m (32).

## 2.7.5 Bridges

Les céramiques nano-hybrides ne disposent pas de propriétés mécaniques suffisantes, et notamment une résistance à la flexion trop faible pour pouvoir envisager de réaliser des bridges, même de petite étendue.

Pour les céramiques à base de silicate de lithium, l'IPS Emax® IVOCLAR VIVADENT au dissilicate de lithium, le fabricant recommande son matériau pour les bridges de petite étendue (3 éléments maximum) et remplaçant au plus une première prémolaire (avec des bloc de 40mm de longueur maximum). Les fabricants des céramiques au silicate de lithium dopé au dioxyde de zirconium, VITA Suprinity® et DENTSPLY Celtra Duo®, ont repris ces recommandations. En effet, au regard des résistances à la flexion disponibles dans la littérature, on constate que ces nouvelles céramiques sont légèrement au dessus des céramiques au dissilicate de lithium. Cependant, les blocs disponibles se limitent à des dimensions utilisables pour des couronnes unitaires, inlay-onlays et facettes.

Il est important de noter que la résistance des bridges est en grande partie conditionnée par la hauteur des jonctions entre les pontiques. En effet, en doublant la largeur de ces jonctions, on double la résistance à la flexion. Cependant, en doublant la hauteur des jonctions, on augmente par 8 la résistance à la flexion.

## **III- APPLICATIONS CLINIQUES**

### **3.3 Couronnes unitaires**

#### **3.3.1 Full Zircon**

Type de restauration : couronne unitaire

Dents restaurées : molaires

Type de patient : demande esthétique faible, contraintes mécaniques élevées

Matériau choisi : Zircon haute translucidité



Couronne en full zirconie, matériau extrêmement résistant mais aussi très opaque, utilisé pour des dents postérieures avec des contraintes occlusales relativement importantes, et une demande esthétique limitée en termes de bio-mimétisme et d'intégration aux dents adjacentes. Ce type de matériau peut être utilisé en remplacement des couronnes coulées en postérieur. Malgré la très haute résistance mécanique, il est déconseillé de l'utiliser chez les patients bruxomanes, ou alors avec un antagoniste lui aussi en zirconie. Le zirconie ne peut pas être collé, et le scellement permet donc d'utiliser ce matériau dans des cas où un collage efficace n'est pas possible. Cela concerne les cas de limite intra-sulculaires notamment.

### 3.3.2 Zirconie Haute Translucidité

Type de restauration : couronne unitaire

Dents restaurées : deuxième prémolaire et première molaire maxillaire

Type de patient : demande esthétique moyenne,

Matériau choisi : Zirconie haute translucidité



Amélioration de la zircone, surtout au niveau des propriétés esthétiques, on voit une translucidité bien supérieure, ce qui se traduit par un rendu beaucoup plus naturel. Les possibilités de retouche occlusales sont possibles si elles sont peu importantes.

On constate sur les photos ci-dessous les préparations nécessaires à des restaurations tout céramiques, à savoir un épaulement à angle interne arrondi de 1.5 à 2mm d'épaisseur.

Malgré la meilleure intégration esthétique, on constate sur la photo de droite une teinte trop uniforme due au conditionnement en bloc usinable monotéinte et à la relativement faible translucidité limitant le bio-mimétisme. Le remplacement d'une prémolaire et d'une molaire permet plus de souplesse quant au rendu esthétique à prévoir.



### 3.3.3 Dissilicate de lithium

Type de restauration : couronne unitaire

Dents restaurées : première et deuxième prémolaire maxillaire

Type de patient : demande esthétique forte, moignon de teinte moyenne

Matériau choisi : Dissilicate de lithium de chez IVOCLAR VIVADENT : E.max®



*Couronnes en IVOCLAR VIVADENT E.max®*





Le dissilicate de lithium est utilisé depuis longtemps maintenant et le recul clinique est satisfaisant. Même si les propriétés mécaniques sont satisfaisantes, le fabricant déconseille l'utilisation de ce matériau en cas de bruxomanie. Ce cas clinique a été réalisé avec l'IVOCLAR VIVADENT E.max<sup>®</sup>. On constate une translucidité remarquable et un rendu esthétique très correct. Les préparations se font selon les mêmes principes énoncés plus haut.

Le remplacement des deux prémolaires présente une intégration satisfaisante. Un maquillage avant cuisson aurait permis des caractérisations augmentant l'intégration esthétique mais ce choix n'a pas été fait. Le choix de la teinte est d'autant plus compliqué du fait de la différence de teinte entre la canine et la molaire.

#### 3.3.4 Dissilicate de lithium dopé au de dioxyde de zirconium

Type de reconstitution : couronne unitaire

Dent restaurée : deuxième prémolaire mandibulaire

Type de patient : demande esthétique forte

Matériau choisi : dissilicate de lithium dopé au dioxyde de zirconium de chez VITA : Suprinity<sup>®</sup>



*Bloc VITA Suprinity® usiné et couronne après cuisson*



Le remplacement de cette deuxième prémolaire mandibulaire a été réalisé avec une couronne en VITA Suprinity®. Malgré que le fabricant déconseille son utilisation dans des cas de forte contrainte occlusale et de bruxomanie, les propriétés mécaniques et plusieurs cas cliniques laissent la possibilité pour le praticien d'utiliser ce matériau.

Le choix de teinte judicieux et les qualités optiques de translucidité de bio-mimétisme de ce matériau offre une très bonne intégration de la restauration prothétique. Un maquillage du collet de la couronne a été réalisé, ce qui accroît d'autant plus l'impression de naturel une fois la couronne collée.

Comme sur toutes les couronnes tout céramiques, l'intégration au niveau des tissus mous est pratiquement idéale. Ceci est dû à la très bonne biocompatibilité des céramiques et au bon ajustement des restaurations réalisées.

### 3.4 Cas Inlay-onlay

#### 3.4.1 Céramique hybride

Type de reconstitution : overlay

Dent restaurée : deuxième molaire maxillaire

Type de patient : faible demande esthétique, faible hauteur prothétique

Matériau choisi : céramique hybride de chez VITA : Enamic®



*Bloc usiné de VITA Enamic®*



Cette deuxième molaire maxillaire a subi une très forte abrasion occlusale nécessitant une restauration collée pour limiter au maximum la préparation. Le choix s'est porté sur une des nouvelles céramiques hybrides, du fait des bonnes propriétés mécaniques, proches de la dent naturelle, ce qui assure une bonne stabilité des restaurations partielles. Le rendu esthétique est assez uniforme, mais ce patient n'a pas une demande esthétique très forte au vu de la couronne métallique. Un maquillage aurait été possible avec une caractérisation des sillons pour accentuer le côté naturel.

Les bonnes propriétés mécaniques et la capacité d'abrasion analogue à la dent naturelle permet son utilisation dans les cas de bruxomanie et d'occlusions instables.

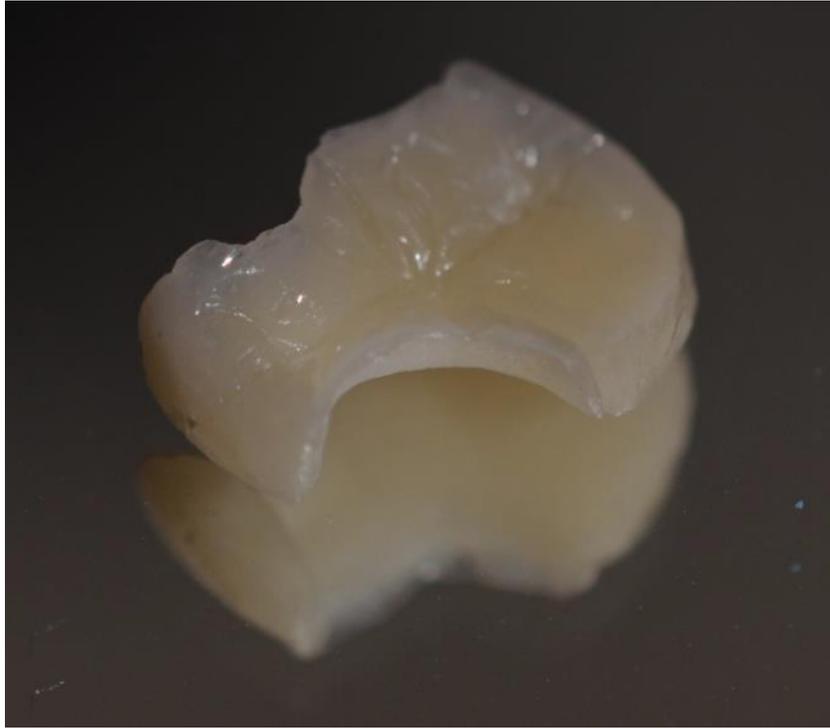
### 3.4.2 Résine nano-céramique

Type de restauration : inlay-onlay

Dent restaurée : première molaire mandibulaire

Type de patient : demande esthétique moyenne

Matériau choisi : résine nano-céramique de chez LAVA : Ultimate®



*Inlay-onlay usiné en LAVA Ultimate®*





Le remplacement d'un soin volumineux par un inlay-onlay usiné permet d'augmenter la résistance de la restauration tout en gardant l'intégrité de la dent naturelle. Cela permet aussi de reconstituer une anatomie plus proche de la physiologie, en comparaison avec le soin réalisé en méthode directe qui se résume souvent à un design plat.

Avec un choix de teinte adéquat, le bio-mimétisme du matériau permet une bonne intégration esthétique.

Utilisable chez tous les patients, y compris chez le bruxomane du fait de l'usure dans le temps, pour des reconstitutions de petit volume. Les indications de base étaient larges, mais depuis juin 2015, le fabricant limite l'utilisation aux reconstitutions partielles et déconseille la confection de couronnes dans ce matériau.

## **IV- CONCLUSION**

L'innovation de ces dernières années a produit de nouveaux matériaux permettant de diversifier les thérapeutiques et d'augmenter toujours plus la recherche de la conservation tissulaire. Chaque matériau peut être utilisé pour pratiquement toutes les indications, mais connaître quelques propriétés mécaniques de base permet d'affiner le choix et de tendre vers une meilleure efficacité de la restauration réalisée. Atteindre le meilleur résultat possible est l'objectif de tout clinicien, et cela passe par un choix éclairé des possibilités offertes à ce jour.

Les nouvelles céramiques à base de silicate de lithium dopé au dioxyde de zirconium offrent de bonnes espérances quand aux futures restaurations esthétiques, de part leur propriétés mécaniques équivalentes voire supérieures au disilicate de lithium et leurs bonnes propriétés optiques. La véritable révolution concernant les céramiques vient des céramiques hybrides et résines nano-céramiques, qui ouvrent des possibilités de restauration à minima avec un maximum de conservation tissulaire, tout en offrant des propriétés mécaniques proches des dents naturelles.

Bien sûr, de nouvelles études seront nécessaires afin de confirmer les propriétés et de valider la pérennité et la biocompatibilité de ces nouvelles céramiques. Le manque de recul clinique à ce jour oblige à émettre des réserves quand à l'utilisation de ces matériaux jusqu'à ce que les bonnes propriétés et les attentes soient confirmées.

## V- **BIBLIOGRAPHIE**

1.

Dangra Z, Gandhewar M. The use of newer high translucency zirconia in aesthetic zone. *Case Rep Dent* 2014;2014:432714.

2.

Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J* 2013;7:118–22.

3.

Oilo M, Kvam K, Gjerdet NR. Simulation of clinical fractures for three different all-ceramic crowns. *Eur J Oral Sci* 2014;122(3):245–50.

4.

Fukushima KA, Sadoun MJ, Cesar PF, Mainjot AK. Residual stress profiles in veneering ceramic on Y-TZP, alumina and ZTA frameworks: measurement by hole-drilling. *Dent Mater* 2014;30(2):105–11.

5.

Zhao K, Wei Y-R, Pan Y, Zhang X-P, Swain MV, Guess PC. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dent Mater* 2014;30(2):164–71.

6.

Stawarczyk B, Beuer F, Ender A, Roos M, Edelhoff D, Wimmer T. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. *Dent Mater J* 2013;32(6):888–95.

7.

Shahrbaf S, van Noort R, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dent Mater* 2014;30(2):234–41.

8.

Oilo M, Hardang AD, Ulsund AH, Gjerdet NR. Fractographic features of glass-ceramic and zirconia-based dental restorations fractured during clinical function. *Eur J Oral Sci* 2014;122(3):238–44.

9.

Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part I--procedures and results. *Dent Mater* 2014;30(5):e99–e111.

10.

Preis V, Letsch C, Handel G, Behr M, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Dent Mater* 2013;29(7):e113–121.

11.

Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand* 2014;72(2):145–53.

12.

Biskri ZE, Rached H, Boucheur M, Rached D. Computational study of structural, elastic and electronic properties of lithium disilicate (Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub>) glass-ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014;32:345–50.

13.

Spink LS, Rungruanganut P, Megremis S, Kelly JR. Comparison of an absolute and surrogate measure of relative translucency in dental ceramics. *Dent Mater* 2013;29(6):702–7.

14.

Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J Dent* 2014;42(6):684–90.

15.

Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dent Mater* 2013 ;29(7):742–51.

16.

Wimmer T, Hostettler J, Beuer F, Stawarczyk B. Load-bearing capacity of soldered and subsequently veneered 4-unit zirconia FDPs. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013 Jul;23:1–7.

17.

Sabrah AHA, Cook NB, Luangruangrong P, Hara AT, Bottino MC. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dent Mater* 2013;29(6):666–73.

18.

Holberg C, Winterhalder P, Wichelhaus A, Hickel R, Huth K. Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: a finite element analysis. *Dent Mater* 2013

;29(12):1244–50.

19.

Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater* 2014;30(4):424–32.

20.

Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent* 2014;111(4):310–7.

21.

Yuan K, Wang F, Gao J, Sun X, Deng Z-X, Wang H, et al. Effect of zircon-based tricolor pigments on the color, microstructure, flexural strength and translucency of a novel dental lithium disilicate glass-ceramic. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2014;102(1):98–107.

22.

Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013;29(12):1201–8.

23.

Zhang Y, Chai H, Lee JJ-W, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J Dent Res* 2012;91(3):311–5.

24.

Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part 2. Phenomenological model and the effect of indenter type. *Dent Mater* 2014;30(5):e112–123.

25.

Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal J-P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dent Mater* 2013;29(12):1209–18.

26.

Anusavice KJ, Jadaan OM, Esquivel-Upshaw JF. Time-dependent fracture probability of bilayer, lithium-disilicate-based, glass-ceramic, molar crowns as a function of core/veneer thickness ratio and load orientation. *Dent Mater* 2013;29(11):1132–8.

27.

Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent* 2013;110(1):14–20.

28.

Ritzberger C, Dellagiaco R, Schweiger M. Lithium silicate glass ceramic and glass with ZrO<sub>2</sub> content. *Journal*. 2011 Oct;20

29.

VITA. Rapport scientifique E.max®. Volume 1. 2001-2011

30.

VITA. Rapport scientifique E.max®. Volume 2. 2001-2011

31.

GC. Documentation scientifique Cerasmart®. 2014

32.

VITA. Rapport scientifique Suprinity®. 2013

33.

VITA. Rapport scientifique Enamic®. 2014

34.

Marniquet S, Fron Chabouis H. Matériaux actuels pour les restaurations partielles. *Fil Dentaire* 2015 : 28-33.

35.

Dejou J. Support de cours PDF : les céramiques. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires.

36.

DENTSPLY. Support clinique Celtra®. 2013

Grade A	Grade B	Grade C
Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal J-P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. <i>Dent Mater.</i> 2013 Dec;29(12):1209–18.	Ritzberger C, Dellagiaco R, Schweiger M. Lithium silicate glass ceramic and glass with ZrO <sub>2</sub> content. <i>Journal.</i> 2011 Oct;20	Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. <i>Open Dent J.</i> 2013;7:118–22.
	Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. <i>J Prosthet Dent.</i> 2013 Jul;110(1):14–20.	Dangra Z, Gandhewar M. The use of newer high translucency zirconia in aesthetic zone. <i>Case Rep Dent.</i> 2014;2014:432714.
	Anusavice KJ, Jadaan OM, Esquivel-Upshaw JF. Time-dependent fracture probability of bilayer, lithium-disilicate-based, glass-ceramic, molar crowns as a function of core/veneer thickness ratio and load orientation. <i>Dent Mater.</i> 2013 Nov;29(11):1132–8.	VITA. Rapport scientifique E.max® volume 1. 2001-2011
	Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part 2. Phenomenological model and the effect of indenter type. <i>Dent Mater.</i> 2014 May;30(5):e112–123.	VITA. Rapport scientifique E.max® volume 2. 2001-2011
	Zhang Y, Chai H, Lee JJ-W, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. <i>J Dent Res.</i> 2012 Mar;91(3):311–5.	GC. Documentation scientifique Cerasmart®. 2014 Avr.
	Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. <i>Dent Mater.</i> 2013 Dec;29(12):1201–8.	VITA. Rapport scientifique Suprinity®. 2013 Nov.
	Yuan K, Wang F, Gao J, Sun X, Deng Z-X, Wang H, et al. Effect of zircon-based tricolor pigments on the color,	VITA. Rapport scientifique Enamic®. 2014 Oct.

	<p>microstructure, flexural strength and translucency of a novel dental lithium disilicate glass-ceramic. <i>J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.</i> 2014 Jan;102(1):98–107.</p>	
	<p>Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. <i>J Prosthet Dent.</i> 2014 Apr;111(4):310–7.</p>	<p>Marniquet S, Fron Chabouis H. Matériaux actuels pour les restaurations partielles. <i>Le Fil Dentaire.</i> 2015 Mar. 28-33.</p>
	<p>Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. <i>Dent Mater.</i> 2014 Apr;30(4):424–32.</p>	<p>Dejou J. Support de cours PDF : les céramiques. Société Francophone de Biomateriaux Dentaires.</p>
	<p>Holberg C, Winterhalder P, Wichelhaus A, Hickel R, Huth K. Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: a finite element analysis. <i>Dent Mater.</i> 2013 Dec;29(12):1244–50.</p>	<p>DENTSPLY. Support clinique Celtra®. 2013 Oct.</p>
	<p>Sabrah AHA, Cook NB, Luangruangrong P, Hara AT, Bottino MC. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. <i>Dent Mater.</i> 2013 Jun;29(6):666–73.</p>	
	<p>Wimmer T, Hostettler J, Beuer F, Stawarczyk B. Load-bearing capacity of soldered and subsequently veneered 4-unit zirconia FDPs. <i>J Mech Behav Biomed Mater.</i> 2013 Jul;23:1–7.</p>	
	<p>Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical</p>	

	analyses. Dent Mater. 2013 Jul;29(7):742–51.	
	Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. J Dent. 2014 Jun;42(6):684–90.	
	Spink LS, Rungruanant P, Megremis S, Kelly JR. Comparison of an absolute and surrogate measure of relative translucency in dental ceramics. Dent Mater. 2013 Jun;29(6):702–7.	
	Biskri ZE, Rached H, Boucheur M, Rached D. Computational study of structural, elastic and electronic properties of lithium disilicate (Li <sub>2</sub> Si <sub>2</sub> O <sub>5</sub> ) glass-ceramic. J Mech Behav Biomed Mater. 2014 Apr;32:345–50.	
	Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. Acta Odontol Scand. 2014 Feb;72(2):145–53.	
	Preis V, Letsch C, Handel G, Behr M, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. Dent Mater. 2013 Jul;29(7):e113–121.	
	Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental	

	CAD/CAM restorative materials: part I-- procedures and results. Dent Mater. 2014 May;30(5):e99–e111.	
	Oilo M, Hardang AD, Ulsund AH, Gjerdet NR. Fractographic features of glass-ceramic and zirconia-based dental restorations fractured during clinical function. Eur J Oral Sci. 2014 Jun;122(3):238–44.	
	Shahrbaf S, van Noort R, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. Dent Mater. 2014 Feb;30(2):234–41.	
	Stawarczyk B, Beuer F, Ender A, Roos M, Edelhoff D, Wimmer T. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. Dent Mater J. 2013 Nov 30;32(6):888–95.	
	Zhao K, Wei Y-R, Pan Y, Zhang X-P, Swain MV, Guess PC. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. Dent Mater. 2014 Feb;30(2):164–71.	
	Fukushima KA, Sadoun MJ, Cesar PF, Mainjot AK. Residual stress profiles in veneering ceramic on Y-TZP, alumina and ZTA frameworks: measurement by hole-drilling. Dent Mater. 2014 Feb;30(2):105–11.	
	Oilo M, Kvam K, Gjerdet NR. Simulation of clinical fractures for three different all-	

	ceramic crowns. Eur J Oral Sci. 2014 Jun;122(3):245-50.	
--	--	--

UNIVERSITE DE NANTES  
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE  
-----

Vu le Président du Jury,

Pr. B. Giacomelli



Vu et permis d'imprimer

Vu le Doyen,



Y. AMOURIQ

WEBER (Marc). – Les nouvelles céramiques par CFAO, le point en 2014. 43p ; ill ; tabl ; 36 ref ; 30cm (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2015)

#### RESUME

Dans tous les milieux, le développement et l'innovation sont nécessaires à la progression des techniques et à l'évolution des standards.

L'objectif de ces dernières années est d'obtenir un matériau polyvalent permettant de répondre à un grand nombre d'indications. Ceci va de paire avec la diversification des traitements proposés, ce qui complique d'autant la recherche d'un matériau adéquat.

La constante évolution des matériaux a conduit à de nouvelles générations de céramiques, sensées combiner les indications de chacune et limiter ainsi les inconvénients.

L'objectif de cette thèse est d'éclairer la profession sur l'intérêt de ces nouvelles céramiques par une revue des connaissances actuelles sur les propriétés mécaniques, physiques et chimiques de ces nouveaux matériaux comparés à ceux utilisés actuellement, ainsi qu'une illustration avec différents cas cliniques suivant le type de matériau et de restauration choisie.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Matériaux

#### MOTS CLES / MESH

Odontologie / Dentistry

Céramiques / Ceramics

Porcelaine dentaire / Dental porcelain

Dissilicate de lithium / Lithium dissilicate

Couronne / Crowns

#### JURY

Président : Professeur Giumelli B

Directeur : Docteur Bodic F

Assesseur : Docteur Lanoiselee E

Assesseur : Docteur Le Guehenec L

#### ADRESSE DE L'AUTEUR

13 rue Joseph Caillé, 44000 NANTES

[mw.marc8@gmail.com](mailto:mw.marc8@gmail.com)